

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR  
STÉPHANE NORTON

PARAMÈTRES DE MOUVEMENTS LINÉAIRE ET ANGULAIRE 3D AUTOUR DU  
GENOU QUI SONT SENSIBLES À LA GONARTHROSE ET À SA SÉVÉRITÉ  
LORS DU MAINTIEN EN APPUI UNIPODAL

DÉCEMBRE 2015

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

## UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

### MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

#### Ce mémoire a été dirigé par :

Karine Boivin, Ph. D. directeur de recherche, grade	Université du Québec à Trois-Rivières Rattachement institutionnel
Louis Laurencelle, Ph. D. codirecteur de recherche, grade (enlever si non requis)	Université du Québec à Trois-Rivières Rattachement institutionnel

#### Jury d'évaluation du mémoire :

Karine Boivin, Ph. D. Prénom et nom, grade	Université du Québec à Trois-Rivières Rattachement institutionnel
Claude Dugas, Ph. D. Prénom et nom, grade	Université du Québec à Trois-Rivières Rattachement institutionnel
Hugues Leblond, Ph. D. Prénom et nom, grade	Université du Québec à Trois-Rivières Rattachement institutionnel

## REMERCIEMENTS

Je souhaite exprimer mes remerciements à ma directrice de recherche, professeure Karine Boivin ainsi qu'à mon co-directeur, Louis Laurencelle, pour leur disponibilité, leur patience et leur souci de transmettre aux étudiants leur savoir-faire. Je souhaite également remercier le personnel du Laboratoire en recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), sans qui le présent projet n'aurait été possible, et particulièrement Gérald Parent pour avoir su si bien m'accueillir, répondre à mes questions et trouver des solutions aux problèmes techniques en lien avec l'extraction des paramètres biomécaniques, rencontrées lors de la réalisation de mon projet.

Je remercie les Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), le Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), la chaire Marie Lou et Yves Cotrel de recherche en orthopédie du centre de recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et la chaire de recherche du Canada en imagerie 3D et ingénierie biomédical (École de technologie supérieure) pour le soutien financier accordé au groupe de recherche du LIO, permettant la construction de la base de données dont le présent projet découle.

Je souhaite également remercier mon père, Richard, pour son soutien à travers les épreuves associées à la réalisation de ce projet. Finalement, je tiens à remercier mes collègues de travail et notamment Hélène Cloutier pour sa présence, son aide et ses judicieux conseils tout au long de mon cheminement.

## RÉSUMÉ

**Introduction.** À ce jour, la majorité des travaux qui ont analysé l'impact de l'arthrose au genou (gonarthrose) sur la biomécanique du genou ont eu recours à une évaluation de la locomotion. Cette avenue met en lumière l'intérêt pour le développement de l'évaluation de tâches fonctionnelles, mettant en jeu des schèmes de compensation (ou de forces) autour du genou complémentaires à ceux de la locomotion. En ce sens, une tâche augmentant le temps passé en appui sur un seul membre inférieur, soit une tâche de support unipodal (TSU), est intéressante puisqu'elle élimine l'influence de la vitesse de marche et possède une composante d'accélération, lors de l'initiation de la tâche, orientée latéralement plutôt qu'antérieurement. Nous cherchions donc, premièrement, à évaluer le comportement du genou arthrosique lors d'un maintien autour d'une position moyenne de flexion-extension autodéterminée et adoptée lors d'une tâche de maintien debout sur le membre inférieur pathologique, soit en appui unipodal. Par la suite, nous voulions comparer les mouvements fins au genou entre des participants sans arthrose au genou (AS) et des participants avec (OA) ainsi que selon une subdivision du groupe OA faite en fonction de la sévérité de l'atteinte radiologique. Finalement, nous désirions vérifier la stabilité intra-séance des paramètres retenus et mettre en relation les paramètres qui auront permis de discriminer les participants avec et sans arthrose au genou avec d'autres mesures cliniques.

**Méthodologie.** Les données proviennent d'une base de données (Turcot, 2008; Boivin, 2010) à partir de laquelle celles de 44 participants ont été analysées (15 AS, 29 OA). Les OA pouvaient être subdivisés selon le niveau de sévérité radiologique

(OAL, léger et OAS, sévère). Les participants étaient instrumentés sur le membre inférieur pathologique grâce à un système de fixation de corps rigides non-invasif composés de quatre marqueurs vissés sur un exosquelette (Ganjikia, 2000), une plaque tibiale et une ceinture sacrale. La trajectoire des marqueurs était suivie par 6 caméras VICON™ à une fréquence de 120 Hz. La tâche, un maintien d'une durée de 3 secondes en appui unipodal sur le membre inférieur instrumenté, fut répétée six fois. Une période médiane, s'étalant sur une demie seconde avant et après le milieu de la durée du maintien, fut utilisée comme fenêtre temporelle pour l'analyse des données. Les paramètres cinématiques (moyenne, minimum, maximum, étendue, longueur de la trajectoire) pour les trois rotations et les translations (antéro-postérieures et médio-latérales) ont été calculés sur la période médiane pour les trois premiers essais retenus et ensuite moyennés. Les paramètres ont été comparés grâce à une analyse de variance avec contraste orthogonaux (OA vs AS et OAL vs OAS) ainsi que grâce à une analyse de covariance selon la variable de masse corporelle des participants. Les coefficients de corrélation intra-classes (CCI) ont servi à établir la fidélité intra-séance des paramètres retenus.

**Résultats.** Les OA étaient plus lourds que les AS ( $p < 0,01$ ). Les participants se comportaient de façon similaire en flexion-extension ( $p > 0,05$ ). Pour l'effet de la pathologie, le groupe OA avait une position moyenne, minimale et maximale du fémur par rapport au tibia significativement plus antériorisée lorsque comparé au groupe AS (tous  $p < 0,05$ ) ainsi qu'une trajectoire antéro-postérieure et médio-latérale plus élevée ( $p < 0,05$ ). Pour l'effet de sévérité de la pathologie, le groupe OAS présentait une position moyenne, minimale et maximale du fémur par rapport

au tibia significativement antériorisée lorsque comparé au sous-groupe OAL (tous  $p < 0,05$ ) ainsi qu'une position moyenne, minimale et maximale davantage en varus pour le plan frontal (tous  $p < 0,05$ ). Pour la fidélité intra-séance, les paramètres avec les CCI les plus élevés étaient le minimum, le maximum et la moyenne. Les paramètres angulaires présentaient des valeurs de CCI plus élevées que celles issues des translations.

**Discussion et conclusion.** Le TSU permet de faire ressortir des caractéristiques sur la fonction du genou qui sont sensibles à l'arthrose du genou et à sa sévérité. À cet effet, nous observons que les paramètres issus des translations antéro-postérieures sont sensibles à la présence de la pathologie et à sa sévérité alors que les paramètres d'abduction-adduction sont sensibles à la sévérité de l'atteinte gonarthrosique. Cette tâche fonctionnelle fut utile à l'identification de paramètres renseignant sur l'alignement du genou lorsque celui-ci supporte 100% du poids corporel, soit la fenêtre d'observation analysée ici, mais s'est avérée moins concluante que souhaitée pour l'identification de paramètres nous renseignant sur l'état d'instabilité du genou lors du maintien en appui unipodal. Les paramètres discriminants présentent pour la plupart un CCI allant de moyennement fort à fort, rendant ces derniers utilisables en clinique. Une certaine variabilité intra-essai ressort de l'analyse de l'étendue en flexion-extension et un meilleur tri des essais permettraient certainement de favoriser davantage la stabilité du signal intra et inter essais.

Mots clés : gonarthrose, cinématique 3D du genou, tâche unipodale, tâche de simple support, translations tibiofémorales

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
REMERCIEMENTS .....	i
RÉSUMÉ .....	ii
LISTE DES TABLEAUX.....	ix
LISTE DES FIGURES .....	x
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION.....	1
L'arthrite : définition et prévalence .....	1
L'arthrose : définition et prévalence .....	1
La gonarthrose : définition sommaire.....	2
L'évaluation biomécanique de la gonarthrose.....	3
La stabilité articulaire au genou .....	5
Le test de support unipodal pour la mesure de la stabilité articulaire au genou .....	6
II. RÉCENSION DES ÉCRITS.....	8
La gonarthrose en termes de problématique de santé publique.....	8
Le genou : anatomie.....	9
Le genou : rôle et fonction .....	10
Le genou : dualité entre la mobilité et la stabilité.....	10



Dispositifs mécaniques, passifs, pour la stabilisation articulaire.....	12
Autres mécanismes pour la stabilisation articulaire.....	15
L'impact de la gonarthrose sur la stabilité articulaire.....	17
Impact sur les structures impliquées dans la stabilité articulaire .....	17
Laxité articulaire.....	19
Proprioception.....	22
Alignement du genou .....	25
Force des muscles au genou .....	28
L'évaluation de la stabilité articulaire .....	30
La pertinence d'évaluer la stabilité articulaire au genou .....	30
Limites à l'analyse de la locomotion dans le cadre de l'étude ou de l'évaluation de la stabilité articulaire .....	31
Le test de support unipodal (TSU) comme modèle d'analyse de la stabilité articulaire .....	32
L'utilisation du TSU dans la littérature .....	33
Objectifs et hypothèses sur les réponses attendues de l'analyse des paramètres biomécaniques lors d'un test de support unipodal.....	35
III. MÉTHODOLOGIE .....	37
Base de données et participants.....	37
Critères d'inclusion et d'exclusion .....	37

Consentement .....	38
Évaluation biomécanique.....	39
Préparation des participants.....	39
Tâche demandée .....	40
Instrumentation.....	41
Traitement des données .....	42
Découpage de la tâche .....	42
Sélection des essais de TSU .....	44
Détermination des paramètres biomécaniques .....	45
Tests statistiques et analyses .....	47
IV. RÉSULTATS.....	49
Base de données et paramètres biométriques.....	49
Stabilité du signal et valeurs des paramètres angulaire en flexion / extension durant le maintien unipodal.....	53
Comparaisons entre les groupes sur les mouvements fins du genou ..	58
Capacité discriminante (AS vs OA).....	58
Effet de sévérité radiologique (OAL vs OAS) .....	59
Relation des mesures biomécaniques lors du maintien unipodal avec d'autres mesures .....	62
Fidélité intra-séance .....	65

V. DISCUSSION .....	68
Résultats principaux et liens avec les objectifs ainsi que les hypothèses de recherche .....	68
Participants .....	70
Paramètres angulaires moyens en flexion-extension .....	72
Effet de la pathologie .....	73
Effet de la sévérité radiologique .....	76
Fidélité intra-séance .....	78
Limites .....	79
VI. PERSPECTIVES ET CONCLUSION .....	80
RÉFÉRENCES .....	80
ANNEXES	
A. Critères d'inclusion et d'exclusion du projet initial ayant produit la base de données que le présent projet utilise .....	100
B. Anatomie du genou .....	102

## LISTE DES TABLEAUX

### Tableaux

Tableau 1. Disposition des marqueurs de surface .....	39
Tableau 2. Caractéristiques biométriques des participants conservés aux fins d'analyse .....	52
Tableau 3. Coefficients de corrélation intra-classe pour les paramètres de flexion- extension .....	55
Tableau 4. Résultats des analyses ANOVA avec contraste pour les paramètres de flexion-extension.....	57
Tableau 5a. Résultats des analyses ANOVA avec contraste pour les paramètres angulaires .....	60
Tableau 5b. Résultats des analyses ANOVA avec contraste pour les paramètres linéaires .....	61
Tableau 6. Résultats des corrélations entre l'échelle « raideur » du questionnaire WOMAC, l'angle en varus/valgus en appui bipodal et les paramètres discriminants issus des tableaux 5a et 5b. ....	64
Tableau 7a. Coefficients de corrélation intra-classe pour les paramètres en rotation.....	66
Tableau 7b. Coefficients de corrélation intra-classe pour les paramètres en translation.....	67

## LISTE DES FIGURES

### Figures

Figure 1. Six degrés de liberté appliqués au genou. ....	12
Figure 2. Centre articulaire du genou basé sur le modèle rigide à quatre barres ....	13
Figure 3. Démonstration des différentes phases d'un essai .....	40
Figure 4. Représentation d'un signal type de dix secondes d'enregistrement des deux plateformes de force lors de la réalisation d'un essai de TSU .....	43
Figure 5. Représentation de la période médiane à l'aide d'un signal type dans le plan sagittal (flexion-extension) lors de la période totale de maintien en appui unipodal.....	44
Figure 6. Schéma séquentiel du suivi de traitement de données des participants composant la base de données du LIO.....	50
Figure 7. Signal type du mouvement tibiofémoral dans le plan sagittal lors de la période médiane du maintien unipodal de deux participants (un OA, un AS) réalisant chacun trois essais.....	54
Figure 8. Position angulaire autodéterminée en flexion-extension durant la période médiane en fonction de la sévérité de l'atteinte .....	56
Figure 9. Relation entre l'angle en varus en appui bipodal et l'angle moyen en varus lors du maintien unipodal.....	63

## CHAPITRE I.

### Introduction

#### **L'arthrite : définition et prévalence**

La plus grande famille de pathologies de l'appareil locomoteur est l'arthrite, terme qui signifie littéralement « inflammation des articulations<sup>1</sup> ». Au Canada, 17 % des personnes âgées de 15 ans et plus déclaraient un diagnostic d'arthrite en 2011 (Statistics Canada, 2011). La dernière mise à jour de Statistiques Canada dénombre un total de 4 550 415 cas recensés en 2013, soit environ 16% (12,4% d'hommes et 19,2% de femmes) de la population canadienne âgée de 15 ans et plus. De ce nombre, approximativement 60% des cas se retrouvent chez les gens de plus de 45 ans, avec environ 40% des cas chez les plus de 65 ans ((Shane Anderson et Loeser, 2010). Parmi ces diagnostics, l'arthrose est de loin le plus fréquent (environ 58% des cas), affectant à lui seul 10% à 12% de la population adulte nord-américaine (Helmick, Felson, Lawrence, Gabriel, Hirsch, Kwoh, Liang, Kremers, Mayes, Merkel, Pillemer, Reveille et Stone, 2008; Kopec, Rahman, Berthelot, Le Petit, Aghajanian, Sayre, Cibere, Anis et Badley, 2007).

#### **L'arthrose : définition et prévalence**

L'arthrose consiste en une cascade d'évènements biochimiques et mécaniques perturbant le processus compensatoire normal de synthèse et de dégradation du cartilage articulaire et de l'os sous-chondral (Brandt, Dieppe et Radin, 2008; Dieppe, 2011; Heijink, Gomoll, Madry, Drobnic, Filardo, Espregueira-Mendes et Van Dijk, 2012; Issa et Sharma, 2006; Man et Mologhianu, 2014). Le

---

<sup>1</sup> La société de l'arthrite, « À propos de l'arthrite », <http://www.arthrite.ca/aproposdelarthrite>. (Page consultée le 12 juillet 2015)

processus arthrosique englobe tous les tissus de l'articulation atteinte (cartilage, ligaments, muscles, capsule articulaire, os sous-chondral, synovie, etc.). L'arthrose est une pathologie irréversible, notamment parce que le cartilage n'est que très peu vascularisé et innervé (Walsh, McWilliams, Turley, Dixon, Franes, Mapp et Wilson, 2010), ce qui limite sa possibilité de resynthèse lorsque des lésions y apparaissent. L'arthrose au genou, ou gonarthrose, serait une des formes d'arthrose les plus communes parmi les autres manifestations communes telles que celles aux hanches et aux mains (Heidari, 2011; Kopec et coll., 2007; Lawrence, Felson, Helmick, Arnold, Choi, Deyo, Gabriel, Hirsch, Hochberg, Hunder, Jordan, Katz, Kremers et Wolfe, 2008) et des plus limitatives sur les fonctions locomotrices (Brooks, 2006).

### **La gonarthrose : définition sommaire**

La gonarthrose, ou arthrose du genou, se caractérise principalement par une douleur diffuse au genou, une dysfonction articulaire (p. ex. le genou qui lâche), une contracture et une atrophie des muscles autour de la cuisse (Heijink et coll., 2012). L'évaluation de sa sévérité se fait généralement à l'aide d'une inspection clinique (palpation, signes et symptômes) selon les critères de l'American College of Rheumatology (Altman, Alarcon, Appelrouth, Bloch, Borenstein, Brandt, Brown, Cooke, Daniel et Feldman, 1991). La radiographie peut être utilisée afin de confirmer l'atteinte et de graduer le niveau de sévérité en se basant sur une échelle radiographique. À cet effet, l'échelle de Kellgren-Lawrence (Kellgren et Lawrence, 1957) est toujours la plus utilisée (Dagenais, Garbedian et Wai, 2009). Il est important de noter que la prévalence et l'incidence de la gonarthrose sont sensibles

à la définition utilisée, quatre définitions se retrouvant dans la littérature, soit : 1) l'arthrose radiographique, 2) l'arthrose symptomatique, 3) une combinaison de l'arthrose radiographique et symptomatique et 4) l'arthrose autorapportée.

Lorsqu'une échelle radiographique seule est utilisée, la prévalence apparaît plus haute (Pereira, Peleteiro, Araujo, Branco, Santos et Ramos, 2011), ce qui s'explique par une large proportion de gens avec des signes visibles d'arthrose sur radiographie mais cliniquement asymptomatiques ou sans dysfonctions (Srikanth, Fryer, Zhai, Winzenberg, Hosmer et Jones, 2005); cette disparité rend plus difficile la classification entre arthrosiques ou non.

### **L'évaluation biomécanique de la gonarthrose**

Il est maintenant reconnu que divers facteurs de nature biomécanique sont impliqués dans l'apparition et la progression de la gonarthrose (Chang, Hayes, Dunlop, Hurwitz, Song, Cahue, Genge et Sharma, 2004; Englund, 2010; Heijink et coll., 2012; Hunt, Birmingham, Giffin et Jenkyn, 2006; Kim, Richards, Jones et Hegab, 2004; Lo, Harvey et McAlindon, 2012; Sharma, Chmiel, Almagor, Felson, Guermazi, Roemer, Lewis, Segal, Torner, Cooke, Hietpas, Lynch et Nevitt, 2012). Sur un plan conceptuel, ces facteurs sont associés à des mesures mécaniques qui ont surtout été observées à la locomotion. Nous faisons référence à titre de mesures : 1) au *varus thrust*, ou « fléchissement en varus » (Boivin, 2010), un mouvement abrupt du genou qui fléchit vers l'extérieur lors de la mise en charge (Chang et coll., 2004), 2) au moment adducteur externe au genou, une mesure estimant les contraintes de force au compartiment médial (Birmingham, Hunt, Jones, Jenkyn et Giffin, 2007), et 3) au déficit de flexion-extension du genou lors de



la phase d'appui à la marche (Bytyqi, Shabani, Lustig, Cheze, Karahoda Gjurgjeala et Neyret, 2014). Il est aussi reconnu que plusieurs compensations (p. ex. augmentation de la largeur des pas et inclinaison du tronc sur le côté affecté) peuvent se présenter lors de la locomotion (Simic, Hinman, Wrigley, Bennell et Hunt, 2011). Ces dernières résulteraient de l'adoption d'une stratégie visant, entre autres, à minimiser les impacts au sol ou au compartiment du genou qui est atteint tout en favorisant la progression du marcheur vers l'avant. Une tâche de support en appui unipodal se met en marge puisqu'elle nécessite 1) un plus grand contrôle du centre de masse au-dessus du polygone de sustentation, 2) un contrôle soutenu en appui unipodal sur une période de temps supérieure à celle retrouvée lors de la phase de simple appui à la locomotion, et 3) un déplacement du centre de masse dirigé plutôt vers le côté que vers l'avant. Il est raisonnable de croire que, en enlevant la composante de progression vers l'avant, telle que retrouvée à la marche, le maintien unipodal sollicite davantage les mécanismes de stabilité médio-latérale. La complémentarité des deux évaluations, soit dynamique (locomotion) et statico-dynamique (maintien unipodal), ressortirait ainsi comme étant pertinente grâce à la nature différente des stratégies employées et des forces en jeu lors de la réalisation des deux tâches motrices. Cette complémentarité permettrait d'offrir un portrait plus global de la stabilité articulaire au genou pour une population gonarthrosique, dans un contexte d'évaluation clinique.

## La stabilité articulaire au genou

La stabilité articulaire au genou, bien que ses méthodes d'évaluation varient grandement dans la littérature (Farrokhi, Tashman, Gil, Klatt et Fitzgerald, 2012; Knoop, van der Leeden, van der Esch, Thorstensson, Gerritsen, Voorneman, Lems, Roorda, Dekker et Steultjens, 2012; Kothari, Haugom, Subburaj, Feeley, Li et Ma, 2012; Turcot, Hagemeister, de Guise et Aissaoui, 2011), porte la définition généralement acceptée suivante : la capacité d'une articulation à maintenir une position ou à contrôler un mouvement sous différentes contraintes externes (traduction libre, à partir de (M. van der Esch, M. Steultjens, J. Harlaar, N. Wolterbeek, D. Knol et J. Dekker, 2008a). À l'opposé, l'instabilité articulaire, ici celle au genou, est définie de la façon suivante : « une perte soudaine de support postural autour du genou à un moment où le genou est mis en charge » (citation traduite librement, tirée de Felson, 2007). Elle est rapportée le plus souvent par l'individu comme une sensation du genou qui barre ou qui cède (Felson, Niu, McClennan, Sack, Aliabadi, Hunter, Guermazi et Englund, 2007). C'est une expérience subjective, autorapportée par un questionnaire (Fitzgerald, Piva et Irrgang, 2004; Knoop et coll., 2012) et elle serait présente chez 60 à 80% des patients gonarthrosiques (Fitzgerald et coll., 2004; Lewek, Ramsey, Snyder-Mackler et Rudolph, 2005). D'un point de vue global, la stabilité articulaire mobiliserait assurément plusieurs variables (M. van der Esch, M. Steultjens, J. Harlaar, N. Wolterbeek, D. L. Knol et J. Dekker, 2008b) comme la proprioception, la laxité articulaire, la co-contraction ainsi que la force musculaire. Les principales méthodes tentant de quantifier ou de qualifier la stabilité articulaire ou encore de corréler d'autres variables avec l'instabilité articulaire (mesurée par questionnaire) chez une

population gonarthrosique sont réalisées soit 1) par des mesures électromyographiques pour évaluer la coordination musculaire ou pour évaluer la co-contraction musculaire lors de tâches fonctionnelles (Astefphen, Deluzio, Caldwell, Dunbar et Hubley-Kozey, 2008; Astefphen Wilson, Deluzio, Dunbar, Caldwell et Hubley-Kozey, 2011; Knarr, Zeni et Higginson, 2012), 2) par une analyse de la cinématique dans le plan frontal lors de tâches avec perturbations (Lewek et coll., 2005) ou sans (van der Esch et coll., 2008b), 3) par l'analyse tridimensionnelle par radiographie biplanaire du genou lors de la locomotion sur tapis roulant (Farrokhi et coll., 2012; Farrokhi, Voycheck, Klatt, Gustafson, Tashman et Fitzgerald, 2014), ou, finalement (4) à l'aide d'accéléromètres lors d'un test de support unipodal (Turcot et coll., 2011).

### **Le test de support unipodal pour la mesure de la stabilité articulaire au genou**

Il appert donc que, pour mesurer la stabilité articulaire au genou, un test limitant les compensations présentes lors de la marche et accentuant la période de maintien en simple appui s'impose. Les études portant sur le test de support unipodal (TSU) chez la personne gonarthrosique ont démontré la pertinence d'utiliser celui-ci en guise de mesure de la stabilité articulaire (Hunt, McManus, Hinman et Bennell, 2010; Kim et coll., 2004; Turcot et coll., 2011). Par exemple, le TSU apporterait de l'information complémentaire à la radiographie, qui se montrerait utile notamment chez le patient avec une symptomatologie ambiguë aux genoux, le tout en limitant les compensations présentes à la marche (Hunt et coll., 2010; Kim et coll., 2004). Le TSU serait influencé par des facteurs potentiellement modifiables (p. ex., douleur, force musculaire, etc.) (Hunt et coll., 2010), ce qui lui octroie un

intérêt clinique (Hunt et coll., 2010) et il permettrait de discriminer des personnes avec ou sans gonarthrose (Duffell, Southgate, Gulati et McGregor, 2014; Kim et coll., 2004; Turcot et coll., 2011). Dans le cadre de notre recherche, le TSU nous permettra d'analyser la cinématique 3D du genou. Le but recherché n'étant pas de se pencher sur les facteurs étiologiques de la pathologie, nous chercherons plutôt à déterminer quels paramètres cinématiques lui sont sensibles, à partir des rotations et des translations pour ce qui est de l'articulation tibiofémorale. Nous chercherons des paramètres 1) qui permettent de discriminer un échantillon de population gonarthrosique d'un groupe asymptomatique à caractéristiques biométriques similaires, 2) qui sont sensibles pour différencier les divers degrés de sévérité radiologique de l'atteinte gonarthrosique et 3) qui ont une bonne fidélité intra-séance. Ce projet s'inscrit dans une optique de création et de validation d'une batterie de tests permettant d'identifier et d'utiliser des paramètres biomécaniques discriminants afin de bonifier le suivi clinique d'individus présentant des problèmes de genoux tels que la gonarthrose.

## CHAPITRE II

### Recension des écrits

#### **La gonarthrose en termes de problématique de santé publique**

La gonarthrose est une des principales pathologies limitatives en ce qui concerne la fonction physique chez les personnes âgées non institutionnalisées (Brooks, 2006). Cette répercussion a également une portée économique : la perte économique annuelle moyenne d'un Ontarien atteint de gonarthrose, estimée par la perte de temps de travail ainsi que par les coûts de traitements non remboursés, était de 12 000\$C en 2002 (Gupta, Hawker, Laporte, Croxford et Coyte, 2005). Aux États-Unis, le fardeau économique global serait de l'ordre de 128 milliards (\$USD) par année en coûts directs et indirects (Buckwalter, Saltzman et Brown, 2004; Jackson, Simon et Aberman, 2001; Samson, Grant, Ratko, Bonnell, Ziegler et Aronson, 2007).

De plus, on estime que les cas d'arthrose au genou seront en croissance soutenue dans les prochaines décennies : la prévalence de l'obésité ainsi que le vieillissement « accéléré », deux facteurs de risque importants de la gonarthrose (Blagojevic, Jinks, Jeffery et Jordan, 2010; Loeser, 2010), expliqueraient grandement cette hausse. Les estimations d'augmentation pour le Canada en 2020, par rapport à 2010, sont de 43% pour la prévalence de l'arthrose (tous cas confondus), passant de 13% à 18,6% (Alliance de l'arthrite du Canada, 2011). Puisqu'une grande proportion de cas d'arthrose est attribuable au genou, on peut s'attendre à une augmentation des cas de gonarthrose également. Dans un même ordre d'idées, il est estimé que les chirurgies de remplacement total du genou chez

les personnes gonarthrosiques aux États-Unis, chiffrées à 600 000 opérations en 2011, passeront à plus de 3 millions d'ici 2030 (Healy, Rana et Iorio, 2011). Il est aussi rapporté que plus d'une personne sur deux (55%) souffrant de problèmes au genou ne consulte pas de professionnel de la santé pour son problème (Thorstensson, Gooberman-Hill, Adamson, Williams et Dieppe, 2009). Les symptômes rapportés par les gonarthrosiques incluent le plus souvent la douleur, mais ils peuvent également se présenter comme une sensation de genou qui lâche, de genou instable ou rigide, une atrophie musculaire de la cuisse, un crépitement articulaire, etc. (Jordan, Helmick, Renner, Luta, Dragomir, Woodard, Fang, Schwartz, Abbate, Callahan, Kalsbeek et Hochberg, 2007). L'instabilité articulaire au genou est généralement autorapportée dans la littérature via le questionnaire Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) et sa prévalence varie beaucoup chez la population gonarthrosique dans la littérature, soit de 44 à 81% (Fitzgerald et coll., 2004; Lewek et coll., 2005; Schmitt, Fitzgerald, Reisman et Rudolph, 2008; Skou, Wrigley, Metcalf, Hinman et Bennell, 2014).

### **Le genou : rappel anatomique**

Le lecteur souhaitant un rappel anatomique du genou est invité à lire l'annexe B du mémoire. Cette annexe permet d'apprécier l'important volume de structures impliquées dans la stabilité articulaire au genou et peut faciliter la compréhension des sections portant sur l'impact de la gonarthrose au niveau de la laxité articulaire, de l'alignement du genou, de la proprioception et de la force musculaire des muscles agissant sur le genou.

### **Le genou : rôle et fonction**

Un Nord-américain fait en moyenne un peu plus de 5000 pas à la marche par jour (Bassett, Wyatt, Thompson, Peters et Hill, 2010) pour une distance annuelle approximative de 1400 km. Chaque pas est associé à une force de réaction du sol supérieure à 100% du poids de l'individu, soit entre 110 et 120% pour l'individu sain (Nilsson et Thorstensson, 1989) et pouvant s'élever à des valeurs jusqu'à trois fois le poids corporel lors de la course (Keller, Weisberger, Ray, Hasan, Shiavi et Spengler, 1996). Cette réalité n'est généralement pas un problème en soi, le genou sain pouvant surmonter de telles contraintes durant une vie entière (Buckwalter, Mankin et Grodzinsky, 2005). D'un autre côté, quelques études ont récemment exploré si un lien est présent entre la charge cumulative au genou (p. ex. positions contraignantes au travail ou surcroît d'activités sportives) (Robbins, Birmingham, Jones, Callaghan et Maly, 2009) et les problèmes de genoux (Maly, 2008; Seidler, Bolm-Audorff, Abolmaali et Elsner, 2008), mais une méta-analyse a conclu que la relation entre les deux n'est pas causale (Henriksen, Creaby, Lund, Juhl et Christensen, 2014).

### **Le genou : dualité entre la mobilité et la stabilité**

Situé entre le pied et la hanche, le genou, ou plus précisément l'articulation tibiofémorale, doit à la fois être stable et permettre une grande mobilité et une certaine adaptabilité aux nombreuses contraintes quotidiennes. Le genou doit subir plusieurs forces appliquées à distance, appelées moments articulaires, qui viennent soit de la contraction musculaire (moments articulaires internes) ou de l'environnement (moments articulaires externes). Par exemple, le moment de force

interne en flexion, lors de la phase d'appui initiale à la locomotion, est créé en grande partie par le passage du vecteur de la force de réaction du sol derrière le genou qui doit être compensé par une contraction du quadriceps, sans quoi le genou du marcheur s'affaîsserait rapidement en flexion. Cette contraction augmente par le fait même les contraintes articulaires. Le moment externe en adduction (*knee adduction moment*, *KAM*, dans la littérature anglophone), mieux connu sous le nom de moment adducteur externe, ou simplement moment adducteur [décrit en détail plus loin], est quant à lui créé par la force de réaction au sol dont le vecteur, en vue de face, passe à l'intérieur du genou (Kim et coll., 2004). Cela crée un moment de force qui tend à comprimer le compartiment interne du genou de façon disproportionnée par rapport au compartiment latéral (Butler, Barrios, Royer et Davis, 2011). Le rôle du genou dans la locomotion, au-delà de son rôle de support du poids corporel, est patent, en secondant l'orientation du pied pour surmonter les irrégularités du sol (Ribeiro, Venancio, Quintas et Oliveira, 2011). Les structures du genou sont organisées de façon à répartir les contraintes de façon optimale, tant dans leur nature (p. ex., compression, cisaillement) que dans leur origine spatiale (compartiment médial ou latéral), ce qui favorise un équilibre entre l'absorption des chocs, la conservation d'énergie, la mobilité et la stabilité articulaire (Hurley, Scott, Rees et Newham, 1997). Cette stabilité articulaire est définie dans la littérature soit comme 1) la capacité d'une articulation à maintenir une position fonctionnelle appropriée dans son amplitude de mouvement ou 2) la capacité d'une articulation à maintenir une position ou de contrôler un mouvement sous différentes contraintes externes (van der Esch et coll., 2008b). Afin d'avoir cette capacité, le genou



possède des caractéristiques qui lui sont propres et qui seront présentées dans la section qui suit.

### **Dispositifs mécaniques, passifs, pour la stabilisation articulaire**

L'articulation tibiofémorale est une articulation de type bicondylaire modifiée permettant des translations ainsi que des rotations tridimensionnelles (3D) (Ramsey et Wretenberg, 1999). La superposition des condyles fémoraux, plutôt arrondis, sur le plateau tibial, une surface relativement plane, ouvre donc le jeu à six degrés de liberté de mouvement (voir figure 1), soit des rotations et des translations dans les trois plans (Ramsey et coll., 1999).

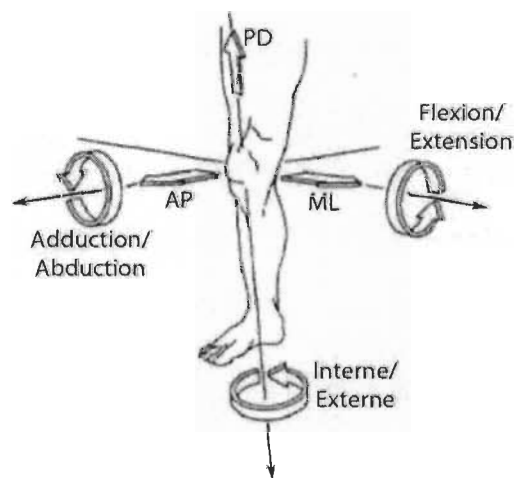


Figure 1. Six degrés de liberté appliqués au genou. Image tirée de Fuentes, A. (2011)

Les spécifications vues précédemment permettent au genou d'être très mobile et de répondre aux fonctions mentionnées précédemment, telle l'adaptation à un terrain qui n'est pas plan. Cependant, cette « malléabilité » ne doit pas se faire au détriment de la stabilité. Tout d'abord, un système intriqué au niveau des ligaments croisés au genou favorise le maintien d'une congruence optimale des surfaces articulaires lors du mouvement en donnant, en quelque sorte, une certaine configuration (guide ou modèle) de mouvement. En d'autres mots, le système des ligaments croisés fait en sorte que les mouvements du genou se réalisent autour de leur point de rencontre (Smith, Refshauge et Scarvell, 2003) tant dans les plans frontal que sagittal (voir figure 3). Ce point de rencontre correspond au centre articulaire instantané du genou (Frankel, Burstein et Brooks, 1971), soit un centre articulaire mobile et non un point pivot fixe (Dargel, Gotter, Mader, Pennig, Koebke et Schmidt-Wiethoff, 2007). Lors d'une flexion, le genou tend à faire une rotation autour d'un système tridimensionnel tout en réalisant une translation postérieure légère, en suivant un axe hélicoïdal (Klein et Sommerfeld, 2008).

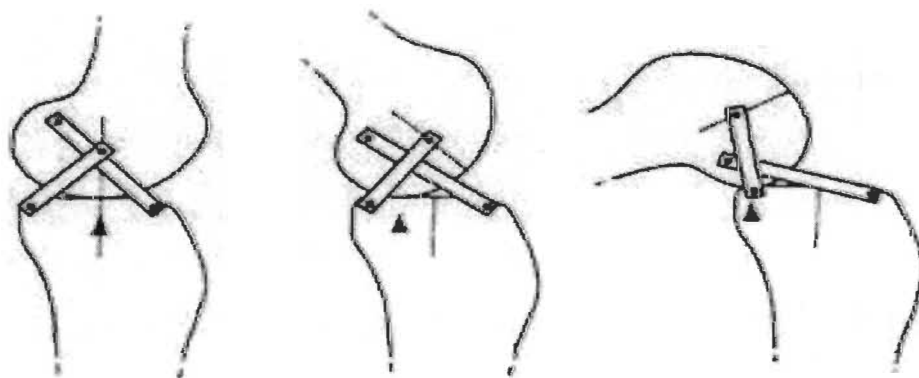


Figure 2. Centre articulaire du genou basé sur le modèle rigide à quatre barres

Image tirée de : Hamon et coll. (2013)

Tel qu'illustré à la figure 2, la flexion du genou engendre un déplacement postérieur du centre articulaire instantané en suivant un rayon de courbure prédéterminé par le point de rencontre des ligaments croisés. Ce déplacement postérieur est nécessaire afin d'éviter soit la perte de contact entre le fémur et le tibia postérieurement dans le cas d'un roulement pur ou, le cas échéant, le contact osseux entre le fémur et le tibia. Ce mécanisme semble ainsi servir à la mobilité ainsi qu'à la stabilité en favorisant la répartition des contraintes entre le système ligamentaire et les autres structures participant à la stabilité articulaire, p. ex. les ménisques.

De par son rôle de guide du mouvement, le système des ligaments croisés offre une résistance contre les mouvements du fémur par rapport au tibia (Dargel et coll., 2007; von Eisenhart-Rothe, Lenze, Hinterwimmer, Pohlig, Graichen, Stein, Welsch et Burgkart, 2012). Cette résistance est particulièrement marquée dans le plan sagittal (Butler, Noyes et Grood, 1980) et dans le plan transverse du genou, en limitant les rotations axiales tibiofémorales (Paterno et Hewett, 2008). Les ménisques, qui augmentent la surface de contact et assurent que les contraintes soient réparties sur une surface plus étendue, peuvent également offrir une résistance contre les glissements du tibia et du fémur (Makris, Hadidi et Athanasiou, 2011). Les ligaments méniscofémoraux (antérieurs et postérieurs), dont la présence est variable, pourraient servir de guide aux mouvements du ménisque latéral, qui est plus mobile que le médial (Gupte, Bull, Thomas et Amis, 2003). Dans le plan frontal, nous retrouvons d'autres structures jouant un rôle passif important pour la

stabilité articulaire : les ligaments collatéraux du genou (Paterno et coll., 2008), les points d'angle postéro-externe (PAPE) / postéro-interne (PAPI) (Lunden, Bzdusek, Monson, Malcomson et Laprade, 2010).

### **Autres mécanismes pour la stabilité articulaire**

Les muscles ont un rôle non négligeable dans le cadre de la stabilité articulaire. Ce rôle est davantage de contrôler les rotations dans le plan sagittal (flexion et extension) mais, ce faisant, ils augmentent les forces de compression au genou, offrant ainsi une résistance supplémentaire aux rotations dans le plan frontal (mouvements dits en varus et en valgus) de près de 15% (Lloyd et Buchanan, 1996). De ce 15% de résistance, 80% proviendraient d'une co-contraction des quadriceps et des ischio-jambiers (Lloyd et Buchanan, 2001). Ces derniers possèdent sélectivement des leviers sur les mouvements en varus ou en valgus (Winby, Lloyd, Besier et Kirk, 2009) mais la résultante de leur force de réaction, de façon globale, permet surtout d'augmenter les forces de compression à l'articulation tibiofémorale et, par le fait même, offre une résistance supplémentaire aux mouvements articulaires. Finalement, du point de vue neurologique, le système somesthésique véhicule les perceptions des récepteurs corporels (Lephart et Fu, 2000) : la tension (mécanique), les déplacements et la vitesse angulaire, la douleur, la chaleur, etc. Il peut être envisagé sous trois catégories : extéroceptif (tactile, nociceptif et thermique), proprioceptif (élongation et contraction musculaires, mouvement articulaire) et intéroceptif conscient (viscères, etc.) (Lephart et coll., 2000). Selon cette nomenclature, c'est la catégorie proprioceptive qui permet d'intégrer les stimuli (sensations) provenant du genou pour ensuite représenter

corticalement (par la perception) le genou dans l'espace (Sanes et Donoghue, 2000; Shanahan, Hodges, Wrigley, Bennell et Farrell, 2015). Théoriquement, la stabilité articulaire est sous grande influence de la famille de cellules spécialisées qui constituent le système proprioceptif, soit les mécanorécepteurs (Riemann et Lephart, 2002). Cette famille de cellules se situe principalement dans les tissus périarticulaires : muscles, jonctions myo-tendineuses, tendons, ligaments, capsule, peau, tissu conjonctif (Solomonow et Krogsgaard, 2001). Les mécanorécepteurs sont hautement spécialisés et sensibles à différents stimuli : vitesse de déplacement, niveau de pression et à adaptation lente ou rapide (Solomonow et coll., 2001). Ils sont donc sensibles, selon leur disposition dans les tissus, à l'étirement soudain ou maintenu et à la tension (muscles, capsule, ligaments), à l'étirement de la peau, au tact et à la pression (Del Valle, Cobo, Cobo et Vega, 2012; Katonis, Papoutsidakis, Aligizakis, Tzanakakis, Kontakis et Papagelopoulos, 2008). En informant de façon continue le système nerveux central sur l'état (tension, vitesse, pression, etc) des structures autour du genou, il est plausible que, par exemple, ces cellules participent à une modulation de l'alignement (statique et dynamique) et du niveau de tension musculaire.

## **L'impact de la gonarthrose sur la stabilité articulaire**

### **Impact sur les structures impliquées dans la stabilité articulaire**

Lorsqu'une atteinte arthrosique affecte un seul compartiment tibiofémoral, cela peut entraîner une diminution progressive de l'espace au niveau de l'interligne articulaire du compartiment atteint, ce qui peut induire une modification subséquente de l'angulation, principalement dans le plan frontal, entre la hanche, le genou et la cheville (Sharma, Song, Felson, Cahue, Shamiyeh et Dunlop, 2001). Ce phénomène semble constituer en quelque sorte un cercle vicieux – en altérant l'angulation, l'interligne est rétréci, ce qui diminue l'aire de surface (pour une force égale) et donc génère davantage de pression. Cela accélère le processus gonarthrosique (Laxafoss, Jacobsen, Gosvig et Sonne-Holm, 2013) et conduit par le même fait à un affaissement accru de ce même compartiment (Felson, Niu, Gross, Englund, Sharma, Cooke, Guermazi, Roemer, Segal, Goggins, Lewis, Eaton et Nevitt, 2013). L'atteinte unicompartmentale la plus commune chez les Caucasiens est la médiale : on parlera ainsi de gonarthrose médiale ou au niveau du compartiment tibiofémoral interne (Wise, Niu, Yang, Lane, Harvey, Felson, Hietpas, Nevitt, Sharma, Torner, Lewis et Zhang, 2012). Les atteintes bicompartimentales et même polycompartmentales, ce qui inclut l'articulation fémoro-patellaire, sont également possibles. Il est estimé que 40% des gonarthrosiques ont une atteinte simultanée des articulations tibiofémorale et fémoro-patellaire (Duncan, Hay, Saklatvala et Croft, 2006). Cette prévalence est accrue chez les personnes qui ont

eu une méniscectomie (Englund et Lohmander, 2005) et elle accentuerait les limitations fonctionnelles de ces patients (Farrokhi, Piva, Gil, Oddis, Brooks et Fitzgerald, 2013). Les analyses biomécaniques du présent projet s'intéresseront uniquement à l'articulation tibiofémorale.

Les atteintes compartimentales au genou, sur le plan de la biomécanique, auront des conséquences multiples, par exemple, sur le fibrocartilage ainsi que sur les ligaments périphériques. Pour l'atteinte du compartiment médial, les observations les plus courantes sont une lésion par distension (étirement) du ligament collatéral du côté latéral. Du côté médial, on retrouvera généralement une lésion par compression au collatéral médial et une diminution de l'épaisseur du ménisque médial (Sharma et coll., 2012) ou des lésions de la moelle osseuse (Englund, Guermazi, Roemer, Yang, Zhang, Nevitt, Lynch, Lewis, Torner et Felson, 2010). Dans les cas plus sévères, la diminution de l'épaisseur du ménisque médial combinée à l'effritement du cartilage articulaire est telle que le plateau tibial et le condyle fémoral médial sont apposés l'un contre l'autre. Cette atteinte compartimentale affecte ainsi tous les tissus environnants de l'articulation : cartilage, ligament, fibrocartilage (p. ex. ménisques), capsule, os (épiphyse) et même les muscles (Brandt et coll., 2008; Heijink et coll., 2012). Les mécanorécepteurs, cette famille de récepteurs spécialisés convoyant les informations mécaniques au système nerveux central, étant majoritairement situés dans les tissus périarticulaires, sont parfois également réduits en nombre (Rice, McNair et Lewis, 2011). De fait, de nombreux travaux se sont intéressés à d'autres variables pouvant influencer sur la stabilité du genou, notamment : la laxité articulaire,

la proprioception, la force musculaire et le désalignement en varus. La section suivante reprend chacun de ces thèmes en les définissant et en démontrant l'impact de l'arthrose au genou sur ceux-ci.

### **Laxité articulaire**

**Définition.** La laxité articulaire est un signe clinique mesuré passivement, généralement sur le patient en position couchée, au moyen soit d'un appareillage qui émet une pression connue et fixe dans un plan à la fois, dans un contexte expérimental, ou soit de façon subjective, dans un contexte clinique, où le clinicien applique sélectivement un couple de force, c.-à-d. une force appliquée à une distance du pivot, pour obtenir un bâillement articulaire en varus ou en valgus (Jardin, Chantelot, Migaud, Gougeon, Debroucker et Duquennoy, 1999). Dans le contexte expérimental, une radiographie est prise avant et après l'application d'un couple de force, la distance (mm) ou l'angle (°) créé par cette force étant ensuite mesurée sur les clichés radiographiques (Miyazaki, Uchida, Wada, Sato, Sugita, Shimada et Baba, 2012). Il est possible de parler de laxité médiale ou latérale selon la quantité de bâillement de l'interligne articulaire médial ou latéral (Sharma, Eckstein, Song, Guermazi, Prasad, Kapoor, Cahue, Marshall, Hudelmaier et Dunlop, 2008). D'autres travaux rapportent plutôt la quantité totale de bâillement articulaire sans distinguer la latéralité du mouvement (Miyazaki et coll., 2012). La pression peut ainsi être exercée de façon antéro-postérieure ou médio-latérale. Selon l'appareillage, il est possible d'isoler les mouvements en rotation (°) ou en translation (mm). Certaines techniques récentes permettent de quantifier la laxité dans le plan transverse (rotations tibiales interne et externe) (Kothari et coll., 2012).



D'autres études ont utilisé des cellules de force pour mettre en relation la quantité de bâillement dans le plan frontal en fonction de la force appliquée en varus ou en valgus (Creaby, Wrigley, Lim, Hinman, Bryant et Bennell, 2013a; Thorlund, Creaby, Wrigley, Metcalf et Bennell, 2014a). Hormis les études cadavériques (Fleming, Brady, Bradley, Banerjee, Hulstyn et Fadale, 2008; Shoemaker et Markolf, 1985), la mesure de la laxité se fait dans un contexte sans mise en charge.

**Impact de la gonarthrose.** Théoriquement, un déplacement excessif, rendu possible grâce notamment à la laxité des ligaments responsables de limiter le mouvement, aurait un impact négatif sur la biomécanique du genou (Heijink et coll., 2012). D'un autre côté, la présence d'un déplacement se situant en deca des limites physiologiques, qu'il serait possible de qualifier de « microajustements » persistants, peut mener à une charge supra-physiologique du cartilage articulaire et ainsi accélérer la dégénérescence de l'articulation (Tochigi, Rudert, McKinley, Pedersen et Brown, 2008). La plupart des travaux portant sur la laxité articulaire chez les gonarthrosiques se sont intéressés au plan frontal. Il est généralement admis que les patients gonarthrosiques ont une plus grande laxité ligamentaire que des personnes asymptomatiques du même âge et du même sexe (Brage, Draganich, Pottenger et Curran, 1994; Sharma, Lou, Felson, Dunlop, Kirwan-Mellis, Hayes, Weinrach et Buchanan, 1999). Des chercheurs ont même remarqué qu'une laxité accrue pouvait se présenter sur le genou controlatéral (asymptomatique) de personnes ayant des signes de gonarthrose sur un seul membre inférieur, lorsque comparées à des personnes sans ces signes (Sharma et coll., 1999), ce qui met en exergue la possibilité que la laxité soit un signe précurseur, et non nécessairement

une résultante, de la gonarthrose. Or, certaines études s'intéressant aux facteurs biomécaniques ont également trouvé une relation entre la laxité et la progression de la gonarthrose (Heijink et coll., 2012; Vincent, Conrad, Fregly et Vincent, 2012).

D'un autre côté, une étude portant notamment sur la relation entre la laxité articulaire au genou et la perte subséquente de cartilage n'a su établir une relation évidente entre ces deux variables, selon Sharma et coll. (2008) : ces auteurs amènent en discussion un élément potentiellement explicatif : « Il est possible que la laxité, mesurée de façon passive et sans mise en charge, ne prenne pas en compte les éléments clés de la stabilité dynamique » (traduction libre, p. 1724)<sup>2</sup>. Les travaux de van der Esch (2008), portant sur la mesure du déplacement en varus-valgus comme tributaire de la stabilité articulaire, n'ont pas fait ressortir de lien de causalité entre la quantité de mouvement angulaire et la laxité articulaire. Il appert donc qu'une mesure du déplacement total, par exemple le déplacement (mm ou °) entre un bâillement médial et latéral, ne tient pas compte de ce qui peut se manifester en deçà des amplitudes de mouvements physiologiques maximales. Autrement dit, cette mesure de laxité articulaire ne nous renseigne pas sur la présence (ou l'absence) de « microajustements ». Concomitamment, des travaux plus récents permettent de nuancer le concept de laxité articulaire en parlant plutôt de rigidité articulaire mécanique passive (Creaby, Wrigley, Lim, Bowles, Metcalf, Hinman et Bennell, 2010; Creaby et coll., 2013a; Thorlund, Creaby, Wrigley, Metcalf et Bennell, 2014b). Sommairement, ce paramètre met en relation la quantité de bâillement articulaire en fonction de la quantité de force requise pour atteindre ce bâillement. Les travaux ont porté sur un suivi longitudinal de deux ans et demi après

<sup>2</sup> "[...] possibility that static and non-weight-bearing frontal plane laxity does not capture key aspects of [...] dynamic stability."

une ablation arthroscopique d'une partie du ménisque (Thorlund et coll., 2014b), et chez des participants gonarthrosiques de plus de 50 ans (Creaby et coll., 2010; Creaby, Wrigley, Lim, Hinman, Bryant et Bennell, 2013b). Les résultats de ces trois travaux vont dans le même sens, soit une rigidité mécanique passive diminuée lorsque le genou est placé dans une position neutre dans le plan frontal (varus-valgus). Ce résultat implique alors que la rigidité au genou est d'autant plus mise à l'épreuve dans les amplitudes de mouvement d'activités de la vie quotidienne. Il est possible que cela accélère la progression de la gonarthrose en surchargeant le cartilage articulaire.

### **Proprioception**

**Définition.** La proprioception peut être définie comme la perception consciente et non consciente du mouvement ainsi que de la position de l'articulation (Grob, Kuster, Higgins, Lloyd et Yata, 2002; Sharma, 1999) ; elle inclut aussi l'information afférente provenant des structures internes du corps, le tout contribuant à la stabilité articulaire ainsi qu'à plusieurs perceptions conscientes (Lephart et coll., 2000; Riemann et coll., 2002). Trois approches permettant d'évaluer la proprioception reviennent le plus souvent dans la littérature sur le genou (Costello et Donnelly, 2010; Furmanek, Slomka et Juras, 2014) : 1) le test de repositionnement, 2) la méthode de détection des mouvements lents et passifs et 3) la méthode de production et reproduction des forces. Avec la première approche, le genou est positionné passivement ou activement dans un angle donné qui est maintenu quelques secondes, puis retourné à la position initiale. Par la suite, le participant doit repositionner son genou le plus près possible de l'angle donné

(Rozzi, Yuktanandana, Pincivero et Lephart, 2000). Dans la seconde approche, le genou est mobilisé à une vitesse constante (entre 0,5 et 2° par seconde) et le participant doit détecter le plus finement possible à quel moment le test a débuté ou s'est arrêté (Knoop, Steultjens, van der Leeden, van der Esch, Thorstensson, Roorda, Lems et Dekker, 2011). Cette mesure est réalisée le plus souvent dans le plan sagittal, mais certains travaux récents se sont intéressés au plan frontal (Cammarata, Schnitzer et Dhaher, 2011). Quant à la troisième méthode, moins souvent utilisée chez les personnes gonarthrosiques, les participants doivent reproduire une force ou un pourcentage de force, force typiquement rapportée à une contraction isométrique volontaire maximale.

**Impact de la gonarthrose.** La gonarthrose est associée à une dégénérescence des structures périarticulaires. Les ligaments croisés, notamment, sont tapissés de mécanorécepteurs (Katonis et coll., 2008) et la gonarthrose peut amener des changements dégénératifs à ces structures (Martins, Camanho et Rodrigues, 2015). Une étude récente chez une cohorte de 100 patients en vue d'une chirurgie de remplacement partiel du genou a analysé 99 ligaments croisés postérieurs; 72 d'entre eux ne montraient aucun signe de dégénérescence (Rajgopal, Vasdev, Pathak, Gautam et Vasdev, 2014), ce qui suggère que la dégénérescence du ligament croisé postérieur n'est pas une atteinte systématique. Néanmoins, il existe un rationnel biologique plausible qui, en fonction de la réduction de la quantité et de la qualité de l'information proprioceptive en provenance du genou, expliquerait en partie la difficulté accrue qu'ont les personnes gonarthrosiques à maintenir une stabilité articulaire optimale au genou.

Une revue narrative portant sur la proprioception chez les personnes gonarthrosiques (Knoop et coll., 2011) permet de constater que la précision proprioceptive est altérée chez les gonarthrosiques et qu'il est possible, quoique controversé à ce jour, que cette tendance s'accroisse avec l'atteinte d'un niveau radiologique plus sévère. Le plus intéressant est le fait que la proprioception pour l'autre genou, le genou sain, serait également affectée (Jerosch, Schmidt et Prymka, 1997; Lund, Juul-Kristensen, Hansen, Christensen, Christensen, Danneskiold-Samsoe et Bliddal, 2008; Sharma, Pai, Holtkamp et Rymer, 1997). Cela porte les auteurs à croire que l'altération de la proprioception pourrait précéder l'atteinte gonarthrosique : elle serait un signal précurseur favorisant l'initiation de la pathologie plutôt qu'un indice de progression de celle-ci. La proprioception serait également un concept global (systémique) et non local. Ces deux idées sont contraires au postulat initial qui suggère que c'est la dégénérescence des structures que l'on associe à la gonarthrose (ligaments, capsule, etc.) qui entraîne la baisse de qualité de l'information, notamment par la perte de mécanorécepteurs. Cela étant dit, il demeure que les études longitudinales sur la déficience proprioceptive n'ont pas confirmé de relation entre la qualité de la proprioception et l'apparition de douleur au genou (Felson, Gross, Nevitt, Yang, Lane, Torner, Lewis et Hurley, 2009) non plus que d'interaction avec la force musculaire (Segal, Glass, Felson, Hurley, Yang, Nevitt, Lewis et Torner, 2010). Toutefois, une relation serait présente entre la proprioception et la progression de la douleur ainsi que des limitations fonctionnelles (Felson et coll., 2009). Deux autres études (van der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems et Dekker, 2007; van der Esch, Steultjens, Knol, Dinant et Dekker, 2006) ont observé que les participants ayant une proprioception altérée

ainsi qu'une faiblesse musculaire au niveau des quadriceps étaient davantage limités au niveau de la fonction physique, mesurée subjectivement via un questionnaire, par rapport à ceux dont la force musculaire était également faible, mais ayant une proprioception normale. Une autre étude de van der Esch, en 2008, rapporte cependant l'absence d'association significative entre la proprioception et la stabilité articulaire, mesurée via la quantité de mouvement en varus-valgus (van der Esch et coll., 2008b).

### **Alignement du genou**

**Définition.** L'alignement du genou, ou l'axe mécanique du membre inférieur, évalué selon l'angle formé dans le plan frontal entre le centre articulaire de la hanche et du genou ainsi que entre celui du genou et de la cheville, est généralement mesuré sur le participant en position debout, les membres inférieurs tendus (Laxafoss et coll., 2013; Sharma et coll., 2001) ou semi-fléchis (Yusuf, Bijsterbosch, Slagboom, Rosendaal, Huizinga et Kloppenburg, 2011). Un cliché radiographique est pris afin d'obtenir une mesure précise, ce dernier devenant la mesure de référence. La méthode plaçant le participant en position semi-fléchie posséderait une meilleure qualité psychométrique que la position tendue, se traduisant par un cliché plus reproductible et fidèle pour visualiser le rétrécissement de l'espace interarticulaire (Duncan, Khazzam, Burnham, Spindler, Dunn et Wright, 2015; Vignon, Piperno, Le Graverand, Mazzuca, Brandt, Mathieu, Favret, Vignon, Merle-Vincent et Conrozier, 2003; Wolfe, Lane et Buckland-Wright, 2002). L'évaluation de l'axe mécanique du genou se révèle utile pour estimer la répartition des contraintes entre les compartiments tibiofémoral médial et latéral. En effet, la

mesure de l'axe mécanique permettrait de prédire de 32 à 54% de la variance du moment adducteur externe au genou lors de la locomotion (Moyer, Birmingham, Chesworth, Kean et Giffin, 2010). Dans le même ordre d'idée, une augmentation de 4 à 6% du degré de varus, mesuré en condition statique via la mesure de l'axe mécanique, augmenterait de 20% les contraintes sur le compartiment médial (Tetsworth et Paley, 1994), et elle est associée à une dégénérescence hâtive de ce même compartiment (Laxafoss et coll., 2013). Inversement, une augmentation du degré de valgus est associée à une dégénérescence hâtive du compartiment latéral (Laxafoss et coll., 2013). Ainsi, des paramètres biomécaniques mesurant les différences en termes d'angulation au genou dans le plan frontal entre diverses positions du genou lors de l'accomplissement de tâches fonctionnelles (p. ex. en appui unipodal, bipodal ou à la locomotion) pourraient mettre en lumière la présence de fléchissement dans le plan frontal du genou ou le potentiel de stabilisation articulaire face à des contraintes mécaniques de nature et de force variables. Plusieurs facteurs influencent l'alignement : les femmes ont un degré moyen de valgus plus important (Shultz, Nguyen et Schmitz, 2008), l'avancée en âge tend à exagérer l'angulation déjà présente au jeune âge (Laxafoss et coll., 2013) et, finalement, le poids corporel (Murphy, Schwartz, Helmick, Renner, Tudor, Koch, Dragomir, Kalsbeek, Luta et Jordan, 2008).

**Impact de la gonarthrose.** La gonarthrose tibiofémorale interne est associée à une diminution progressive de l'interligne articulaire au compartiment médial (Sharma et coll., 2001). Cet affaissement tend à augmenter l'angulation en varus, et ce, selon le degré de sévérité de l'atteinte radiologique (Laxafoss et coll. 2013). Les

études prospectives sur l'alignement en varus ont trouvé un risque de progression de la pathologie augmenté de deux (Yusuf et coll., 2011) à quatre fois (Sharma et coll., 2001). Une revue systématique récente (Lim, Wang, Wluka, Davies-Tuck, Teichtahl, Urquhart et Cicuttini, 2013) vient confirmer le lien entre l'alignement mécanique en varus et les lésions au niveau du compartiment médial. L'étude de van der Esch et coll. (2008), que nous avons déjà citée, s'est également intéressée à la relation entre la quantité de rotation dans le plan frontal lors de la locomotion, soit l'addition de l'angulation en valgus et en varus entre le contact initial et le premier pic de force de réaction verticale, en tant que mesure de stabilité articulaire, et l'alignement du genou. Aucune corrélation ne fut trouvée entre l'alignement du genou et la quantité de mouvement dans le plan frontal, résultat qui n'est pas surprenant en regard de la littérature (Boivin, 2010; Schmitt et Rudolph, 2007). Cependant, il est intéressant de noter que plusieurs études ont trouvé une relation entre l'alignement du genou dans le plan frontal, évalué en condition statique et un phénomène, le varus thrust (« fléchissement en varus ») dans la littérature anglaise, représenté par un mouvement abrupt en varus qui est apparent lors des premiers instants de la phase d'appui à la marche : à cet effet, la façon d'évaluer le phénomène en condition dynamique varie encore à l'heure actuelle dans la littérature pouvant ainsi expliquer la disparité des résultats entre les études, faisant état du lien entre la mesure de l'axe mécanique, en condition statique, et les variations de mesure recensant des alignements du genou dans le plan frontal en dynamique ou des changements de position angulaire entre deux phases de mouvement. En condition dynamique, le phénomène du varus thrust est évalué par : une analyse visuelle simple permettant de classer les participants chez qui le



phénomène est « présent », « possiblement présent » et « totalement absent » (Chang et coll., 2004; Lo et coll., 2012), et par des méthodes plus précises permettant la quantification, soit le changement angulaire entre le contact initial et le premier maximum en varus (Kuroyanagi, Nagura, Kiriya, Matsumoto, Otani, Toyama et Suda, 2012), le changement angulaire entre le contact initial et la position moyenne durant la période de simple appui (Boivin, 2010), le maximum angulaire (en degrés) en varus atteint en double appui lors de la mise en charge (Hunt, Schache, Hinman et Crossley, 2011) et, finalement, la vitesse du mouvement en varus (Chang, Chmiel, Moisio, Almagor, Zhang, Cahue et Sharma, 2013).

### **Force des muscles au genou**

**Définition.** Outre les rôles des muscles autour du genou sur la mobilité, les muscles agissant à l'articulation tibiofémorale jouent un rôle important pour la stabilité du genou. De façon surprenante, les muscles du côté médial de la cuisse exercent une force généralement en valgus et les muscles du côté latéral ont la fonction opposée (Lloyd et coll., 2001; Zhang et Wang, 2001). Ensemble, soit lors d'une co-contraction, les forces tendent ainsi à s'annuler et à augmenter la compression articulaire sur l'articulation tibiofémorale (Tsai, McLean, Colletti et Powers, 2012). Il est admis que cette compression augmente la stabilité au genou : les quadriceps et les ischio-jambiers sont les principaux stabilisateurs en ce sens (Hubley-Kozey, Deluzio, Landry, McNutt et Stanish, 2006; Lloyd et coll., 2001; Rutherford, Hubley-Kozey, Stanish et Dunbar, 2011).

**Impact de la gonarthrose.** Les études portant sur la force musculaire tendent à démontrer que les personnes gonarthrosiques ont un déficit de force variant entre 15 et 40% (Alnahdi, Zeni et Snyder-Mackler, 2012; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004; Messier, Loeser, Hoover, Semble et Wise, 1992; Slemenda, Brandt, Heilman, Mazzuca, Braunstein, Katz et Wolinsky, 1997; Slemenda, Heilman, Brandt, Katz, Mazzuca, Braunstein et Byrd, 1998), lequel serait également un indicateur de la détérioration de la fonction chez ceux-ci (Fitzgerald et coll., 2004; Hurley et coll., 1997; McAlindon, Cooper et Dieppe, 1993). Des travaux ont démontré que, chez une population gonarthrosique, une force musculaire réduite était significativement associée à la présence d'instabilité articulaire au genou (Knoop et coll., 2012). La même relation semble cependant être présente chez une population qui n'est pas gonarthrosique (Felson et coll., 2007). De plus, les travaux de van der Esch (2008) ont mis de l'avant que la force musculaire est plus fortement reliée aux limitations fonctionnelles que la laxité ou la proprioception. Les auteurs ont suggéré que la force musculaire peut, jusqu'à une certaine limite, compenser la réduction de la proprioception ou l'augmentation de la laxité articulaire. D'un autre côté, une trop grande dépendance au système musculaire, par exemple via une co-contraction exagérée, augmente les forces de compression articulaire, ce qui favoriserait la progression de la gonarthrose (Griffin et Guilak, 2005).

## **L'évaluation de la stabilité articulaire**

### **La pertinence d'évaluer la stabilité articulaire au genou**

Le genou est une articulation bien complexe et la présence d'une dysfonction à n'importe laquelle de ses structures peut perturber la cinématique, voire l'état de « santé biomécanique » de l'ensemble de l'articulation (Lohmander, Englund, Dahl et Roos, 2007). La gonarthrose est une pathologie grandement limitative des habiletés motrices de l'individu puisqu'elle tendrait, en quelque sorte, à réduire le nombre de degrés de liberté de l'articulation tibiofémorale (Nagao, Tachibana et Mizuno, 1998; J. A. Zeni, Jr. et J. S. Higginson, 2009). De nombreuses altérations de nature biomécanique lors de la locomotion ont été recensées dans la littérature, mais toutes ne font pas encore l'unanimité (Mills, Hunt et Ferber, 2013a). Ces altérations tendent à se manifester au niveau de toutes les composantes: cinématique, cinétique et spatio-temporelle. Selon la composante spatio-temporelle, de nombreuses adaptations de la stratégie de marche peuvent venir pallier la présence d'une déficience reliée à la stabilité articulaire : vitesse de marche réduite (Bejek, Paroczai, Illyes et Kiss, 2006), réduction du temps passé en simple support (Debi, Mor, Segal, Segal, Debbi, Agar, Halperin, Haim et Elbaz, 2009; Elbaz, Mor, Segal, Agar, Halperin, Haim, Debbi, Segal et Debi, 2012), cadence et longueur de pas réduites (Mills, Hunt et Ferber, 2013b), etc. Plusieurs travaux se sont intéressés aux compensations présentes lors de la locomotion et qui peuvent avoir un impact sur le genou de la personne gonarthrosique en réduisant ou en modifiant les forces

au niveau du compartiment médial (p. ex. l'inclinaison du tronc, du bassin, l'angle de la hanche, etc.) (Mundermann, Dyrby et Andriacchi, 2005; Simic et coll., 2011). Il est possible que ces adaptations soient une stratégie antalgique ou encore une le reflet d'une instabilité sous-jacente.

### **Limites à l'analyse de la locomotion dans le cadre de l'étude ou de l'évaluation de la stabilité articulaire**

Lors de l'analyse de la locomotion, la littérature apporte une grande attention à la phase de chargement ainsi qu'à la phase d'appui unipodal, puisque c'est là où les différences sont les plus marquées au niveau des paramètres biomécaniques entre des personnes avec et sans gonarthrose. Au niveau spatio-temporel, le temps passé en simple support lors de la locomotion corrèle plus fortement avec la fonction et la douleur qu'avec le degré de sévérité radiologique de Kellgren-Lawrence (Debi, Mor, Segal, Segal, Agar, Debbi, Halperin, Haim et Elbaz, 2011) et il est également corrélé négativement avec la douleur, la fonction et la rigidité, selon l'échelle algofonctionnelle du WOMAC (Elbaz et coll., 2012). Les travaux doctoraux de Boivin (2010) vont dans le même sens, en ayant identifié que les paramètres permettant de discriminer une personne gonarthrosique d'une personne asymptomatique et, également, selon la sévérité croissante de la gonarthrose, se rapportent, pour plusieurs des mesures, à la phase de simple support. Ces travaux pointent vers la possibilité de concentrer l'analyse biomécanique au moment précis où la stabilité articulaire est le plus mise à l'épreuve, soit le support unipodal. Tel que mentionné ultérieurement, la nature de la locomotion amène l'individu gonarthrosique à adopter des compensations et adaptations possibles, dans le but

vraisemblable de réduire sa douleur ou de pallier une réduction de la capacité à stabiliser le genou. Il est raisonnable de croire que le test de support unipodal, par sa nature différente, exige l'adoption d'une stratégie différente de celle de la locomotion, particulièrement lorsque la position est maintenue quelques secondes en maintien unipodal, ce qui rend négligeable la composante d'accélération retrouvée à la locomotion – et donc le besoin de contrôler pour la vitesse de marche (J. A. Zeni et J. S. Higginson, 2009). Le maintien en appui unipodal implique surtout divers microajustements et soulève l'intérêt pour la quantification des mouvements fins du genou, selon les six degrés de liberté de mouvement, soit une étude combinée des rotations et des translations tibiofémorales.

### **Le test de support unipodal (TSU) comme modèle d'analyse de la stabilité articulaire**

Dans une perspective de développement d'une batterie de tests pour la condition du genou, il est intéressant de noter que certaines observations, par exemple une rotation interne exagérée chez une population avec rupture du ligament croisé antérieur, ne seraient présentes que lors de tâches plus exigeantes que la marche (Stergiou, Ristanis, Moraiti et Georgoulis, 2007). Cela mettrait en avant la pertinence d'une tâche plus exigeante en matière de stabilité posturale. Une revue de littérature récente portant sur une population post-chirurgie de remplacement du genou a conclu qu'il était « nécessaire d'examiner des tâches autres que la marche dans le but de détecter des anomalies cinématiques et cinétiques (traduction libre) » (Komnik, Weiss, Fantini Pagani et Potthast, 2015). Dans le cas présent, nous utiliserons le test de support unipodal afin d'obtenir des

données complémentaires à l'analyse de la locomotion. Un test de support unipodal incite l'individu à trouver une stratégie pour maintenir son centre de masse au-dessus du pied en support, entraînant un schéma de compensations différent et complémentaire par rapport à celui adopté pour la locomotion.

### **L'utilisation du TSU dans la littérature**

Le test de support unipodal a été utilisé chez des populations avec différentes problématiques, dans différents buts et avec des protocoles divers : effet du positionnement du bassin et du tronc sur les paramètres dans le plan frontal (Takacs et Hunt, 2012), temps de réaction aux perturbations posturales (Forestier et Terrier, 2011), effet de la fatigue musculaire (Bizid, Margnes, Francois, Jully, Gonzalez, Dupui et Paillard, 2009), stabilité posturale chez les aînés (Riva, Mamo, Fani, Saccavino, Rocca, Momente et Fratta, 2013) ou évaluation du risque de chutes (De Carli, Patrizi, Pepe, Cavaniglia, Riva et D'Ottavi, 2010), chez des personnes avec une blessure ligamentaire au genou (Paterno, Schmitt, Ford, Rauh, Myer, Huang et Hewett, 2010), etc. Son utilisation est néanmoins surtout centrée sur la stabilité posturale, qui est quantifiée le plus souvent en termes de déplacements dans les points cardinaux. Chez une population gonarthrosique, le test de support unipodal (TSU) a été utilisé dans le but d'isoler le moment adducteur agissant sur un seul genou (Kim et coll., 2004), d'évaluer les facteurs influençant la stabilité posturale (Hunt et coll., 2010) et de comparer la stabilité articulaire avec la stabilité posturale pour des gens souffrant ou non de gonarthrose (Turcot et coll., 2011). Une étude très récente s'est intéressée à l'effet de la pathologie lorsque celle-ci est tout juste amorcée, soit la gonarthrose précoce, sur des variables

cinématiques, cinétiques et électromyographiques en utilisant notamment un test de support unipodal (Duffell et coll., 2014). Certains auteurs ont utilisé un test de mini-accroupissement unipodal, qui s'apparente au test de support unipodal (Levinger et Gilleard, 2009; Thorlund, Creaby, Simic, Hunt, Bennell et Ageberg, 2011), tandis que d'autres travaux ont suggéré de s'attarder uniquement à la phase d'appui unipodal dans une tâche de locomotion (Elbaz et coll., 2012; Farrokhi et coll., 2012).

Au final, il ressort de cette revue de littérature que plusieurs besoins sont à combler dans la littérature tels que : 1) documenter la cinématique du genou lors de tâches fonctionnelles complémentaires à l'analyse de la locomotion, et ce, autour de degrés de liberté autre que le plan sagittal (mouvements plus fins), 2) mettre au point des biomarqueurs qui reflètent la stabilité articulaire au genou, 3) peu d'information est disponible par rapport au développement de tâches complémentaires à la locomotion et transférables du laboratoire au contexte clinique, soit des tâches qui soient reproductibles, peu coûteuses en temps et en argent, non invasives et de nature dynamique ou statico-dynamique, chez une population gonarthrosique.

### **Objectifs et hypothèse sur les réponses attendues de l'analyse des paramètres biomécaniques lors d'un test de support unipodal**

**Objectifs de recherche.** L'objectif général du projet de recherche est d'évaluer le comportement tridimensionnel du genou arthrosique lors d'un maintien autour d'une position moyenne, autodéterminée, de flexion-extension et adoptée lors d'une tâche de maintien debout sur le membre inférieur pathologique, soit en appui unipodal. De façon plus spécifique, nous allons initialement documenter la position moyenne, autodéterminée, lors d'un maintien en appui unipodal entre des personnes atteintes d'arthrose du genou et un groupe témoin. Ensuite, comme second objectif spécifique, nous allons comparer entre ces deux groupes et en fonction de la sévérité radiologique de la pathologie les mouvements fins au genou lors du maintien de cette position moyenne en flexion-extension, et ce, à l'aide de paramètres cinématiques issus des rotations (dans les plans transverse et frontal) et des translations (selon l'axe antéro-postérieur et médio-latéral du genou). Pour ce faire, nous étudierons les qualités psychométriques des mesures, leur sensibilité à l'atteinte arthrosique et sa sévérité ainsi que leur fidélité intra-séance. Finalement, nous chercherons à explorer la relation entre les paramètres trouvés comme étant sensibles à l'arthrose du genou ou à sa sévérité, l'angle en varus/valgus au genou en appui bipodal (mesuré en position bipodale) et au phénomène de raideur au genou, tel que mesuré par le questionnaire WOMAC. Cela nous permettra de parfaire notre compréhension des liens entre les mesures cinématiques et la rigidité au genou.



**Hypothèse de recherche.** En nous basant sur les travaux antérieurs de Creaby et coll. (2010, 2013), portant sur la réduction chez les OA de la rigidité passive au genou lorsqu'il se situe autour d'une position neutre, nous croyons qu'une plus grande instabilité, mesurée par une plus grande amplitude de mouvement au niveau angulaire ou linéaire, sera retrouvée sur les mouvements fins dans les plans frontal et transverse ainsi que sur les translations chez les participants gonarthrosiques en comparaison avec les participants asymptomatiques. En nous basant sur nos résultats préliminaires (Northon et coll., 2015) ainsi que sur les travaux de Turcot (K Turcot, 2008), nous supposons que des différences inter-groupes vont émerger sur les mouvements fins au genou et non sur l'angle adopté en flexion-extension lors d'un maintien en station unipodale.

### **CHAPITRE III.**

#### **Méthodologie**

##### **Base de données et participants**

Les analyses effectuées dans le cadre de ce projet ont été réalisées sur une base de données mise en place dans le cadre de deux projets doctoraux antérieurs, ceux de Boivin (Boivin, 2010) et Turcot (K. Turcot, 2008). Le recrutement initial des participants a eu lieu au centre de recherche (CRCHUM) du pavillon Notre-Dame (Montréal, Québec, Canada). Cette cohorte contient 49 participants qui ont été répartis en deux groupes dont un groupe de personnes asymptomatiques ( $n = 16$ ) et un groupe de patients gonarthrosiques ( $n = 33$ ). Ce dernier groupe pouvait par la suite être subdivisé selon le niveau de sévérité radiologique de l'atteinte au niveau du compartiment tibiofémorale interne déterminé par l'échelle de Kellgren-Lawrence [KL] (1957).

##### **Critères d'inclusion et d'exclusion**

Pour être éligibles au projet de recherche initial, les participants devaient être âgés de plus de 50 ans, être aptes à juger leur adhésion au projet et être en mesure de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes sans assistance technique (p. ex., canne ou cadre de marche). Par la suite, les groupes étaient formés selon la présence ou l'absence d'une atteinte arthrosique au genou (groupe asymptomatique, AS, et groupe avec arthrose au genou, OA). Les participants du groupe gonarthrosique devaient répondre à ces critères d'éligibilité: 1) être atteint d'arthrose au genou selon les critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'American College of Rheumatology (Altman et

coll. 1991; 1990; 1986), 2) avoir une prédominance de leur atteinte arthrosique au compartiment tibiofémoral interne selon un cliché radiographique, et 3) avoir de la douleur au genou diagnostiquée depuis plus de trois mois. La présence d'atteinte arthrosique généralisée, d'arthrite rhumatoïde, de symptômes d'origine neurologique, de vertige ou de neuropathie périphérique excluait les volontaires. Les participants du groupe témoin, dénommé par la suite le groupe asymptomatique (AS), ne présentaient aucun symptôme clinique ou radiologique d'une atteinte de type arthrosique et ne ressentaient aucune douleur au genou. Les évaluations pour l'éligibilité au projet furent réalisées par le même physiatre pour tous les participants. Les critères d'éligibilité au projet initial sont présentés en annexe de ce projet (voir Annexe A).

### **Consentement**

Tous les participants souhaitant prendre part au projet initial et répondant aux critères d'éligibilité ont signé un formulaire de consentement du centre de recherche du CHUM ainsi que l'École de technologie supérieure de façon libre et éclairée. Ils ont tous consenti à une utilisation ultérieure de leurs données pour des fins de recherche connexes. Une utilisation ultérieure des données aux fins de réalisation du présent projet de recherche a été préalablement approuvée par le comité d'éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-12-181-06.25) et par celui du centre de recherche du CHUM.

## Évaluation biomécanique

### Préparation des participants

Les participants étaient vêtus d'une culotte courte et d'un chandail à manches courtes. Le port de chaussures était standardisé : une paire de chaussures ajourées et neutres (marque Portofino) était fournie aux participants par le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) aux fins de l'évaluation. Le membre inférieur instrumenté était celui affecté du diagnostic d'arthrose. Pour les cas d'atteintes bilatérales, le côté choisi était celui avec l'atteinte radiologique du compartiment tibiofémoral interne la plus sévère entre les deux genoux, ou le genou le plus douloureux dans les cas où les atteintes étaient similaires. Pour le groupe asymptomatique, le membre inférieur était alterné d'un participant à l'autre. Des marqueurs de surface étaient positionnés sur les participants selon un modèle défini, juxtaposant des marqueurs unitaires collés directement sur la peau (marqueurs anatomiques) et des ensembles de quatre marqueurs vissés sur des corps rigides [marqueurs de mouvement] (voir tableau 1).

**Tableau 1.**

Disposition des marqueurs de surface (Tableau tiré de Boivin, 2010)

Sites bilatéraux	Sites unilatéraux	
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Centre de chaque talon (calcaneus)</li> <li>- Phalange distale des 2<sup>èmes</sup> métatarsiens</li> <li>- Centre de chacune des malléoles externes</li> </ul>	Membre inférieur évalué	Membre inférieur opposé
	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Centre malléole interne</li> <li>- Corps rigides de quatre marqueurs :               <ul style="list-style-type: none"> <li>- Naviculaire (pied)</li> <li>- Portions fémorale et tibiale de l'exosquelette</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Interligne fémoro-tibiale latérale et centré dans le plan sagittal</li> <li>- Grand trochanter</li> </ul>
	<p><b>Au niveau du bassin</b></p> <p>Un corps rigide, composé de quatre marqueurs, disposé sur le sacrum (centré sur la portion supérieure du sacrum entre les deux épines iliaques postéro-supérieures)</p>	

### Tâche demandée

Les participants à l'étude ont eu deux démonstrations quant à l'exécution de la tâche du TSU par un évaluateur, suite auxquelles une pratique par le participant en simultané était réalisée avec instructions orales et guide visuel. L'enregistrement cinématique et cinétique était d'une durée de dix secondes en tout et a été répété à six reprises, où chacun des essais était effectué selon la séquence suivante : pré-chargement (T1) où le participant soulève (décharge) le membre inférieur évalué, suivi d'un transfert de poids, la phase de chargement (T2), sur ce même membre inférieur avec un maintien en équilibre debout uniquement sur cette jambe pour un décompte de trois secondes (T3), constituant la phase d'intérêt du projet de recherche, suite à laquelle le participant retournait à sa position initiale (T4), soit le déchargement (voir la séquence à la figure 3, ci-dessous).

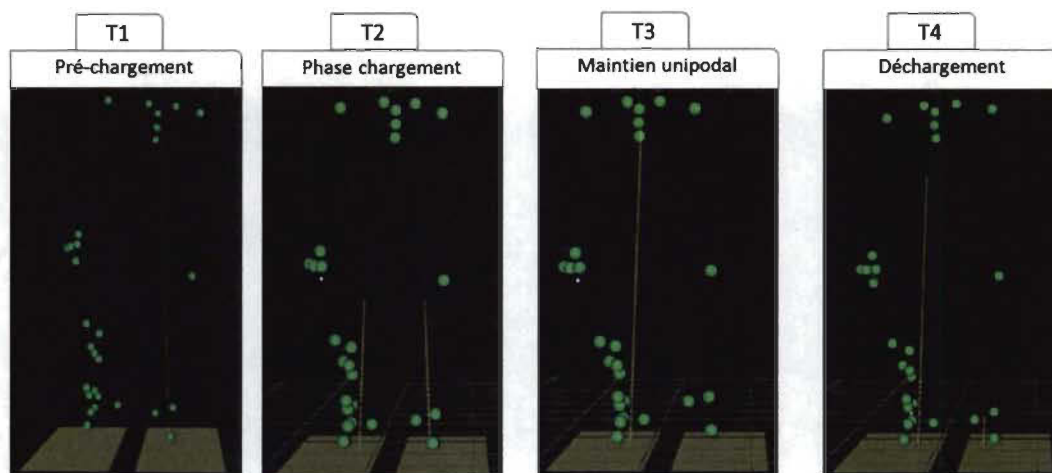


Figure 3. Démonstration des différentes phases d'un essai. T1 = préchargement, T2 = phase de chargement, T3 = maintien en appui unipodal, T4 = déchargement. Sphères vertes = marqueurs de mouvement. Rectangles jaunes au sol = plateformes de force. Ligne jaune = force de réaction.

## Instrumentation

La cinématique 3D du membre inférieur instrumenté était acquise aux quatre niveaux suivants : sacral, fémoral, tibial et podal. Aux niveaux sacral, fémoral et tibial, les niveaux d'intérêt ici pour l'analyse 3D des mouvements du genou, cela était favorisé grâce à l'utilisation d'un système de fixation de corps rigides, composé de quatre marqueurs de mouvement apposés de façon quasi rigide et de façon non invasive sur les participants (Ganjikia, Duval, Yahia et de Guise, 2000; Sati et Larouche, 1996). Ce système consiste en trois parties : une ceinture sacrale, un exosquelette fémoral et une plaque rigide tibiale avec des ganses de velcro. Il a été développé afin de réduire les artéfacts de mouvement, soit du bruit dans les mesures provenant du glissement de la peau par rapport aux os sous-jacents [*soft tissue artifact* dans la littérature anglo-saxonne] (Akbarshahi, Schache, Fernandez, Baker, Banks et Pandy, 2010). Une étude fluoroscopique a montré que le recours à ce système permet une précision de la mesure pour les rotations de l'ordre de  $0,4^{\circ}$  dans le plan frontal, de  $2,3^{\circ}$  dans le plan transverse et pour les translations, de 2,4 mm en antéro-postérieur et 1,1 mm pour les translations axiales (Sati et coll., 1996). Un système de six caméras de marque VICON™ suivait la trajectoire des marqueurs à une fréquence de 120 Hz. Lors de l'expérimentation, la méthode d'approche fonctionnelle (Hagemeister, Parent, Van de Putte, St-Onge, Duval et de Guise, 2005) fut utilisée afin de déterminer le système de coordonnées articulaires, lui-même basé sur la convention de Grood et Suntay (1983).

### **Traitement des données**

Les données cinétiques ont été filtrées avec un filtre de type « Butterworth » selon une bande passe-bas de 30 Hz. Les données cinématiques résultantes furent filtrées avec un filtre de type « Butterworth » de second ordre selon une bande passe-bas de 4 Hz. Une méthode de découpage de la tâche a été développée afin d'étudier la phase de maintien en appui unipodal uniquement.

### **Découpage de la tâche**

Deux plateformes de force (Kistler) indépendantes ont permis de séquencer la tâche en deux phases : 1) moment où le membre inférieur évalué est en transfert de poids (phase de chargement) et 2) moment où l'entièreté de la force de réaction verticale est sous le membre inférieur évalué (maintien en support unipodal). Les critères pour déterminer le début et la fin de la phase de chargement étaient 1) le « bin » (élément d'une série) suivant immédiatement la décharge initiale où la force de réaction verticale sur la plateforme du membre inférieur évalué atteint 2% de poids corporel (PC) et 2) la phase de chargement prend fin au moment où la force verticale sur la plateforme du membre inférieur controlatéral devient inférieure à 2% PC (voir la figure 4). À cet instant, le maintien en appui unipodal était considéré comme entamé. Les critères pour déterminer la phase de maintien en appui unipodal sont donc 1) le moment situé temporellement immédiatement après la phase de chargement où nous retrouvons 2) une force de réaction verticale inférieure à 2% PC sur le membre inférieur controlatéral, et ce, 3) pour une durée minimale de 2,5 secondes.

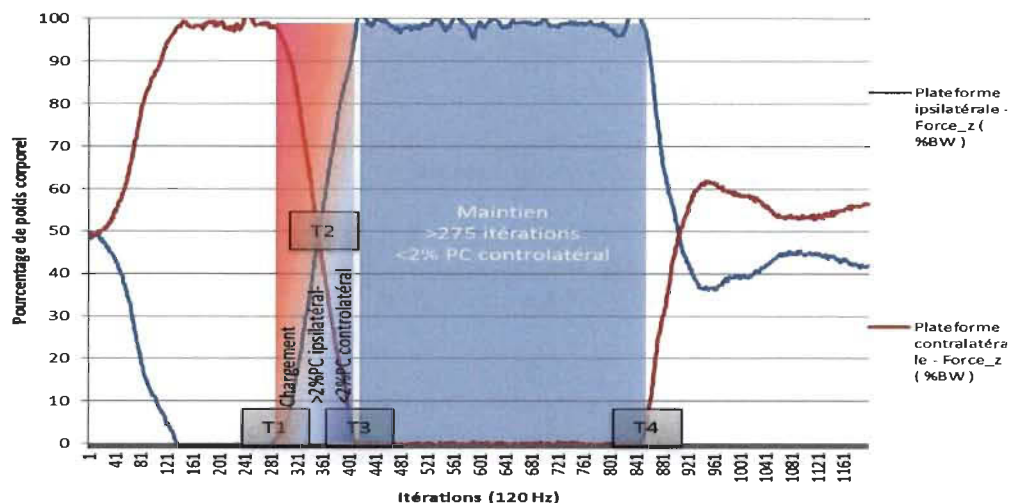


Figure 4. Représentation d'un signal type de dix secondes d'enregistrement des deux plateformes de force lors de la réalisation d'un essai de TSU. T1 = dernier « bin » du préchargement, T2 = phase de chargement, T3 = début de la phase d'appui unipodal, T4 = fin de la phase d'appui unipodal et début du déchargement

Sur la phase de maintien en appui unipodal (entre T3 et T4), deux types de découpages temporels ont été examinés : 1) nous avons initialement séparé le maintien unipodal en trois tiers égaux pour examiner la stabilité du signal de mouvement dans le plan sagittal en fonction du temps (soit un peu plus que 275 « bins » à 120 « bins » par seconde) et 2) nous avons a posteriori isolé une période qui se caractérise visuellement par une plus grande stabilité du signal de mouvement dans le plan sagittal, et ce, à l'intérieur d'un essai (voir la figure 5). Cette période, définie pour chaque essai, est située au milieu du maintien en support unipodal, dénommée la période médiane (PM) qui s'étale sur une seconde, soit une demi-seconde avant et une demi-seconde après la durée médiane du temps total passé en maintien unipodal, entre T3 et T4.



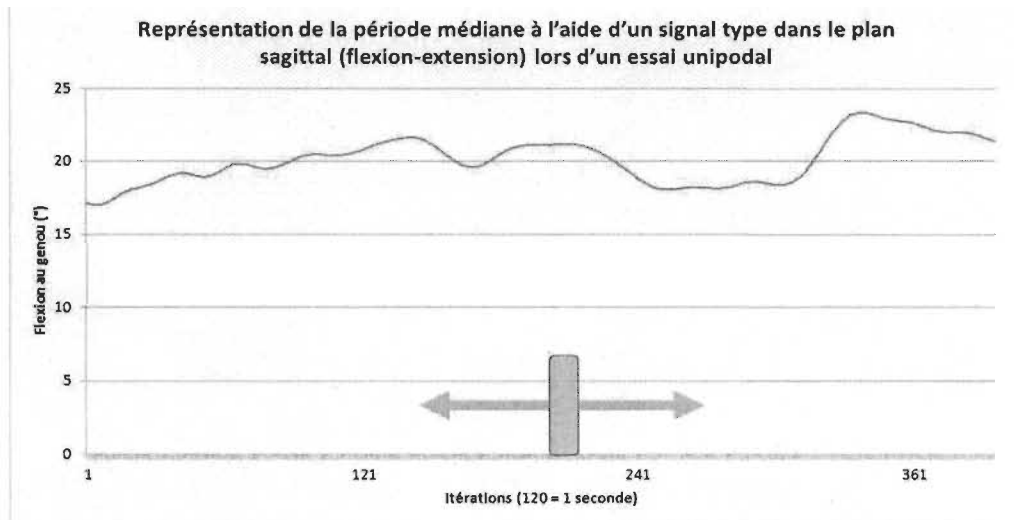


Figure 5. Représentation de la période médiane à l'aide d'un signal type dans le plan sagittal (flexion-extension) lors de la période totale de maintien en appui unipodal

### Sélection des essais de TSU

Pour être inclus dans les analyses ultérieures, chaque participant devait avoir un minimum de trois essais valides sur les six effectués. Afin de déterminer la validité d'un essai, les critères suivants devaient être remplis : 1) une période de maintien en appui unipodal d'une durée minimale de 2,5 secondes consécutives (délai entre T3 et T4), 2) le poids corporel sur la plateforme de force opposée devait rester sous le seuil de 2% sur toute cette période. Pour minimiser les biais inter-essais possibles, soit à cause d'un effet de familiarisation à la tâche ou de fatigue, nous avons conservé les trois premiers essais valides pour les analyses statistiques.

### **Détermination des paramètres biomécaniques**

Afin de répondre au premier objectif spécifique du projet, nous avons identifié la position moyenne autodéterminée en flexion-extension pour chaque participant en calculant la moyenne angulaire sur la période médiane (1 s) de chaque essai. Le minimum, le maximum et l'étendue correspondante ont également été calculés sur la période médiane en flexion-extension afin d'obtenir l'amplitude du mouvement, soit un indice de stabilité du signal autour de la position angulaire moyenne en flexion-extension. Ces paramètres ont été calculés sur chacun des trois essais et la moyenne de ces essais était ensuite calculée.

Afin de répondre au second objectif spécifique, soit la comparaison de l'effet de la pathologie ou de sa sévérité sur les mouvements fins au genou, des mesures cherchant à quantifier, aussi, l'instabilité au genou lors de la période médiane ont été calculés : en plus de la position moyenne, nous avons donc extrait le minimum, le maximum, l'étendue correspondante (amplitude de mouvement) et la trajectoire, définie comme la somme des écarts absolus de chaque valeur angulaire/linéaire successive. Dans la mesure où les participants se comportent de façon similaire dans le plan sagittal, une difficulté accrue des participants OA à stabiliser leur genou dans les plans fins du genou se traduirait entre autres par une amplitude de mouvement supérieure aux participants AS, ce qui, dans un contexte statico-dynamique, suggérerait une difficulté à maintenir le genou autour d'une position restreinte. Une trajectoire supérieure chez les OA, possiblement liée à une diminution de la résistance passive au genou, se traduirait par une présence de « microajustements » persistants. Ces paramètres ont été calculés sur la période

médiane (1 s), pour chacun des trois essais et ce, pour les mouvements fins du genou : rotations dans le plan frontal (abduction-adduction), transverse (rotations tibiales interne-externe) et pour les translations antéro-postérieures (TAP) et médio-latérales (TML).

Le dernier objectif spécifique est de mettre en relation les paramètres qui seront ressortis comme discriminants entre les groupes avec le phénomène de raideur au genou, mesuré par un questionnaire validé pour l'arthrose, le *Western Ontario MacMaster University Osteoarthritis Index* (WOMAC) ainsi que l'angle en varus/valgus au genou en appui bipodal, mesuré en position bipodale. Le WOMAC touche plusieurs dimensions de l'arthrose : la douleur, la raideur et la fonction physique. Nous nous intéressons particulièrement à l'impact de la raideur, autorapportée à l'aide de deux questions sur une échelle visuelle analogique allant de 0 à 100 mm chacune, sur les paramètres cinématiques au genou. L'angle en varus/valgus au genou en appui bipodal est une mesure faite lors de la procédure de définition du système de coordonnées articulaires (Hagemeister et coll., 2005) en appui bipodal et représente l'angle retrouvé dans le plan frontal lorsque le participant, debout selon une posture standardisée, atteint un angle en flexion-extension le plus près de zéro degré possible lors de la réalisation d'un mouvement, partant d'une légère flexion vers une hyperextension du genou instrumenté.

### Tests statistiques et analyses

Afin de vérifier si nos participants sont comparables en ce qui concerne leur biométrie, les paramètres biométriques (masse corporelle, indice de masse corporelle, âge, taille, angle en varus/valgus en appui bipodal) des participants ont été comparés grâce à une analyse de variance (ANOVA), complétée par des contrastes orthogonaux entre les participants AS vs OA, puis entre les participants OAL vs OAS.

Afin de répondre à notre premier objectif spécifique, nous avons comparé la position angulaire moyenne, le minimum, le maximum, l'étendue et la trajectoire en flexion-extension par l'analyse de variance (ANOVA) complétée par des contrastes orthogonaux entre les participants AS vs OA, puis entre les participants OAL vs OAS. Par la suite, les paramètres biomécaniques (moyenne, minimum, maximum, étendue, trajectoire) provenant des mouvements fins au genou ont été comparés par l'analyse de variance (ANOVA) complétée, également, par des contrastes orthogonaux entre les participants AS vs OA, puis entre les participants OAL vs OAS.

La reproductibilité intra-séance des paramètres fut évaluée grâce au coefficient de corrélation intra-classe (CCI) (Shrout et Fleiss, 1979). Ce paramètre pondère la variabilité entre les participants (inter-participants) par rapport à celle attribuable au participant lui-même (intra- participant), tel qu'illustré par la formule ci-dessous.

$$CCI = \frac{\sigma^2(\text{inter})}{\sigma^2(\text{inter}) + \sigma^2(\text{intra})}$$

Les valeurs de CCI se rapprochant de 1 sont souhaitables : cela peut s'interpréter comme le rapport des différences entre les participants aux fluctuations de mesure de chaque participant d'un essai à l'autre. En d'autres mots, les participants se « ressemblent » plus à travers trois essais qu'ils ne « ressemblent » aux autres participants, ce qui se traduit par une constance intra-séance/intra-participant élevée. Les CCI ont été calculés pour le groupe OA et le groupe AS séparément, sous l'hypothèse qu'une différence dans la constance de la mesure pourrait se retrouver entre les deux groupes.

Le seuil de significativité était fixé à  $\alpha = 0,05$  et les analyses ont été réalisées avec SPSS 20.0. Des analyses de covariance (ANCOVA) flanquées des mêmes contrastes que l'ANOVA ont été utilisées pour les variables biométriques qui présentaient des différences significatives afin de contrôler pour la masse corporelle des participants. Finalement, le  $r$  de Pearson a servi à corrélérer les paramètres discriminants entre les participants, le WOMAC ainsi que l'angle en varus/valgus au genou en appui bipodal.

## **CHAPITRE IV.**

### **RÉSULTATS**

Cette section présente tout d'abord les caractéristiques biométriques des participants constituant la base de données. Par la suite, les caractéristiques de la position autodéterminée en flexion-extension sont présentées après avoir fait un tri des essais pour avoir un signal répétable pour un participant (stabilité inter-essais) et stable sur la fenêtre analysée (stabilité intra-essai). Nous comparons aussi cette position autodéterminée en flexion-extension entre les participants (sans et avec arthrose au genou) pour voir s'il existe un effet de la pathologie ou de sa sévérité sur le choix de la position angulaire adoptée pour le maintien debout en unipodal. Finalement, nous présentons les effets de la pathologie et de sa sévérité sur les mouvements fins au genou (adduction/abduction, rotations tibiales interne et externe et translations) lors du maintien. Nous comparons les participants sans et avec arthrose au genou (effet pathologie) et aussi les participants avec arthrose au genou légère ou sévère (effet sévérité).

#### **Base de données et paramètres biométriques**

Comme nous l'avons déjà mentionné, la base de données contient au départ 49 participants. Le schéma séquentiel du suivi des participants inclus dans cette base (figure 6) nous informe sur le tri fait afin de rassembler les données utilisables à des fins d'analyse dans le cadre du présent projet. Deux participants OA n'ont pas été en mesure de réaliser au moins trois essais de maintien en appui unipodal (perte d'équilibre durant le maintien). Par la suite, lors de l'exploration des données brutes,

des anomalies techniques (p. ex. perte de vue des corps rigides par le système VICON™ pour une durée importante, instabilité importante du système au repos) ont été décelées chez deux participants OA et un participant AS. Les données utilisables ont ainsi été retenues pour 44 participants (15 AS et 29 OA). Les participants OA ont été subdivisés selon leur atteinte radiologique au niveau du compartiment tibiofémoral interne, soit « légère » (OAL) et « sévère » (OAS), et ce, grâce à l'utilisation de l'échelle de Kellgren-Lawrence : échelle KL 1 et 2 (OAL) et KL 3 et 4 (OAS).

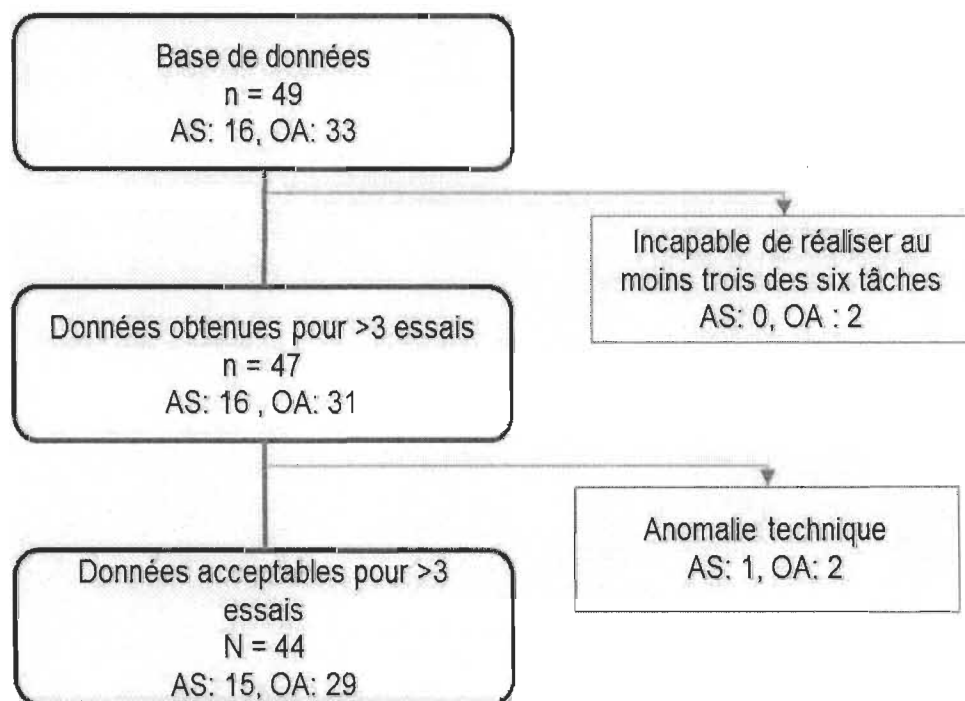


Figure 6. Schéma séquentiel du suivi de traitement de données des participants composant la base de données du LIO (Turcot, 2008; Boivin, 2010).

Les données biométriques sont présentées au tableau 2. La masse corporelle ainsi que l'indice de masse corporelle (IMC) chez les participants gonarthrosiques sont significativement supérieurs à ceux des participants asymptomatiques (AS) ( $p < 0,05$ ). Le score du WOMAC – raideur ne diffère pas significativement entre le groupe OAL et OAS. Pour les analyses ultérieures de comparaison de groupes, une seconde analyse où la variable « masse corporelle » a été entrée dans le modèle (ANCOVA) a été effectuée et les résultats sont aussi rapportés afin d'explorer l'effet de la pathologie après égalisation mathématique de l'effet linéaire de la masse corporelle.



Tableau 2.

Caractéristiques biométriques des participants conservés aux fins d'analyse

Caractéristiques biométriques	AS	OA (KL1 à 4)	OAL (KL1 et 2)	OAS (KL3 et 4)	Contraste AS vs OA  <i>t</i>	Contraste OAL vs OAS  <i>t</i>
# de participants (% de femmes)	15 (66%)	29 (71%)	14 (71%)	15 (71%)	-	-
Âge (années)	66 ± 6,9	61 ± 7,3	60 ± 8	63 ± 6,7	1,90	-0,82
Taille (m)	1,61 ± 0,1	1,62 ± 0,1	1,63 ± 0,1	1,61 ± 0,13	-0,27	0,64
Masse corporelle (kg)	64,75 ± 12,2	82,8 ± 18	80,1 ± 12,6	86,7 ± 21,4	<b>-3,61**</b>	-1,08
Indice de masse corporelle (kg/m <sup>2</sup> )	24,7 ± 3,6	31,4 ± 4,9	29,9 ± 3,5	33,1 ± 5,6	<b>-4,78**</b>	-1,93
Angle varus (+) / valgus (-) en appui bipodal (°)	2,02 ± 4,11	3,3 ± 4,62	0,79 ± 3,04	5,90 ± 4,34	-1,06	<b>-3,45**</b>
WOMAC raideur, score sur 200	-	99 ± 49,8	90,1 ± 58,72	108,3 ± 42,3	-	-0,95

OAL : arthrose légère (échelle KL1 et 2), OAS : arthrose sévère (échelle KL3 et 4), \* :  $p < 0,05$ , \*\* :  $p < 0,01$

**Stabilité du signal et valeurs des paramètres angulaire en flexion / extension  
durant le maintien unipodal**

L'étendue moyenne intra-essai est relativement petite, démontrant une certaine stabilité du signal sur la période médiane. De plus, cette étendue moyenne s'avère similaire entre les groupes sans et avec pathologie (AS :  $1,65 \pm 0,65$  vs OA :  $2,02 \pm 0,85$ ) et la sévérité de l'arthrose n'influence pas significativement cette étendue. Les valeurs de l'étendue maximale intra-essai atteignant plus de 5 degrés montrent qu'il existe, durant la période médiane lors du maintien d'un angle de flexion-extension, une certaine variabilité plutôt considérable chez certains participants asymptomatiques et gonarthrosiques (AS : 3,97 vs OA : 7,27). La figure 7 nous permet de visualiser un signal type dans le plan sagittal lors de la période médiane chez deux participants (un OA et un AS) réalisant chacun trois essais de maintien unipodal.

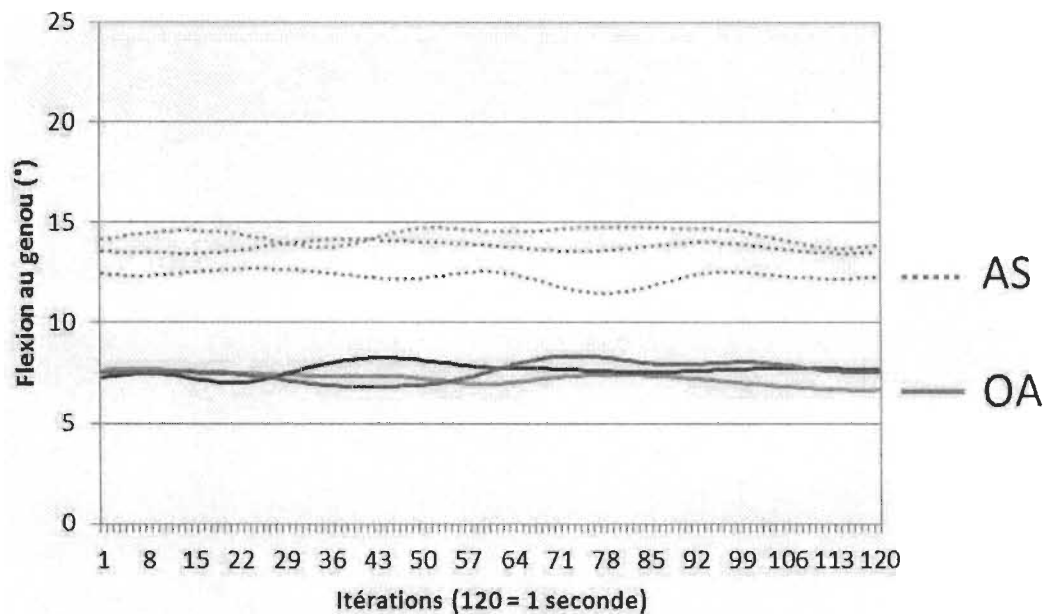


Figure 7. Signal type du mouvement tibiofémoral dans le plan sagittal lors de la période médiane du maintien unipodal de deux participants (un OA, un AS) réalisant chacun trois essais

Les coefficients de corrélation intra-classe (CCI) des paramètres issus de la flexion-extension, présentés au tableau 3, nous indiquent que le minimum, le maximum et le positionnement angulaire moyen sont les paramètres les plus répétables inter-essais (CCI > 0,95). L'étendue ainsi que la trajectoire sont des mesures moins répétables et statistiquement moins consistantes, selon les coefficients obtenus. Leur variabilité inter-essai est importante chez les deux groupes étudiés, AS et OA.

Tableau 3.

Coefficients de corrélation intra-classe pour les paramètres de flexion-extension

Paramètre	Flexion / extension		
	Tous	AS	OA
<b>Minimum</b>	<b>0,97</b> [0,95 – 0,99]	<b>0,98</b> [0,95 – 0,99]	<b>0,96</b> [0,93 – 0,98]
<b>Maximum</b>	<b>0,97</b> [0,95 – 0,98]	<b>0,98</b> [0,96 – 0,99]	<b>0,95</b> [0,91 – 0,98]
Étendue	0,26 [0,08 – 0,45]	0,35 [0,05 – 0,66]	0,22 [0,00 – 0,47]
<b>Moyenne</b>	<b>0,97</b> [0,95 – 0,98]	<b>0,98</b> [0,96 – 0,99]	<b>0,96</b> [0,91– 0,98]
Trajectoire	0,38 [0,20 – 0,56]	0,59 [0,31 – 0,81]	0,31 [0,08 – 0,55]

Les chiffres entre les crochets représentent l'intervalle de confiance à 95%

Pour le positionnement angulaire moyen en flexion / extension adopté lors de la période médiane du maintien unipodal, les analyses par contraste montrent qu'il n'existe pas de différence significative entre les participants AS ( $10,18^\circ \pm 10,23$ ) et OA ( $8,7^\circ \pm 6,91$ ), donnant une valeur  $t$  de 0,62 ( $df = 41$ ,  $p = 0,54$ ), ni entre les participants OAL ( $7,54^\circ \pm 7,07$ ) et OAS ( $9,46^\circ \pm 7,05$ ), avec une valeur  $t$  de -0,61 ( $df = 41$ ,  $p = 0,55$ ) (figure 8). Selon ce résultat, et en fonction de la grandeur des écarts-types, il appert que l'angle adopté dans le plan sagittal est très variable d'un individu à l'autre et son choix ne serait donc pas significativement influencé par la présence de l'arthrose au genou (voir tableau 4).

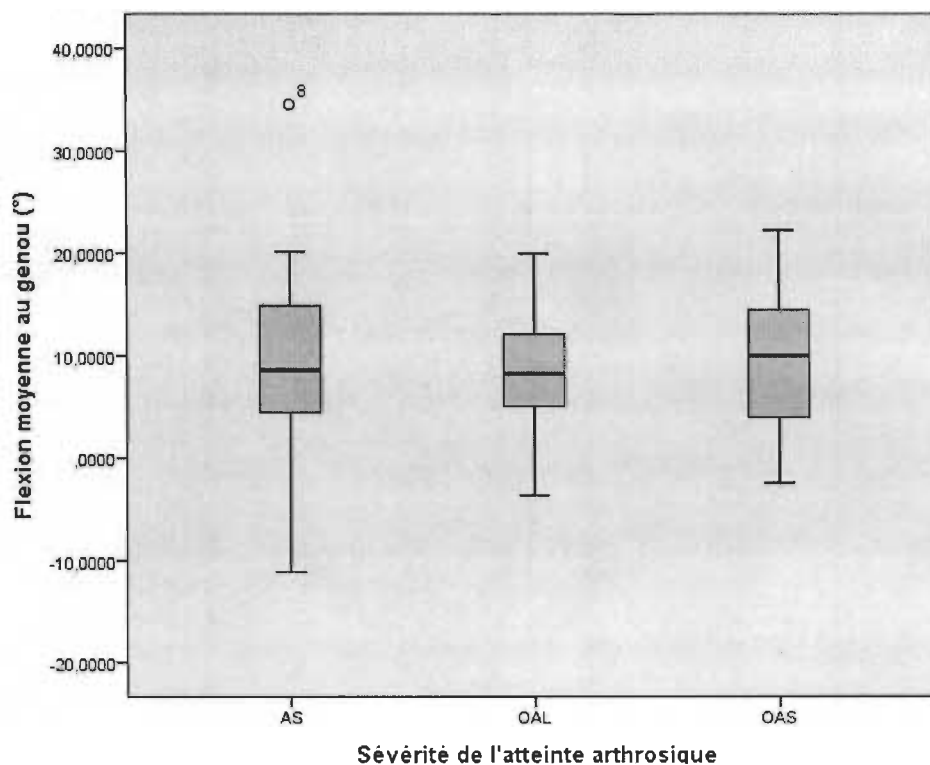


Figure 8. Position angulaire autodéterminée en flexion-extension durant la période médiane en fonction de la sévérité de l'atteinte. Le <sup>8</sup> représente une valeur extrême

Tableau 4.

Résultats des analyses ANOVA avec contrastes pour les paramètres de flexion-extension

Paramètres	Moyennes				Contrastes			
					AS vs OA		OAL vs OAS	
Flexion (+) / Extension (-)	AS (n = 15)	OA (n = 29)	OAL (n = 14)	OAS (n = 15)	<i>t</i>	<i>t</i> <sub>cov</sub>	<i>t</i>	<i>t</i> <sub>cov</sub>
Minimum	9,4 ± 10,37	7,56 ± 6,87	6,67 ± 6,9	8,33 ± 6,98	0,71	-0,24	-0,53	-0,85
Maximum	11,05 ± 10,13	9,56 ± 7,04	8,84 ± 7,22	10,53 ± 6,98	0,59	-0,30	-0,67	-0,97
Étendue	1,65 ± 0,65	2,00 ± 0,81	1,77 ± 0,74	2,2 ± 0,84	-1,40	-0,68	-1,50	-1,32
Étendue maximale	3,97	7,27	5,13	7,27	-	-	-	-
Moyenne	10,18 ± 10,23	8,57 ± 7	7,54 ± 7,07	9,46 ± 7,05	0,63	0,29	-0,61	-0,91
Trajectoire	4,15 ± 1,50	4,83 ± 1,66	4,49 ± 1,52	5,13 ± 1,78	-1,27	-1,08	-1,05	-1,04

### Comparaisons entre les groupes sur les mouvements fins du genou

**Capacité discriminante (AS vs OA).** Les moyennes observées et les résultats des analyses par contrastes sont présentés au tableau 5a (paramètres angulaires) et au tableau 5b (paramètres linéaires). Les paramètres angulaires ne sont pas significativement différents entre les OA et les AS (tous  $p > 0,05$ ).

Nous avons trouvé quelques différences intéressantes au niveau des paramètres linéaires : les participants OA ont, au niveau des translations antéro-postérieures (TAP), un fémur dont la position minimale est plus près de zéro ( $-0,56 \pm 2,9$  mm vs  $-3,25 \pm 3,76$  mm,  $p = 0,01$ ), la position maximale plus antériorisée ( $3,12 \pm 3,06$  vs  $-0,11 \pm 2,81$ ,  $p = 0,001$ ) et la position moyenne, elle aussi antériorisée ( $1,16 \pm 2,88$  mm vs  $-1,62 \pm 3,07$  mm,  $p = 0,004$ ). Les analyses par contraste montrent qu'il n'existe pas de différence significative au niveau des translations médio-latérales (TML) entre les participants (AS et OA ou OAL et OAS) au niveau des paramètres de position (tous  $p > 0,05$ ). En termes de paramètres d'instabilité, la trajectoire antéro-postérieure est plus longue chez les OA ( $11,37 \pm 3,78$  vs  $9,06 \pm 2,96$ ,  $p = 0,04$ ) tout comme la trajectoire médio-latérale ( $18,60 \pm 6,23$  mm vs  $14,57 \pm 3,06$  mm,  $p = 0,047$ ). Après la correction pour l'effet de la masse corporelle (Tableaux 4ab, colonne  $t$  cov), la présence de différence significative sur les paramètres de TAP persiste uniquement pour le maximum ( $p = 0,017$ ) et la position moyenne ( $p = 0,033$ ).

**Effet de sévérité radiologique.** Les paramètres angulaires significativement différents entre les OAL et OAS sont issus du plan frontal (abduction-adduction) exclusivement. Il est possible de constater que les différences sont prononcées et que les genoux des OAS sont orientés vers une position en varus tant pour la position minimum ( $6,94 \pm 3,74^\circ$  vs  $0,34 \pm 3,98^\circ$ ,  $p < 0,001$ ), le maximum ( $9,16 \pm 3,78^\circ$  vs  $2,36 \pm 3,96^\circ$ ,  $p < 0,001$ ) et la moyenne ( $8,08 \pm 3,77^\circ$  vs  $1,40 \pm 3,96^\circ$ ,  $p < 0,001$ ).

Pour les paramètres linéaires, ceux issus des TAP se distinguent significativement et dans le même sens que l'effet observé entre les groupes AS et OA. Le fémur se retrouve ainsi significativement antériorisé par rapport au tibia chez les participants OAS par rapport aux OAL, et ce, autant pour la position minimale ( $0,73 \pm 2,67$  mm vs  $-2,05 \pm 2,41$  mm,  $p = 0,021$ ), maximale ( $4,38 \pm 3,07$  mm vs  $1,66 \pm 2,4$  mm,  $p = 0,014$ ) et moyenne ( $2,43 \pm 2,76$  mm vs  $-0,29 \pm 2,32$  mm,  $p = 0,013$ ). Après la correction pour l'effet de la masse corporelle (Tableaux 5a et 5b, colonne  $t_{cov}$ ), les différences entre les OAL et OAS demeurent significatives, les valeurs  $t$  tendant à demeurer inchangées.



Tableau 5a.  
Résultats des analyses avec contrastes pour les paramètres angulaires

Paramètres	Moyennes				Contrastes			
					AS vs OA		OAL vs OAS	
Adduction (+) / abduction (-)	AS (n = 15)	OA (n = 29)	OAL (n = 14)	OAS (n = 15)	<i>t</i>	<i>t cov</i>	<i>t</i>	<i>t cov</i>
Minimum	1,52 ± 4,04	3,88 ± 5,05	0,34 ± 3,98	6,94 ± 3,74	-1,69	-1,61	-4,44**	-4,69**
Maximum	3,51 ± 4,25	6,00 ± 5,13	2,36 ± 3,96	9,16 ± 3,78	-1,76	-1,70	-4,48**	-4,76**
Étendue	1,98 ± 0,59	2,13 ± 0,62	2,02 ± 0,36	2,22 ± 0,79	-0,70	-1,00	-0,85	-0,99
Moyenne	2,53 ± 4,11	4,98 ± 5,08	1,40 ± 3,96	8,08 ± 3,77	-1,75	-1,68	-4,46**	-4,73**
Trajectoire	5,94 ± 1,88	6,64 ± 2,15	6,35 ± 1,28	6,89 ± 2,72	-1,02	-1,54	-0,54	-0,92
Interne (+) / externe (-)	AS (n = 15)	OA (n = 29)	OAL (n = 14)	OAS (n = 15)	<i>t</i>	<i>t cov</i>	<i>t</i>	<i>t cov</i>
Minimum	-1,68 ± 2,08	-1,64 ± 3,07	-1,07 ± 2,44	-2,15 ± 3,54	-0,09	1,35	1,02	1,63
Maximum	0,27 ± 2,04	0,41 ± 2,99	1,02 ± 2,52	-0,12 ± 3,34	-0,21	1,20	1,11	1,71
Étendue	1,95 ± 1,04	2,05 ± 0,66	2,08 ± 0,42	2,03 ± 0,83	-0,38	-0,54	0,19	0,11
Moyenne	-0,69 ± 1,93	-0,61 ± 3,05	0,05 ± 2,51	-1,19 ± 3,44	-0,15	1,24	1,21	1,82
Trajectoire	5,48 ± 2,54	6,05 ± 1,49	6,07 ± 1,22	6,03 ± 1,74	-0,91	-1,13	0,07	0,06

*t cov* = valeur *t* après la correction pour la masse corporelle. \* :  $p < 0,05$ , \*\* :  $p < 0,01$

Tableau 5b.  
Résultats des analyses avec contrastes pour les paramètres linéaires

Paramètres	Moyennes				Contrastes			
					AS vs OA		OAL vs OAS	
Antéro (+) / Postérieure (-)	AS (n = 15)	OA (n = 29)	OAL (n = 14)	OAS (n = 15)	t	t cov	t	t cov
Minimum	-3,25 ± 3,76	-0,56 ± 2,90	-2,05 ± 2,41	0,73 ± 2,67	-2,78**		-2,38*	
Maximum	-0,11 ± 2,81	3,12 ± 3,06	1,66 ± 2,4	4,38 ± 3,07	-3,58**		-2,45*	
Étendue	3,14 ± 1,48	3,68 ± 1,35	3,71 ± 1,23	3,65 ± 1,49	-1,16		0,23	
Moyenne	-1,62 ± 3,07	1,16 ± 2,88	-0,29 ± 2,32	2,43 ± 2,76	-3,17**		-2,56*	
Trajectoire	9,08 ± 2,94	11,37 ± 3,78	12,02 ± 3,44	10,81 ± 4,08	-2,14*		0,97	
Médio (+) / Latérale (-)	AS (n = 15)	OA (n = 29)	OAL (n = 14)	OAS (n = 15)	t	t cov	t	t cov
Minimum	-3,56 ± 2,54	-2,33 ± 2,00	-2,72 ± 2,01	-1,98 ± 1,98	-0,26		-0,62	
Maximum	0,41 ± 2,46	1,95 ± 2,17	1,86 ± 1,97	2,02 ± 2,40	-1,29		-0,53	
Étendue	3,97 ± 2,54	4,27 ± 1,7	4,59 ± 1,47	4,00 ± 1,87	-1,51		0,34	
Moyenne	-1,47 ± 2,18	-0,16 ± 1,82	-0,25 ± 1,78	-0,08 ± 1,91	-0,95		-0,45	
Trajectoire	14,20 ± 4,70	18,60 ± 6,23	19,87 ± 4,95	17,49 ± 7,15	-2,05		0,36	

t cov = valeur t après la correction pour la masse corporelle. \* : p < 0,05, \*\* : p < 0,01

### **Relation des mesures biomécaniques lors du maintien unipodal avec d'autres mesures**

L'angle en varus en appui bipodal n'est pas significativement supérieur entre les AS et les OA ( $p = 0,29$ ) mais une différence est présente entre les OAL et OAS ( $p < 0,001$ ). Le delta entre le varus/valgus en appui bipodal et la moyenne angulaire en varus en appui unipodal (voir figure 9) n'est pas significativement différent entre les AS et les OA ( $p = 0,18$ ) mais une différence est présente entre les OAL et OAS ( $p = 0,048$ ). Une forte corrélation linéaire est présente entre le varus bipodal et les paramètres issus du plan frontal (tableau 6) : moyenne en varus ( $r = 0,9$ ), minimum ( $r = 0,9$ ), maximum ( $r = 0,89$ ). Le varus en bipodal ne corrélait pas significativement avec les paramètres discriminants en translations antéro-postérieures (tous  $p = 0,06$ ) : moyenne ( $r = 0,36$ ), minimum ( $r = 0,36$ ), maximum ( $r = 0,35$ ). Les corrélations linéaires de Pearson entre l'échelle « raideur » du questionnaire WOMAC et les paramètres discriminants du tableau 5a et 5b (tableau 6) ne sont pas significatives.

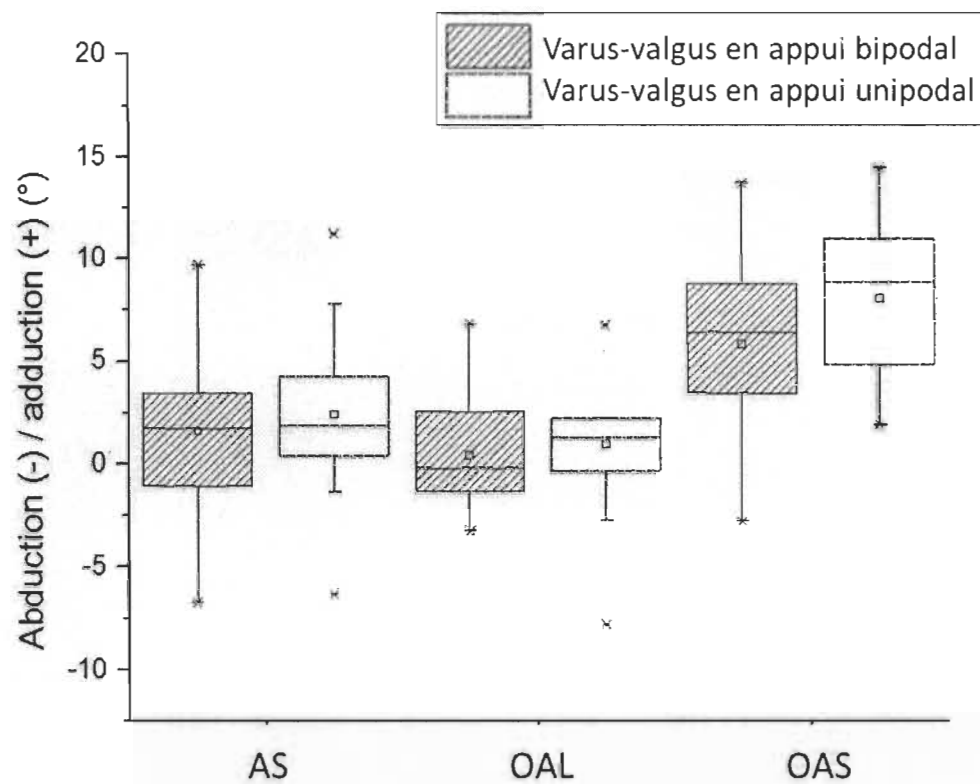


Figure 9. Relation entre l'angle en varus-valgus en appui bipodal et l'angle moyen en varus-valgus lors du maintien unipodal. AS = asymptomatique, OAL = arthrose légère OAS = arthrose sévère)

Tableau 6.

Résultats des corrélations entre l'échelle « raideur » du questionnaire WOMAC, l'angle en varus/valgus en appui bipodal et les paramètres discriminants issus des tableaux 5a et 5b.

Paramètres	WOMAC - raideur		Angle en varus en appui unipodal	
	r	p	r	p
Abduction / Adduction				
Moyenne	0,36	0,06	0,90	<b>0,001**</b>
Minimum	0,36	0,06	0,90	<b>0,001**</b>
Maximum	0,35	0,06	0,89	<b>0,001**</b>
Translations antéro-postérieures				
Moyenne	-0,02	0,93	0,39	<b>0,01**</b>
Minimum	-0,00	1	0,38	<b>0,013*</b>
Maximum	-0,03	0,89	0,40	<b>0,008**</b>
Translations médio-latérales				
Moyenne	-0,08	0,70	-0,01	0,94
Minimum	-0,08	0,70	0,04	0,82
Maximum	-0,11	0,59	-0,04	0,80
Trajectoire	-0,13	0,52	-0,00	1

### **Fidélité intra-séance**

Les coefficients de corrélation intra-classes de chacun des paramètres des mouvements fins lors du maintien en appui unipodal sont présentés dans les tableaux 7a et 7b. Les paramètres ayant les coefficients les plus élevés sont le minimum, le maximum et la moyenne. L'étendue est, de façon générale, peu variable d'un essai à l'autre et d'un participant à l'autre, donc très homogène résultant alors en des coefficients de fidélité faibles, voire quasi nuls malgré leur constance. La trajectoire a des coefficients plus faibles, ce paramètre apparaissant donc plus variable d'un essai à l'autre. Les rotations ont, et ce particulièrement pour le plan sagittal et frontal, des coefficients plus élevés que les translations. Les différences de coefficients entre les groupes OA et AS sont négligeables pour le minimum, le maximum et la moyenne angulaire.

Tableau 7a.

Coefficients de corrélation intra-classe (CCI) pour les paramètres de rotation

Paramètre	Adduction / abduction			Rotation interne / externe		
	Tous	AS	OA	Tous	AS	OA
<b>Minimum</b>	<b>0,95</b> [0,92 – 0,97]	<b>0,94</b> [0,87 – 0,98]	<b>0,95</b> [0,91 – 0,98]	<b>0,86</b> [0,78 – 0,91]	<b>0,80</b> [0,59 – 0,92]	<b>0,88</b> [0,78 – 0,93]
<b>Maximum</b>	<b>0,96</b> [0,94 – 0,98]	<b>0,97</b> [0,94 – 0,99]	<b>0,96</b> [0,92 – 0,98]	<b>0,84</b> [0,76 – 0,90]	<b>0,84</b> [0,67 – 0,94]	<b>0,85</b> [0,73 – 0,93]
Étendue	0,01 [0 – 0,21]	0 [0 – 0,35]	0,03 [0 – 0,28]	0,45 [0,27 – 0,62]	0,64 [0,36 – 0,84]	0,30 [0,08 – 0,55]
<b>Moyenne</b>	<b>0,98</b> [0,96 – 0,99]	<b>0,99</b> [0,96 – 0,99]	<b>0,97</b> [0,94 – 0,99]	<b>0,87</b> [0,79 – 0,92]	<b>0,83</b> [0,65 – 0,93]	<b>0,88</b> [0,79 – 0,94]
Trajectoire	0,10 [0 – 0,30]	0,18 [0 – 0,54]	0,07 [0 – 0,32]	0,3 [0,11 – 0,49]	0,64 [0,36 – 0,84]	0,06 [0 – 0,31]

Les chiffres entre les crochets représentent l'intervalle de confiance à 95%

Tableau 7b.

Coefficients de corrélation intra-classe (CCI) pour les paramètres de translation

Paramètre	Translation antéro-postérieure			Translation médio-latérale		
	Tous	AS	OA	Tous	AS	OA
<b>Minimum</b>	<b>0,76</b> [0,65 – 0,85]	<b>0,88</b> [0,74 – 0,95]	<b>0,64</b> [0,45 – 0,80]	<b>0,56</b> [0,39 – 0,71]	<b>0,38</b> [0,07 – 0,70]	<b>0,75</b> [0,60 – 0,87]
<b>Maximum</b>	<b>0,77</b> [0,66 – 0,86]	<b>0,75</b> [0,52 – 0,90]	<b>0,72</b> [0,55 – 0,85]	<b>0,57</b> [0,40 – 0,72]	<b>0,76</b> [0,53 – 0,90]	<b>0,44</b> [0,22 – 0,66]
Étendue	0,38 [0,19 – 0,57]	0,63 [0,34 – 0,84]	0,27 [0,04 – 0,52]	0,23 [0,05 – 0,43]	0,21 [0 – 0,56]	0,28 [0,05 – 0,53]
<b>Moyenne</b>	<b>0,81</b> [0,72 – 0,89]	<b>0,86</b> [0,71 – 0,95]	<b>0,74</b> [0,59 – 0,86]	<b>0,71</b> [0,57 – 0,81]	<b>0,84</b> [0,70 – 0,94]	<b>0,61</b> [0,41 – 0,78]
Trajectoire	0,22 [0,04 – 0,43]	0,52 [0,21 – 0,78]	0,13 [0 – 0,39]	0,33 [0,14 – 0,52]	0,53 [0,22 – 0,78]	0,23 [0,01 – 0,49]

Les chiffres entre les crochets représentent l'intervalle de confiance à 95%



## CHAPITRE V.

### Discussion

Un retour sur les résultats principaux en regard avec nos objectifs et nos hypothèses de recherche, la représentativité de la base de données, les paramètres 3D en fonction de la pathologie et de la sévérité, les limites ainsi que les perspectives futures à la suite du projet sont présentés dans ce chapitre.

#### **Résultats principaux et liens avec les objectifs ainsi que les hypothèses de recherche**

Nos travaux montrent que 1) la position angulaire moyenne autodéterminée en flexion-extension n'est pas significativement influencée par l'arthrose au genou, 2) malgré la similitude en flexion-extension, des répercussions attribuables à l'arthrose au genou et à sa sévérité radiologique sont détectables dans les plans de mouvements plus fins que le plan sagittal, et 3) certains paramètres sont très stables inter-essais.

L'objectif général du projet de recherche était d'évaluer le mouvement tridimensionnel du genou arthrosique lors d'un maintien autour d'une position moyenne autodéterminée de flexion-extension et adoptée lors d'une tâche de maintien debout sur le membre inférieur pathologique. Cela se déclinait dans les objectifs spécifiques suivants : 1) comparer cette position moyenne entre des participants avec arthrose au genou et un groupe témoin, 2) caractériser les

mouvements fins 3D à l'aide de paramètres cinématiques issus des rotations et des translations au genou lorsque ce dernier conserve une position moyenne, et 3) étudier les qualités psychométriques des mesures, soit la sensibilité à l'atteinte arthrosique ainsi que la reproductibilité inter-essai de ces paramètres et aussi (4) les mettre en relation avec des mesures cliniques telles que l'évaluation du varus/valgus au genou faite en condition statique, et le score raideur du WOMAC, reflétant la raideur articulaire perçue au quotidien par les patients OA.

Tel qu'attendu, les participants se sont comportés de façon similaire en flexion-extension, ces attentes étant basées sur des travaux préliminaires (Northon, Boivin, Laurencelle, Hagemeister et De Guise, 2015) ainsi que sur les résultats à la locomotion de la thèse de Boivin (2010). Contrairement à nos attentes, les différences attribuables à l'arthrose au genou ne touchent pas les amplitudes de mouvements ni la longueur des trajectoires hormis celles issues des translations (antéro-postérieures et médio-latérales). Nous croyions initialement qu'une plus grande instabilité, mesurée par ces deux paramètres, serait retrouvée sur les mouvements fins dans les plans frontal et transverse ainsi que sur les translations chez les participants gonarthrosiques. Les différences observées pour les trajectoires en translations antéro-postérieures et médio-latérales sont intéressantes, novatrices dans la littérature et font écho aux travaux récents qui montrent un intérêt marqué pour l'étude de ces plans de mouvements chez les gonarthrosiques.

## Participants

La plupart des participants issus de la base de données initiale (47/49) ont réussi au moins trois essais sur six en maintien unipodal, un taux de réussite supérieur à celui de 60% rapporté par Hunt et coll. (2010) et celui de 63% (65/103) par Hurley et coll. (1997) chez des populations similaires. Il est possible d'expliquer ces différences notamment par la durée moindre de notre tâche (3 s vs 10 s). Hunt et coll. (2010) ont trouvé que la caractéristique biométrique distinguant les participants gonarthrosiques incapables de se tenir 10 secondes sur une jambe était l'âge avancé. Comme le groupe témoin est du même âge que les patients, la différence observée dans la capacité de faire la tâche (soit 2 personnes OA vs aucune AS) est vraisemblablement associée à la présence de la pathologie. Ceci pourrait être attribué à divers aspects de l'état de la personne (douleur, déficit proprioceptif, etc.). Les causes sous-jacentes à la présence d'une telle difficulté demeurent un objet d'étude pertinent, car la population gonarthrosique est certainement une à risque de chute. Par exemple, nonobstant la présence de la pathologie, les personnes en surpoids et de plus de 65 ans ont un risque de chute accru (Himes et Reynolds, 2012; Mitchell, Lord, Harvey et Close, 2014). De plus, la stabilité posturale est associée au risque de chutes chez des adultes de plus de 60 ans (Muir, Berg, Chesworth, Klar et Speechley, 2010). Il est également connu que le surpoids est un élément déterminant dans l'initiation de la gonarthrose (Salih et Sutton, 2013) et que les personnes gonarthrosiques ont une stabilité posturale moindre (Hsieh, Lee, Lo et Liao, 2013; Khalaj, Abu Osman, Mokhtar, Mehdikhani et Wan Abas, 2014).

À la lumière de nos résultats sur le haut taux de réussite de la tâche demandée, il appert pertinent de noter qu'une tâche d'une durée de trois secondes de maintien en appui unipodal permet d'obtenir des données chez la majorité des participants gonarthrosiques, tout en permettant d'identifier des paramètres discriminants entre les personnes avec et sans gonarthrose ainsi que des paramètres avec une bonne reproductibilité inter-essai, selon les coefficients de corrélation intra-classes que nous avons observés. Ce résultat est intéressant en se remettant en tête que nous avons ciblé une fenêtre de seulement une seconde de maintien entre deux phases de transition, soit la mise en charge et la décharge du membre inférieur pathologique. Il y a lieu de dire aussi que nos résultats montrent une certaine variabilité intra-essai, qui est ressortie par l'évaluation de l'étendue sur le patron de flexion-extension. Il y aurait un certain travail de développement pour cibler des essais présentant une fenêtre de maintien le plus stable et reproductible possible entre trois essais conservés, et ce, afin de faire état d'un comportement (et non d'une performance) des patients lors de l'évaluation de ce type de tâche.

Nos participants OA sont en majorité des femmes (70%), une proportion comparable à celle rapportée dans la littérature (Niu et coll. 2009; Pereira et coll. 2011; Wills et coll. 2012). L'indice de masse corporelle (IMC) moyen des participants OA est catalogué comme « obésité de classe I » selon Santé Canada et il est représentatif des populations arthrosiques (Murphy et coll. 2008; Niu et coll. 2009; Conroy et coll. 2012). L'angle de varus/valgus au genou mesuré ici, qui s'apparente au concept de l'axe mécanique du membre inférieur, est proche d'une position neutre chez les personnes AS et le groupe de OAL, mais dénote davantage

une angulation en varus chez les OA sévères, ce qui est aussi en accord avec les études portant sur la relation entre la sévérité de l'arthrose tibiofémorale interne et l'angle de l'axe mécanique du membre inférieur (Laxafoss et coll. 2013). Cette différence peut signaler une décharge du compartiment interne chez les OAL et un pincement accru chez les OAS. Les OAL seraient en mesure de compenser pour les signes précoces de gonarthrose alors que les OAS subiraient l'effet de l'axe mécanique sur la répartition des contraintes au genou en défaveur du compartiment interne. Or, le mécanisme de décharge du compartiment interne chez les OAL peut devenir plus difficile à réaliser lors d'un maintien en appui unipodal, en fonction de la nature de cette tâche de simple appui, d'où l'intérêt d'en faire son étude et de comparer cette mesure à celle en station bipodale.

### **Paramètres angulaires moyens en flexion-extension**

Nos résultats sur la position moyenne angulaire adoptée en flexion-extension démontrent une grande variabilité entre les participants dans la position choisie pour la réalisation de la tâche, et ce, sans influence significative de l'arthrose au genou. La variabilité entre les essais, elle, était moindre, telle que suggérée par la présence d'indices de corrélations intra-classe très élevés sur ce même paramètre. En somme, cela suggère un usage de stratégies fortement personnalisées (entre les participants) et reproductibles (entre les essais). Cependant, la présence chez quelques participants d'une variabilité considérable entre les essais, ressortie par l'évaluation de l'étendue, suggère l'importance d'un certain travail de développement pour cibler des essais qui présentent une fenêtre de maintien le plus stable et reproductible possible entre trois essais conservés.

Cela, afin de faire état d'un comportement (et non d'un évènement ponctuel ou d'une performance) des patients lors de l'évaluation de ce type de tâche. Cependant, la présence chez quelques participants d'une variabilité importante inter-essais suggère qu'un meilleur tri des essais, lorsque possible, permettrait d'amortir ce problème. Une autre solution serait de réaliser un plus grand nombre d'essais et d'évaluer si trois essais sont suffisants pour optimiser la combinabilité des courbes issues d'un TSU. Cette optimisation cependant doit constituer un compromis entre le laboratoire et le milieu clinique (coûts, durée fatigabilité des participants, etc.) – il n'est pas nécessairement judicieux de demander à un participant de répéter une tâche 10 fois dans un contexte clinique.

### **Effet de la pathologie**

Nos résultats sur les paramètres angulaires ne sont pas discriminants lorsque tous les participants OA sont comparés aux AS. Cela s'explique notamment par le fait que le genou des participants ayant une atteinte légère (OAL) se comporte de façon similaire chez le groupe AS. En effet, il est reconnu que des différences sont mises en évidence (Mills et coll. 2013; Kean et coll. 2012; Henriksen et coll. 2011; Kim et coll. 2011; Rutherford et coll. 2011; Astephen et coll. 2011; Hunt et coll. 2010) lorsque l'analyse est compartimentée et prend en compte la sévérité de l'atteinte radiologique. Nos résultats vont dans le même sens, suggérant qu'il est important de porter attention à la sévérité radiologique lors de l'analyse des données sur une population gonarthrosique ou de tenter de former des sous-classes de patients ayant une certaine homogénéité entre eux, la variabilité inter-patients dans le cadre de cette pathologie étant très importante

(Bruyère, Cooper, Arden, Branco, Brandi, Herrero-Beaumont, Berenbaum, Dennison, Devogelaer, Hochberg, Kanis, Laslop, McAlindon, Reiter, Richette, Rizzoli et Reginster, 2015). Les travaux récents de Bruyère et coll. soulèvent l'importante hétérogénéité de l'arthrose au genou et font état des différents profils connus (p. ex. morphologique, anatomique, type de tissus atteint, co-morbidité) qui pourraient chacun nécessiter différents traitements. La distinction entre une atteinte « précoce » et « tardive », par exemple, permettrait d'orienter les patients vers des interventions plus efficaces (Sawitzke, Shi, Finco, Dunlop, Bingham, Harris, Singer, Bradley, Silver, Jackson, Lane, Oddis, Wolfe, Lisse, Furst, Reda, Moskowitz, Williams et Clegg, 2008).

Les paramètres linéaires se sont montrés plus sensibles à la pathologie que les paramètres angulaires. Pour les translations antéro-postérieures (TAP), les paramètres de position (le minimum, le maximum et la moyenne en translation) sont significativement plus élevés chez le groupe OA, ce qui est en accord avec les travaux sur la locomotion de Bytyqi et coll. 2014. L'étendue similaire et la trajectoire plus élevée suggèrent ensemble une instabilité plus prononcée chez les OA, avec un mouvement se déroulant toutefois autour d'un point moyen sans écarts plus importants. Pour les translations médio-latérales (TML), seule la trajectoire était significativement plus élevée chez les OA. La présence d'une étendue semblable chez les deux groupes et d'une trajectoire plus grande chez les OA suggère une instabilité accrue au genou chez les OA, lesquels maintiennent cependant une amplitude de mouvement similaire. Il est possible que les trajectoires supérieures (TAP et TML) reflètent des « microajustements »

persistants, menant à une surcharge du cartilage articulaire et qu'ainsi elle accélère la dégénérescence de l'articulation (Tochigi et coll. 2008). Anatomiquement, les différences rapportées au niveau des TAP, sur les valeurs moyennes calculées, se traduisent comme un fémur excentré vers l'avant par rapport au tibia. Après ajustement des analyses en fonction de la masse corporelle, les valeurs  $t$  de tous les paramètres issus des TAP, hormis le maximum et la moyenne, ont baissé sous le seuil de la significativité tandis que les valeurs  $t$  des TML se sont vues légèrement augmentées. Il est donc possible que le positionnement du fémur par rapport au tibia en sagittal soit dépendant de la masse corporelle plutôt que de l'effet de la présence ou non de la pathologie. Or, dans le plan frontal, il semble alors que le positionnement du fémur à l'externe par rapport au tibia est davantage en lien avec la condition gonarthrosique que la présence ou non de surpoids. Il reste que cela demeure difficile à interpréter considérant qu'il n'existe à l'heure actuelle aucune référence sur laquelle se baser pour mieux saisir la relation entre la masse corporelle, la gonarthrose et les translations tibiofémorales. Il serait intéressant dans de futurs travaux de mettre en relation ces deux paramètres chez des personnes asymptomatiques avec des paliers de masse corporelle croissante, nous permettant ainsi d'isoler l'effet de la masse sur les translations au genou. Le surpoids demeurant le principal facteur de risque modifiable de l'arthrose au genou (Salih et coll. 2013), il est difficile de séparer l'un de l'autre, en termes d'étiologie et dans l'évaluation de la portée clinique des observations faites ici.



### **Effet de la sévérité radiologique**

Plusieurs paramètres angulaires issus du plan frontal ressortent comme étant discriminants lorsque nous ciblons l'analyse sur le groupe d'atteinte radiologique sévère (OAS), ce qui est en accord avec d'autres travaux (Kim et coll. 2004; Thorp et coll. 2006; Boivin, 2010; Kean et coll. 2012). Plus spécifiquement, nous avons trouvé que les paramètres angulaires discriminants sont le minimum, le maximum et la moyenne angulaire dans le plan frontal. La hausse concomitante de ces trois paramètres, combinée avec la similitude de l'étendue du mouvement et de la trajectoire entre les OAS et les OAL, suggère que les participants OAS ont une position excentrée du genou vers l'extérieur (varus) sans toutefois osciller davantage autour de cette position. Néanmoins, cette position peut modifier la répartition des contraintes au genou en défaveur du compartiment médial, ce qui coïncide avec une augmentation du risque de l'initiation de la gonarthrose médiale (Niu et coll. 2009; Neogi et coll. 2010) ainsi que sa progression (Sharma et coll. 2001; Cerejo et coll. 2002; Issa et coll. 2007; Sharma et coll. 2008 & 2010), qui elle pourrait s'accroître selon les facteurs mécaniques défavorables. Nous n'avons pas trouvé de différences entre les groupes au niveau des rotations tibiales, et ce, malgré l'utilisation de l'exosquelette. Peu de travaux ont tenté de quantifier les rotations tibiales puisque, jusqu'à récemment, l'erreur attribuable au mouvement entre la peau et les os de la plupart des méthodes non invasives était de la même magnitude que les valeurs elles-mêmes (Aststephen et coll. 2008). Les effets observés sont généralement faibles et variables d'une personne à l'autre (Boivin, 2010). La plupart des travaux s'entendent cependant sur l'amplitude de mouvement qui est réduite en rotation tibiale lors de la locomotion (Saari et coll. 2005; Hamai et

coll. 2009; Nagano et coll. 2012; Bytyqi et coll. 2014), appuyant les propos de Nagao et coll. (1998), comme quoi le genou arthrosique ressemble davantage à une articulation en penture au fur et à mesure que l'atteinte augmente en sévérité. En effet, le plan transverse semble particulièrement sensible aux changements d'amplitude importants dans le plan sagittal tels que retrouvés à la locomotion entre les phases de support et d'oscillation. Il y a lieu de faire mention que, sur la même cohorte que celle étudiée ici, aucun résultat significatif n'avait été observé en lien avec la présence de la gonarthrose ou en lien avec sa sévérité croissante sur le patron de rotation tibiale à la marche; en grande partie à cause de la pluralité de patrons de mouvements rapportés (Boivin, 2010). De plus, il est possible que notre tâche de maintien en appui unipodal, avec sa composante médio-latérale et la faible amplitude de mouvement dans le plan sagittal, ne soit pas appropriée pour détecter les changements dans le plan transverse. Une tâche transférant le poids d'un participant vers l'avant (p . ex. un pas vers l'avant) serait possiblement plus intéressante pour les paramètres de rotations tibiales interne-externe (plan transverse) au genou, notamment en créant un moment de force dans le plan transverse par le vecteur de force passant à l'intérieur et à l'arrière du genou. Il est également possible que la fenêtre d'analyse choisie, soit un moment où le plan sagittal se comporte de façon stable, ne soit pas opportune pour étudier ce plan de mouvement.

### **Fidélité intra-séance**

Pour la majorité des participants, les trois essais étaient réalisés en utilisant une stratégie de positionnement angulaire en flexion-extension similaire telle que dénotée par le CCI de l'angle moyen dans le plan sagittal ( $> 0,95$ ). La prochaine étape était de vérifier si une telle stabilité intra-séance était présente dans les autres degrés de liberté. Les paramètres possédant une stabilité intra-séance adéquate, indiquée par des coefficients de corrélation intra-classes (CCI) moyens ( $>0,6$ ) à élevés ( $>0,8$ ), sont pour la plupart les mêmes que ceux permettant de discriminer les participants en fonction de la pathologie et de la sévérité, soit le minimum, le maximum et la moyenne. Les coefficients de l'étendue ressortent comme faibles, ceci pouvant s'expliquer en partie par une ressemblance de la variance inter-essais et inter-participants. Autrement dit, il est possible que l'étendue soit un paramètre stable d'un essai à l'autre (inter-essais) mais non caractéristique d'un participant en particulier (inter-participants). Les CCI pour le paramètre de trajectoire était plus faible et variable et n'est pas recommandé pour l'évaluation clinique, surtout lors de la réalisation d'un seul essai en maintien unipodal. La valeur élevée des CCI pour le minimum, le maximum et la moyenne, suggère que nous pouvons avoir confiance dans ce que les valeurs représentent si un seul test est réalisé puisqu'en moyenne, les données d'un participant « se ressemblent » davantage d'un test à l'autre qu'elles ne ressemblent à celles des autres participants. Le manque de stabilité observé pour la mesure de l'étendue et le calcul de la trajectoire, dans tous les plans du mouvement articulaire, est un résultat pertinent à connaître, mais décevant en termes de retombées cliniques. Il s'avère alors que l'analyse de la fenêtre de maintien lors du TSU nous procure des paramètres discriminants et sensibles à la

pathologie arthrosique, particulièrement en termes de l'alignement 3D, lors d'un appui unipodal. Or, maintenant qu'une fenêtre d'analyse a été trouvée, de nouveaux paramètres d'instabilité à l'intérieur de cette fenêtre le sont aussi.

### **Limites**

Certaines limites du projet doivent être mentionnées. La durée de la tâche était un compromis entre la capacité d'obtenir des données valides et la capacité des participants à réaliser la tâche. Un taux d'échec tel que ceux rapportés par Hunt (2010) et Hurley (1997) lors de tâches d'une durée de dix secondes peut limiter l'utilisation d'une telle tâche dans un contexte clinique.

Il est également possible que la fenêtre d'analyse de une seconde ait nui aux valeurs de CCI des paramètres de trajectoire. Cette fenêtre était toutefois nécessaire à l'analyse d'une période qui n'était pas influencée ni par 1) le début du maintien unipodal, une phase où l'adaptation est encore présente et le membre inférieur opposé parfois encore en mouvement ni par 2) l'approche de la fin de la tâche, où un mouvement anticipatoire ainsi qu'un transfert du poids corporel pour le retour à un appui bipodal sont possibles.

## CHAPITRE VI.

### Perspectives et conclusion

En conclusion, nos résultats suggèrent que le TSU est une tâche informant sur l'alignement du genou dans un contexte avec 100% de mise en charge, mais n'informe que peu sur la présence d'instabilité lorsque celle-ci est mesurée par l'étendue des microajustements au genou. La tâche est réalisable par une population gonarthrosique de sévérité croissante, est plutôt stable en termes de constance intra-séance et permet d'informer sur l'état de santé biomécanique du genou lors de l'exécution de trois essais. À titre de perspectives, à partir de la même tâche et de la même fenêtre d'observation, il y a lieu d'explorer les signaux de trajectoire multiplanaires (p. ex. la rotation tibiale en fonction de la flexion-extension); il est plausible qu'un effet de la pathologie pertinent soit trouvé. Finalement, une prochaine étape vise à explorer une fenêtre temporelle différente, soit celle où le genou devient progressivement plus chargé, passant de 0 à 100% de mise en charge lors de la phase de transfert du poids vers l'appui unipodal. L'optique ici était d'étudier une fenêtre comparable à celle de l'appui unilatéral à la marche; or, l'étude de la phase de transfert de poids lors du TSU s'avère une prochaine visée, étant une complémentarité avec la phase de mise en charge lors de la locomotion.

## RÉFÉRENCES

- Akbarshahi, M., Schache, A. G., Fernandez, J. W., Baker, R., Banks, S. et Pandy, M. G. (2010). Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech*, 43(7), 1292-1301. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.002>
- Alliance de l'arthrite du Canada. (2011). *L'impact de l'arthrite au Canada : aujourd'hui et au cours des 30 prochaines années*. Repéré à [http://www.arthritisalliance.ca/images/PDF/french/Initiatives/20111117\\_2130\\_impact\\_of\\_arthritis\\_french%20Final.pdf](http://www.arthritisalliance.ca/images/PDF/french/Initiatives/20111117_2130_impact_of_arthritis_french%20Final.pdf)
- Alnahdi, A. H., Zeni, J. A. et Snyder-Mackler, L. (2012). Muscle impairments in patients with knee osteoarthritis. *Sports Health*, 4(4), 284-292. <http://dx.doi.org/10.1177/1941738112445726>
- Altman, R., Alarcon, G., Appelrouth, D., Bloch, D., Borenstein, D., Brandt, K., Brown, C., Cooke, T. D., Daniel, W. et Feldman, D. (1991). The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip. *Arthritis Rheum*, 34(5), 505-514.
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., Dunbar, M. J. et Hubley-Kozey, C. L. (2008). Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech*, 41(4), 868-876. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.016>
- Astephen Wilson, J. L., Deluzio, K. J., Dunbar, M. J., Caldwell, G. E. et Hubley-Kozey, C. L. (2011). The association between knee joint biomechanics and neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity. *Osteoarthritis Cartilage*, 19(2), 186-193. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2010.10.020>
- Bassett, D. R., Jr., Wyatt, H. R., Thompson, H., Peters, J. C. et Hill, J. O. (2010). Pedometer-measured physical activity and health behaviors in U.S. adults. *Med Sci Sports Exerc*, 42(10), 1819-1825. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181dc2e54>
- Bejek, Z., Paroczai, R., Illyes, A. et Kiss, R. M. (2006). The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14(7), 612-622. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-005-0005-6>
- Birmingham, T. B., Hunt, M. A., Jones, I. C., Jenkyn, T. R. et Giffin, J. R. (2007). Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 57(6), 1012-1017. <http://dx.doi.org/10.1002/art.22899>

- Bizid, R., Margnes, E., Francois, Y., Jully, J. L., Gonzalez, G., Dupui, P. et Paillard, T. (2009). Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol*, 106(3), 375-380.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1029-2>
- Blagojevic, M., Jinks, C., Jeffery, A. et Jordan, K. P. (2010). Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*, 18(1), 24-33.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2009.08.010>
- Boivin, K. (2010). *Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques*. (Ph. D.), École polytechnique de Montréal, Montréal. Tiré de <https://publications.polymtl.ca/317/>
- Brage, M. E., Draganich, L. F., Pottenger, L. A. et Curran, J. J. (1994). Knee laxity in symptomatic osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*(304), 184-189.
- Brandt, K. D., Dieppe, P. et Radin, E. L. (2008). Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am*, 34(3), 531-559.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.rdc.2008.05.011>
- Brooks, P. M. (2006). The burden of musculoskeletal disease--a global perspective. *Clin Rheumatol*, 25(6), 778-781. <http://dx.doi.org/10.1007/s10067-006-0240-3>
- Bruyère, O., Cooper, C., Arden, N., Branco, J., Brandi, M. L., Herrero-Beaumont, G., Berenbaum, F., Dennison, E., Devogelaer, J. P., Hochberg, M., Kanis, J., Laslop, A., McAlindon, T., Reiter, S., Richette, P., Rizzoli, R. et Reginster, J. Y. (2015). Can We Identify Patients with High Risk of Osteoarthritis Progression Who Will Respond to Treatment? A Focus on Epidemiology and Phenotype of Osteoarthritis. *Drugs Aging*, 32(3), 179-187.
- Buckwalter, J. A., Mankin, H. J. et Grodzinsky, A. J. (2005). Articular cartilage and osteoarthritis. *Instr Course Lect*, 54, 465-480.
- Buckwalter, J. A., Saltzman, C. et Brown, T. (2004). The impact of osteoarthritis: implications for research. *Clin Orthop Relat Res*(427 Suppl), S6-15.
- Butler, D. L., Noyes, F. R. et Grood, E. S. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*, 62(2), 259-270.
- Butler, R. J., Barrios, J. A., Royer, T. et Davis, I. S. (2011). Frontal-Plane Gait Mechanics in People With Medial Knee Osteoarthritis Are Different From Those in People With Lateral Knee Osteoarthritis. *Phys Ther*, 91(8), 1235-1243.

- Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Karahoda Gjurgjeala, N. et Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment. *Int Orthop*, 38(6), 1191-1198.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00264-014-2312-3>
- Cammarata, M. L., Schnitzer, T. J. et Dhaher, Y. Y. (2011). Does knee osteoarthritis differentially modulate proprioceptive acuity in the frontal and sagittal planes of the knee? *Arthritis Rheum*, 63(9), 2681-2689.  
<http://dx.doi.org/10.1002/art.30436>
- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., Genge, R. et Sharma, L. (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 50(12), 3897-3903.  
<http://dx.doi.org/10.1002/art.20657>
- Chang, A. H., Chmiel, J. S., Moision, K. C., Almagor, O., Zhang, Y., Cahue, S. et Sharma, L. (2013). Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 21(11), 1668-1673.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2013.08.007>
- Costello, J. T. et Donnelly, A. E. (2010). Cryotherapy and Joint Position Sense in Healthy Participants: A Systematic Review. *J Athl Train*, 45(3), 306-316.
- Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Lim, B. W., Bowles, K. A., Metcalf, B. R., Hinman, R. S. et Bennell, K. L. (2010). Varus-valgus laxity and passive stiffness in medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 62(9), 1237-1243.  
<http://dx.doi.org/10.1002/acr.20220>
- Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Lim, B. W., Hinman, R. S., Bryant, A. L. et Bennell, K. L. (2013a). Self-reported knee joint instability is related to passive mechanical stiffness in medial knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*, 14(1), 326. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-14-326>
- Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Lim, B. W., Hinman, R. S., Bryant, A. L. et Bennell, K. L. (2013b). Self-reported knee joint instability is related to passive mechanical stiffness in medial knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*, 14, 326. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-14-326>
- Dagenais, S., Garbedian, S. et Wai, E. K. (2009). Systematic Review of the Prevalence of Radiographic Primary Hip Osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*, 467(3), 623-637.
- Dargel, J., Gotter, M., Mader, K., Pennig, D., Koebeke, J. et Schmidt-Wiethoff, R. (2007). Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strategies Trauma Limb Reconstr*, 2(1), 1-12.



- De Carli, P., Patrizi, M., Pepe, L., Cavaniglia, G., Riva, D. et D'Ottavi, L. R. (2010). Postural control and risk of falling in bipodalic and monopodalic stabilometric tests of healthy subjects before, after visuo-proprioceptive vestibulo-postural rehabilitation and at 3 months thereafter: role of the proprioceptive system. *Acta Otorhinolaryngol Ital*, 30(4), 182-189.
- Debi, R., Mor, A., Segal, G., Segal, O., Agar, G., Debbi, E., Halperin, N., Haim, A. et Elbaz, A. (2011). Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. *Disabil Rehabil*, 33(13-14), 1103-1109. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2010.520805>
- Debi, R., Mor, A., Segal, O., Segal, G., Debbi, E., Agar, G., Halperin, N., Haim, A. et Elbaz, A. (2009). Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 10, 127. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-10-127>
- Del Valle, M. E., Cobo, T., Cobo, J. L. et Vega, J. A. (2012). Mechanosensory neurons, cutaneous mechanoreceptors, and putative mechanoproteins. *Microsc Res Tech*, 75(8), 1033-1043. <http://dx.doi.org/10.1002/jemt.22028>
- Dieppe, P. (2011). Developments in osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 50(2), 245-247. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/keq373>
- Duffell, L. D., Southgate, D. F., Gulati, V. et McGregor, A. H. (2014). Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 39(4), 1057-1061. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.005>
- Duncan, R. C., Hay, E. M., Saklatvala, J. et Croft, P. R. (2006). Prevalence of radiographic osteoarthritis—it all depends on your point of view. *Rheumatology*, 45(6), 757-760. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/kei270>
- Duncan, S. T., Khazzam, M. S., Burnham, J. M., Spindler, K. P., Dunn, W. R. et Wright, R. W. (2015). Sensitivity of standing radiographs to detect knee arthritis: a systematic review of Level I studies. *Arthroscopy*, 31(2), 321-328. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2014.08.023>
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, O., Agar, G., Halperin, N., Haim, A., Debbi, E., Segal, G. et Debi, R. (2012). Can single limb support objectively assess the functional severity of knee osteoarthritis? *Knee*, 19(1), 32-35. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2010.12.004>
- Englund, M. (2010). The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(1), 39-46. <http://dx.doi.org/10.1016/j.berh.2009.08.008>

- Englund, M., Guermazi, A., Roemer, F. W., Yang, M., Zhang, Y., Nevitt, M. C., Lynch, J. A., Lewis, C. E., Torner, J. et Felson, D. T. (2010). Meniscal pathology on MRI increases the risk for both incident and enlarging subchondral bone marrow lesions of the knee: the MOST Study. *Ann Rheum Dis*, 69(10), 1796-1802. <http://dx.doi.org/10.1136/ard.2009.121681>
- Englund, M. et Lohmander, L. (2005). Patellofemoral osteoarthritis coexistent with tibiofemoral osteoarthritis in a meniscectomy population. *Ann Rheum Dis*, 64(12), 1721-1726.
- Farrokhi, S., Piva, S. R., Gil, A. B., Oddis, C. V., Brooks, M. M. et Fitzgerald, G. K. (2013). Severity of Coexisting Patellofemoral Disease is Associated with Increased Impairments and Functional Limitations in Patients with Knee Osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 65(4), 544-551.
- Farrokhi, S., Tashman, S., Gil, A. B., Klatt, B. A. et Fitzgerald, G. K. (2012). Are the kinematics of the knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(4), 384-389. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.009>
- Farrokhi, S., Voycheck, C. A., Klatt, B. A., Gustafson, J. A., Tashman, S. et Fitzgerald, G. K. (2014). Altered tibiofemoral joint contact mechanics and kinematics in patients with knee osteoarthritis and episodic complaints of joint instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.014>
- Felson, D. T., Gross, K. D., Nevitt, M. C., Yang, M., Lane, N. E., Torner, J. C., Lewis, C. E. et Hurley, M. V. (2009). The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 61(8), 1070-1076. <http://dx.doi.org/10.1002/art.24606>
- Felson, D. T., Niu, J., Gross, K. D., Englund, M., Sharma, L., Cooke, T. D. V., Guermazi, A., Roemer, F. W., Segal, N., Goggins, J. M., Lewis, C. E., Eaton, C. et Nevitt, M. C. (2013). Valgus Malalignment is a Risk Factor for Lateral Knee Osteoarthritis Incidence and Progression: Findings from MOST and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum*, 65(2), 355-362.
- Felson, D. T., Niu, J., McClennan, C., Sack, B., Aliabadi, P., Hunter, D. J., Guermazi, A. et Englund, M. (2007). Knee buckling: prevalence, risk factors, and associated limitations in function. *Ann Intern Med*, 147(8), 534-540.
- Fitzgerald, G. K., Piva, S. R. et Irrgang, J. J. (2004). Reports of joint instability in knee osteoarthritis: its prevalence and relationship to physical function. *Arthritis Rheum*, 51(6), 941-946. <http://dx.doi.org/10.1002/art.20825>

- Fleming, B. C., Brady, M. F., Bradley, M. P., Banerjee, R., Hulstyn, M. J. et Fadale, P. D. (2008). Tibiofemoral compression force differences using laxity- and force-based initial graft tensioning techniques in the anterior cruciate ligament-reconstructed cadaveric knee. *Arthroscopy*, 24(9), 1052-1060. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2008.05.013>
- Forestier, N. et Terrier, R. (2011). Peroneal reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(7), 766-771. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.02.009>
- Frankel, V. H., Burstein, A. H. et Brooks, D. B. (1971). Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *J Bone Joint Surg Am*, 53(5), 945-962.
- Furmanek, M. P., Slomka, K. et Juras, G. (2014). The effects of cryotherapy on proprioception system. *Biomed Res Int*, 2014, 696397. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/696397>
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L. et de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, 7(4), 221-231.
- Griffin, T. M. et Guilak, F. (2005). The role of mechanical loading in the onset and progression of osteoarthritis. *Exerc Sport Sci Rev*, 33(4), 195-200.
- Grob, K. R., Kuster, M. S., Higgins, S. A., Lloyd, D. G. et Yata, H. (2002). Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 84(4), 614-618.
- Gupta, S., Hawker, G. A., Laporte, A., Croxford, R. et Coyte, P. C. (2005). The economic burden of disabling hip and knee osteoarthritis (OA) from the perspective of individuals living with this condition. *Rheumatology (Oxford)*, 44(12), 1531-1537. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/kei049>
- Gupte, C. M., Bull, A. M., Thomas, R. D. et Amis, A. A. (2003). A review of the function and biomechanics of the meniscomfemoral ligaments. *Arthroscopy*, 19(2), 161-171. <http://dx.doi.org/10.1053/jars.2003.50011>
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N. et de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 38(9), 1926-1931. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.013>
- Healy, W. L., Rana, A. J. et Iorio, R. (2011). Hospital economics of primary total knee arthroplasty at a teaching hospital. *Clin Orthop Relat Res*, 469(1), 87-94. <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1486-2>
- Heidari, B. (2011). Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian J Intern Med*, 2(2), 205-212.

- Heijink, A., Gomoll, A. H., Madry, H., Drobnic, M., Filardo, G., Espregueira-Mendes, J. et Van Dijk, C. N. (2012). Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(3), 423-435. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-011-1818-0>
- Helmick, C. G., Felson, D. T., Lawrence, R. C., Gabriel, S., Hirsch, R., Kwoh, C. K., Liang, M. H., Kremers, H. M., Mayes, M. D., Merkel, P. A., Pillemer, S. R., Reveille, J. D. et Stone, J. H. (2008). Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part I. *Arthritis Rheum*, 58(1), 15-25. <http://dx.doi.org/10.1002/art.23177>
- Henriksen, M., Creaby, M. W., Lund, H., Juhl, C. et Christensen, R. (2014). Is there a causal link between knee loading and knee osteoarthritis progression? A systematic review and meta-analysis of cohort studies and randomised trials. *BMJ Open*, 4(7), e005368. <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2014-005368>
- Himes, C. L. et Reynolds, S. L. (2012). Effect of obesity on falls, injury, and disability. *J Am Geriatr Soc*, 60(1), 124-129. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03767.x>
- Hsieh, R. L., Lee, W. C., Lo, M. T. et Liao, W. C. (2013). Postural stability in patients with knee osteoarthritis: comparison with controls and evaluation of relationships between postural stability scores and International Classification of Functioning, Disability and Health components. *Arch Phys Med Rehabil*, 94(2), 340-346. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2012.09.022>
- Hubley-Kozey, C. L., Deluzio, K. J., Landry, S. C., McNutt, J. S. et Stanish, W. D. (2006). Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(4), 365-378. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.07.014>
- Hunt, M. A., Birmingham, T. B., Giffin, J. R. et Jenkyn, T. R. (2006). Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, 39(12), 2213-2220. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.002>
- Hunt, M. A., McManus, F. J., Hinman, R. S. et Bennell, K. L. (2010). Predictors of single-leg standing balance in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 62(4), 496-500. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20046>
- Hunt, M. A., Schache, A. G., Hinman, R. S. et Crossley, K. M. (2011). Varus thrust in medial knee osteoarthritis: quantification and effects of different gait-related interventions using a single case study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 63(2), 293-297. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20341>

- Hurley, M. V., Scott, D. L., Rees, J. et Newham, D. J. (1997). Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 56(11), 641-648.
- Issa, S. N. et Sharma, L. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Rheumatol Rep*, 8(1), 7-15.
- Jackson, D. W., Simon, T. M. et Aberman, H. M. (2001). Symptomatic articular cartilage degeneration: the impact in the new millennium. *Clin Orthop Relat Res*(391 Suppl), S14-25.
- Jardin, C., Chantelot, C., Migaud, H., Gougeon, F., Debroucker, M. J. et Duquenois, A. (1999). Reliability of the KT-1000 arthrometer in measuring anterior laxity of the knee: comparative analysis with Telos of 48 reconstructions of the anterior cruciate ligament and intra- and interobserver reproducibility. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 85(7), 698-707.
- Jerosch, J., Schmidt, K. et Prymka, M. (1997). Modification of proprioceptive ability of knee joints with primary gonarthrosis. *Unfallchirurg*, 100(3), 219-224.
- Jordan, J. M., Helmick, C. G., Renner, J. B., Luta, G., Dragomir, A. D., Woodard, J., Fang, F., Schwartz, T. A., Abbate, L. M., Callahan, L. F., Kalsbeek, W. D. et Hochberg, M. C. (2007). Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol*, 34(1), 172-180.
- Katonis, P., Papoutsidakis, A., Aligizakis, A., Tzanakakis, G., Kontakis, G. M. et Papagelopoulos, P. J. (2008). Mechanoreceptors of the posterior cruciate ligament. *J Int Med Res*, 36(3), 387-393.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G. et Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(5), 253-259.
- Kellgren, J. H. et Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 16(4), 494-502.
- Khalaj, N., Abu Osman, N. A., Mokhtar, A. H., Mehdikhani, M. et Wan Abas, W. A. B. (2014). Balance and Risk of Fall in Individuals with Bilateral Mild and Moderate Knee Osteoarthritis. *PLoS One*, 9(3).
- Kim, W. Y., Richards, J., Jones, R. K. et Hegab, A. (2004). A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee*, 11(3), 225-231. [http://dx.doi.org/10.1016/s0968-0160\(03\)00068-1](http://dx.doi.org/10.1016/s0968-0160(03)00068-1)
- Klein et Sommerfeld. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs : bases et concepts*: Elsevier Masson.

- Knarr, B. A., Zeni, J. A., Jr. et Higginson, J. S. (2012). Comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.001>
- Knoop, J., Steultjens, M. P., van der Leeden, M., van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Roorda, L. D., Lems, W. F. et Dekker, J. (2011). Proprioception in knee osteoarthritis: a narrative review. *Osteoarthritis Cartilage*, 19(4), 381-388. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.01.003>
- Knoop, J., van der Leeden, M., van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Gerritsen, M., Voorneman, R. E., Lems, W. F., Roorda, L. D., Dekker, J. et Steultjens, M. P. (2012). Association of lower muscle strength with self-reported knee instability in osteoarthritis of the knee: results from the Amsterdam Osteoarthritis cohort. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(1), 38-45. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20597>
- Komnik, I., Weiss, S., Fantini Pagani, C. H. et Potthast, W. (2015). Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living - A systematic review. *Gait Posture*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.019>
- Kopec, J. A., Rahman, M. M., Berthelot, J. M., Le Petit, C., Aghajanian, J., Sayre, E. C., Cibere, J., Anis, A. H. et Badley, E. M. (2007). Descriptive epidemiology of osteoarthritis in British Columbia, Canada. *J Rheumatol*, 34(2), 386-393.
- Kothari, A., Haugthom, B., Subburaj, K., Feeley, B., Li, X. et Ma, C. B. (2012). Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL reconstructed patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee*, 19(5), 648-651. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2011.12.001>
- Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Kiriya, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y. et Suda, Y. (2012). A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis. *Knee*, 19(2), 130-134. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2010.12.007>
- Lawrence, R. C., Felson, D. T., Helmick, C. G., Arnold, L. M., Choi, H., Deyo, R. A., Gabriel, S., Hirsch, R., Hochberg, M. C., Hunder, G. G., Jordan, J. M., Katz, J. N., Kremers, H. M. et Wolfe, F. (2008). Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum*, 58(1), 26-35. <http://dx.doi.org/10.1002/art.23176>
- Laxafoss, E., Jacobsen, S., Gosvig, K. K. et Sonne-Holm, S. (2013). The alignment of the knee joint in relationship to age and osteoarthritis: the Copenhagen Osteoarthritis Study. *Skeletal Radiol*, 42(4), 531-540. <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-012-1509-z>

- Lephart, S. et Fu, F. (2000). *Proprioception control in joint stability* (1 éd.): Human kinetics.
- Levinger, P. et Gilleard, W. (2009). Frontal plane measurements during a single-leg squat test in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(3), 233; author reply 233-234.
- Lewek, M. D., Ramsey, D. K., Snyder-Mackler, L. et Rudolph, K. S. (2005). Knee stabilization in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 52(9), 2845-2853. <http://dx.doi.org/10.1002/art.21237>
- Lewek, M. D., Rudolph, K. S. et Snyder-Mackler, L. (2004). Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res*, 22(1), 110-115. [http://dx.doi.org/10.1016/s0736-0266\(03\)00154-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0736-0266(03)00154-2)
- Lim, Y. Z., Wang, Y., Wluka, A. E., Davies-Tuck, M. L., Teichtahl, A., Urquhart, D. M. et Cicuttini, F. M. (2013). Are biomechanical factors, meniscal pathology, and physical activity risk factors for bone marrow lesions at the knee? A systematic review. *Semin Arthritis Rheum*, 43(2), 187-194. <http://dx.doi.org/10.1016/j.semarthrit.2013.03.002>
- Lloyd, D. G. et Buchanan, T. S. (1996). A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *J Biomech Eng*, 118(3), 367-376.
- Lloyd, D. G. et Buchanan, T. S. (2001). Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *J Biomech*, 34(10), 1257-1267.
- Lo, G. H., Harvey, W. F. et McAlindon, T. E. (2012). Associations of varus thrust and alignment with pain in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 64(7), 2252-2259. <http://dx.doi.org/10.1002/art.34422>
- Loeser, R. F. (2010). Age-related changes in the musculoskeletal system and the development of osteoarthritis. *Clin Geriatr Med*, 26(3), 371-386. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cger.2010.03.002>
- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L. et Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med*, 35(10), 1756-1769. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546507307396>
- Lund, H., Juul-Kristensen, B., Hansen, K., Christensen, R., Christensen, H., Danneskiold-Samsøe, B. et Bliddal, H. (2008). Movement detection impaired in patients with knee osteoarthritis compared to healthy controls: a cross-sectional case-control study. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 8(4), 391-400.



- Lunden, J. B., Bzdusek, P. J., Monson, J. K., Malcomson, K. W. et Laprade, R. F. (2010). Current concepts in the recognition and treatment of posterolateral corner injuries of the knee. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(8), 502-516. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3269>
- Makris, E. A., Hadidi, P. et Athanasiou, K. A. (2011). The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*, 32(30), 7411-7431. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.06.037>
- Maly, M. R. (2008). Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 20(5), 547-552. <http://dx.doi.org/10.1097/BOR.0b013e328307f58c>
- Man, G. S. et Mologhianu, G. (2014). Osteoarthritis pathogenesis - a complex process that involves the entire joint. *J Med Life*, 7(1), 37-41.
- Martins, G. C., Camanho, G. et Rodrigues, M. I. (2015). Immunohistochemical analysis of the neural structures of the posterior cruciate ligament in osteoarthritis patients submitted to total knee arthroplasty: an analysis of thirty-four cases. *Clinics (Sao Paulo)*, 70(2), 81-86. [http://dx.doi.org/10.6061/clinics/2015\(02\)02](http://dx.doi.org/10.6061/clinics/2015(02)02)
- McAlindon, T. E., Cooper, C. et Dieppe, P. (1993). Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Annals of Rheumatic Disease*, 52, 258-262.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Hoover, J. L., Semble, E. L. et Wise, C. M. (1992). Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(1), 29-36.
- Mills, K., Hunt, M. A. et Ferber, R. (2013a). Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.22015>
- Mills, K., Hunt, M. A. et Ferber, R. (2013b). Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 65(10), 1643-1665. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.22015>
- Mitchell, R. J., Lord, S. R., Harvey, L. A. et Close, J. C. (2014). Associations between obesity and overweight and fall risk, health status and quality of life in older people. *Aust N Z J Public Health*, 38(1), 13-18. <http://dx.doi.org/10.1111/1753-6405.12152>
- Miyazaki, T., Uchida, K., Wada, M., Sato, M., Sugita, D., Shimada, S. et Baba, H. (2012). Anteroposterior and varus-valgus laxity of the knee increase after stair climbing in patients with mild osteoarthritis. *Rheumatol Int*, 32(9), 2823-2828. <http://dx.doi.org/10.1007/s00296-011-2081-x>



- Moyer, R. F., Birmingham, T. B., Chesworth, B. M., Kean, C. O. et Giffin, J. R. (2010). Alignment, body mass and their interaction on dynamic knee joint load in patients with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 18(7), 888-893. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2010.03.017>
- Muir, S. W., Berg, K., Chesworth, B., Klar, N. et Speechley, M. (2010). Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Epidemiol*, 63(4), 389-406. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jclinepi.2009.06.010>
- Mundermann, A., Dyrby, C. O. et Andriacchi, T. P. (2005). Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*, 52(9), 2835-2844. <http://dx.doi.org/10.1002/art.21262>
- Murphy, L., Schwartz, T. A., Helmick, C. G., Renner, J. B., Tudor, G., Koch, G., Dragomir, A., Kalsbeek, W. D., Luta, G. et Jordan, J. M. (2008). Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 59(9), 1207-1213. <http://dx.doi.org/10.1002/art.24021>
- Nagao, N., Tachibana, T. et Mizuno, K. (1998). The rotational angle in osteoarthritic knees. *Int Orthop*, 22(5), 282-287.
- Nilsson, J. et Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 136(2), 217-227. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Paterno, M. V. et Hewett, T. E. (2008). Biomechanics of Multi-ligament Knee Injuries (MLKI) and Effects on Gait. *N Am J Sports Phys Ther*, 3(4), 234-241.
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B. et Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*, 38(10), 1968-1978. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546510376053>
- Pereira, D., Peleteiro, B., Araujo, J., Branco, J., Santos, R. A. et Ramos, E. (2011). The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. *Osteoarthritis Cartilage*, 19(11), 1270-1285. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.009>
- Rajgopal, A., Vasdev, N., Pathak, A., Gautam, D. et Vasdev, A. (2014). Histological changes and neural elements in the posterior cruciate ligament in osteoarthritic knees. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 22(2), 142-145.

- Ramsey, D. K. et Wretenberg, P. F. (1999). Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(9), 595-611.
- Ribeiro, F., Venancio, J., Quintas, P. et Oliveira, J. (2011). The effect of fatigue on knee position sense is not dependent upon the muscle group fatigued. *Muscle Nerve*, 44(2), 217-220. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.22018>
- Rice, D. A., McNair, P. J. et Lewis, G. N. (2011). Mechanisms of quadriceps muscle weakness in knee joint osteoarthritis: the effects of prolonged vibration on torque and muscle activation in osteoarthritic and healthy control subjects. *Arthritis Res Ther*, 13(5), R151.
- Riemann, B. L. et Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*, 37(1), 80-84.
- Riva, D., Mamo, C., Fani, M., Saccavino, P., Rocca, F., Momente, M. et Fratta, M. (2013). Single stance stability and proprioceptive control in older adults living at home: gender and age differences. *J Aging Res*, 2013, 561695. <http://dx.doi.org/10.1155/2013/561695>
- Robbins, S. M., Birmingham, T. B., Jones, G. R., Callaghan, J. P. et Maly, M. R. (2009). Developing an estimate of daily cumulative loading for the knee: examining test-retest reliability. *Gait Posture*, 30(4), 497-501. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.118>
- Rozzi, S. L., Yuktanandana, P., Pincivero, D. et Lephart, S. M. (2000). Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. Dans H. Kinetics (Éd.), *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*.
- Rutherford, D. J., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D. et Dunbar, M. J. (2011). Neuromuscular alterations exist with knee osteoarthritis presence and severity despite walking velocity similarities. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(4), 377-383. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.018>
- Salih, S. et Sutton, P. (2013). Obesity, knee osteoarthritis and knee arthroplasty: a review. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 5(1), 25. <http://dx.doi.org/10.1186/2052-1847-5-25>
- Samson, D. J., Grant, M. D., Ratko, T. A., Bonnell, C. J., Ziegler, K. M. et Aronson, N. (2007). Treatment of primary and secondary osteoarthritis of the knee. *Evid Rep Technol Assess (Full Rep)*(157), 1-157.
- Sanes, J. N. et Donoghue, J. P. (2000). Plasticity and primary motor cortex. *Annu Rev Neurosci*, 23, 393-415. <http://dx.doi.org/10.1146/annurev.neuro.23.1.393>

- Sati, J. et Larouche, S. (1996). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *Knee*, 3, 179-190.
- Sawitzke, A. D., Shi, H., Finco, M. F., Dunlop, D. D., Bingham, C. O., 3rd, Harris, C. L., Singer, N. G., Bradley, J. D., Silver, D., Jackson, C. G., Lane, N. E., Oddis, C. V., Wolfe, F., Lisse, J., Furst, D. E., Reda, D. J., Moskowitz, R. W., Williams, H. J. et Clegg, D. O. (2008). The effect of glucosamine and/or chondroitin sulfate on the progression of knee osteoarthritis: a report from the glucosamine/chondroitin arthritis intervention trial. *Arthritis Rheum*, 58(10), 3183-3191. <http://dx.doi.org/10.1002/art.23973>
- Schmitt, L. C., Fitzgerald, G. K., Reisman, A. S. et Rudolph, K. S. (2008). Instability, laxity, and physical function in patients with medial knee osteoarthritis. *Phys Ther*, 88(12), 1506-1516. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20060223>
- Schmitt, L. C. et Rudolph, K. S. (2007). Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 57(6), 1018-1026. <http://dx.doi.org/10.1002/art.22889>
- Segal, N. A., Glass, N. A., Felson, D. T., Hurley, M., Yang, M., Nevitt, M., Lewis, C. E. et Torner, J. C. (2010). Effect of quadriceps strength and proprioception on risk for knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc*, 42(11), 2081-2088. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181dd902e>
- Seidler, A., Bolm-Audorff, U., Abolmaali, N. et Elsner, G. (2008). The role of cumulative physical work load in symptomatic knee osteoarthritis – a case-control study in Germany. *J Occup Med Toxicol*, 3, 14.
- Shanahan, C. J., Hodges, P. W., Wrigley, T. V., Bennell, K. L. et Farrell, M. J. (2015). Organisation of the motor cortex differs between people with and without knee osteoarthritis. *Arthritis Res Ther*, 17(1).
- Shane Anderson, A. et Loeser, R. F. (2010). Why is osteoarthritis an age-related disease? *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(1), 15-26. <http://dx.doi.org/10.1016/j.berh.2009.08.006>
- Sharma, L. (1999). Proprioceptive impairment in knee osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am*, 25(2), 299-314, vi.
- Sharma, L., Chmiel, J. S., Almagor, O., Felson, D., Guermazi, A., Roemer, F., Lewis, C. E., Segal, N., Torner, J., Cooke, T. D., Hietpas, J., Lynch, J. et Nevitt, M. (2012). The role of varus and valgus alignment in the initial development of knee cartilage damage by MRI: the MOST study. *Ann Rheum Dis*. <http://dx.doi.org/10.1136/annrheumdis-2011-201070>

- Sharma, L., Eckstein, F., Song, J., Guermazi, A., Prasad, P., Kapoor, D., Cahue, S., Marshall, M., Hudelmaier, M. et Dunlop, D. (2008). Relationship of meniscal damage, meniscal extrusion, malalignment, and joint laxity to subsequent cartilage loss in osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum*, 58(6), 1716-1726. <http://dx.doi.org/10.1002/art.23462>
- Sharma, L., Lou, C., Felson, D. T., Dunlop, D. D., Kirwan-Mellis, G., Hayes, K. W., Weinrach, D. et Buchanan, T. S. (1999). Laxity in healthy and osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum*, 42(5), 861-870. [http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131\(199905\)42:5<861::aid-anr4>3.0.co;2-n](http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131(199905)42:5<861::aid-anr4>3.0.co;2-n)
- Sharma, L., Pai, Y. C., Holtkamp, K. et Rymer, W. Z. (1997). Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum*, 40(8), 1518-1525. [http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131\(199708\)40:8<1518::AID-ART22>3.0.CO;2-O](http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131(199708)40:8<1518::AID-ART22>3.0.CO;2-O)
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E. et Dunlop, D. D. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*, 286(2), 188-195.
- Shoemaker, S. C. et Markolf, K. L. (1985). Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am*, 67(1), 136-146.
- Shrout, P. E. et Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2), 420-428.
- Shultz, S. J., Nguyen, A. D. et Schmitz, R. J. (2008). Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(3), 137-149. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2008.2645>
- Simic, M., Hinman, R. S., Wrigley, T. V., Bennell, K. L. et Hunt, M. A. (2011). Gait modification strategies for altering medial knee joint load: a systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 63(3), 405-426. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.20380>
- Skou, S. T., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R., Hinman, R. S. et Bennell, K. L. (2014). Association of knee confidence with pain, knee instability, muscle strength, and dynamic varus-valgus joint motion in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 66(5), 695-701. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.22208>
- Slemenda, C., Brandt, K. D., Heilman, D. K., Mazzuca, S., Braunstein, E. M., Katz, B. P. et Wolinsky, F. D. (1997). Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*, 127(2), 97-104.

- Slemenda, C., Heilman, D. K., Brandt, K. D., Katz, B. P., Mazzuca, S. A., Braunstein, E. M. et Byrd, D. (1998). Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum*, 41(11), 1951-1959. [http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131\(199811\)41:11<1951::aid-art9>3.0.co;2-9](http://dx.doi.org/10.1002/1529-0131(199811)41:11<1951::aid-art9>3.0.co;2-9)
- Smith, P. N., Refshauge, K. M. et Scarvell, J. M. (2003). Development of the concepts of knee kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(12), 1895-1902.
- Solomonow, M. et Krogsgaard, M. (2001). Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports*, 11(2), 64-80.
- Srikanth, V. K., Fryer, J. L., Zhai, G., Winzenberg, T. M., Hosmer, D. et Jones, G. (2005). A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 13(9), 769-781. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2005.04.014>
- Statistics Canada. (2011). CANSIM Table 105-0501: Health indicator profile, annual estimates, by age group and sex, Canada, provinces, territories, health regions (2011 boundaries) and peer groups (June 19, 2012 éd.).
- Stergiou, N., Ristanis, S., Moraiti, C. et Georgoulis, A. D. (2007). Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med*, 37(7), 601-613.
- Takacs, J. et Hunt, M. A. (2012). The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *J Biomech*, 45(16), 2791-2796. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.041>
- Tetsworth, K. et Paley, D. (1994). Malalignment and degenerative arthropathy. *Orthop Clin North Am*, 25(3), 367-377.
- Thorlund, J. B., Creaby, M. W., Simic, M., Hunt, M. A., Bennell, K. L. et Ageberg, E. (2011). Clinically assessed mediolateral knee motion: impact on gait. *Clin J Sport Med*, 21(6), 515-520. <http://dx.doi.org/10.1097/JSM.0b013e318230f6d8>
- Thorlund, J. B., Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R. et Bennell, K. L. (2014a). Knee joint laxity and passive stiffness in meniscectomized patients compared with healthy controls. *Knee*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2014.06.001>
- Thorlund, J. B., Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R. et Bennell, K. L. (2014b). Knee joint laxity and passive stiffness in meniscectomized patients compared with healthy controls. *Knee*, 21(5), 886-890. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2014.06.001>

- Thorstensson, C. A., Gooberman-Hill, R., Adamson, J., Williams, S. et Dieppe, P. (2009). Help-seeking behaviour among people living with chronic hip or knee pain in the community. *BMC Musculoskeletal Disord*, 10, 153. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-10-153>
- Tochigi, Y., Rudert, M. J., McKinley, T. O., Pedersen, D. R. et Brown, T. D. (2008). Correlation of dynamic cartilage contact stress aberrations with severity of instability in ankle incongruity. *J Orthop Res*, 26(9), 1186-1193. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20589>
- Tsai, L. C., McLean, S., Colletti, P. M. et Powers, C. M. (2012). Greater muscle co-contraction results in increased tibiofemoral compressive forces in females who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*, 30(12), 2007-2014. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22176>
- Turcot, K. (2008). *Accélérométrie : évaluation et validation d'une nouvelle méthode biomécanique pour le suivi de patients gonarthrosiques*. (Ph. D.), École de Technologie Supérieure.
- Turcot, K. (2008). *Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou: application à un contexte de marche*. (Ph. D.), École polytechnique de Montréal, Montréal.
- Turcot, K., Hagemester, N., de Guise, J. A. et Aissaoui, R. (2011). Evaluation of unipodal stance in knee osteoarthritis patients using knee accelerations and center of pressure. *Osteoarthritis Cartilage*, 19(3), 281-286. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2010.12.007>
- van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Knol, D., Lems, W. et Dekker, J. (2007). Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 57(5), 787-793. <http://dx.doi.org/10.1002/art.22779>
- van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Wolterbeek, N., Knol, D. et Dekker, J. (2008a). Varus-valgus motion and functional ability in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 67(4), 471-477. <http://dx.doi.org/10.1136/ard.2007.071258>
- van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Wolterbeek, N., Knol, D. L. et Dekker, J. (2008b). Knee varus-valgus motion during gait--a measure of joint stability in patients with osteoarthritis? *Osteoarthritis Cartilage*, 16(4), 522-525. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2007.08.008>

- van der Esch, M., Steultjens, M., Knol, D. L., Dinant, H. et Dekker, J. (2006). Joint laxity and the relationship between muscle strength and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 55(6), 953-959. <http://dx.doi.org/10.1002/art.22344>
- Vignon, E., Piperno, M., Le Graverand, M. P., Mazzuca, S. A., Brandt, K. D., Mathieu, P., Favret, H., Vignon, M., Merle-Vincent, F. et Conrozier, T. (2003). Measurement of radiographic joint space width in the tibiofemoral compartment of the osteoarthritic knee: comparison of standing anteroposterior and Lyon schuss views. *Arthritis Rheum*, 48(2), 378-384. <http://dx.doi.org/10.1002/art.10773>
- Vincent, K. R., Conrad, B. P., Fregly et Vincent, H. K. (2012). The pathophysiology of osteoarthritis: a mechanical perspective on the knee joint. *PM R*, 4(5 Suppl), S3-9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.01.020>
- von Eisenhart-Rothe, R., Lenze, U., Hinterwimmer, S., Pohlig, F., Graichen, H., Stein, T., Welsch, F. et Burgkart, R. (2012). Tibiofemoral and patellofemoral joint 3D-kinematics in patients with posterior cruciate ligament deficiency compared to healthy volunteers. *BMC Musculoskelet Disord*, 13, 231.
- Walsh, D. A., McWilliams, D. F., Turley, M. J., Dixon, M. R., Franes, R. E., Mapp, P. I. et Wilson, D. (2010). Angiogenesis and nerve growth factor at the osteochondral junction in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 49(10), 1852-1861. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/keq188>
- Winby, C. R., Lloyd, D. G., Besier, T. F. et Kirk, T. B. (2009). Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *J Biomech*, 42(14), 2294-2300. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.019>
- Wise, B. L., Niu, J., Yang, M., Lane, N. E., Harvey, W., Felson, D., Hietpas, J., Nevitt, M., Sharma, L., Torner, J., Lewis, C. E. et Zhang, Y. (2012). Patterns of compartment involvement in tibiofemoral osteoarthritis in men and women and in Caucasians and African Americans: The Multicenter Osteoarthritis Study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. <http://dx.doi.org/10.1002/acr.21606>
- Wolfe, F., Lane, N. E. et Buckland-Wright, C. (2002). Radiographic methods in knee osteoarthritis: a further comparison of semiflexed (MTP), schuss-tunnel, and weight-bearing anteroposterior views for joint space narrowing and osteophytes. *J Rheumatol*, 29(12), 2597-2601.
- Yusuf, E., Bijsterbosch, J., Slagboom, P. E., Rosendaal, F. R., Huizinga, T. W. et Kloppenburg, M. (2011). Body mass index and alignment and their interaction as risk factors for progression of knees with radiographic signs of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 19(9), 1117-1122. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.06.001>

- Zeni, J. A. et Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 372-378. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>
- Zeni, J. A., Jr. et Higginson, J. S. (2009). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(4), 366-371. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.005>
- Zhang, L. Q. et Wang, G. (2001). Dynamic and static control of the human knee joint in abduction-adduction. *J Biomech*, 34(9), 1107-1115.



## ANNEXE A

**Critères d'inclusion et d'exclusion du projet initial ayant produit la base de  
données que le présent projet utilise**

Mémoire (programme 3407)

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Adressés à tous les participants et spécifiques à chacun des groupes (OA et AS)	
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Être âgé(e) de 50 ans et plus</li> <li>- Être en mesure de juger sciemment de son adhésion au projet et de répondre aux questionnaires en français</li> <li>- Être capable de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes</li> </ul> <p>Spécifiques au OA</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Répondre aux critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2).</li> <li>- Depuis au moins trois mois, ressentir de la douleur au(x) genou(x) diagnostiqué(s)<sup>40</sup></li> <li>- N'avoir aucune prédominance de l'atteinte ou avoir une prédominance au compartiment fémorotibial interne selon les <math>G_{KL}</math> (Kellgren et Lawrence, 1957)</li> <li>- Avoir un niveau moyen de douleur au genou diagnostiqué à la marche, au cours de la semaine précédant l'inclusion dans l'étude, supérieur à 3 sur 100 mm sur une EVA</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Être atteint(e) d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde</li> <li>- Avoir eu une blessure (méniscale ou ligamentaire) ou avoir subi un traumatisme (p. ex. fracture) au tronc ou au membre inférieur pouvant affecter l'évaluation</li> <li>- Avoir des désalignements sévères au niveau du tronc, d'une hanche ou d'un pied pouvant affecter la démarche</li> <li>- Avoir eu une intervention chirurgicale (tronc ou membre inférieur) pouvant altérer la démarche</li> <li>- Avoir des problèmes de claudication ou de douleur au membre inférieur à la marche</li> <li>- Utiliser une aide technique (cane, béquille, marchette) lors de l'ensemble des déplacements</li> <li>- Avoir des problèmes neurologiques pouvant affecter l'évaluation (p. ex. AVC<sup>41</sup>, parkinson, épilepsie, etc.)</li> <li>- Avoir des problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche</li> <li>- Avoir un problème cardiaque nécessitant un contrôle médical rapproché (pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie, etc.) ou rendant la santé de la personne à risque durant l'évaluation</li> <li>- Avoir une tendance à faire des plaies aux niveaux des membres inférieurs (précaution due au port de l'instrumentation)</li> <li>- Avoir des déficits proprioceptifs, des problèmes de vertige ou d'équilibre pouvant affecter l'évaluation (p. ex. neuropathie périphérique)</li> <li>- Avoir toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (p. ex. l'incapacité à s'adapter au tapis roulant ou au port de l'exosquelette)</li> </ul> <p>Spécifiques au OA</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Avoir une prédominance de l'atteinte au compartiment fémorotibial externe selon les <math>G_{KL}</math> (Kellgren et Lawrence, 1957)</li> <li>- Avoir suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation pour les membres inférieurs au cours des six mois précédant l'étude</li> <li>- Être considéré(e) comme n'étant pas un(e) candidat(e) apte à la réadaptation, selon l'avis du clinicien ou de la physiothérapeute</li> </ul> <p>Spécifiques au AS</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Ressentir de la douleur au genou lors de la marche, lors de la montée/descente d'un escalier ou lors des transitions entre les positions assise et debout</li> <li>- Répondre aux critères cliniques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2)</li> </ul>

Tableau tiré de Boivin, 2010

ANNEXE B

**Anatomie du genou**

Mémoire (programme 3407)

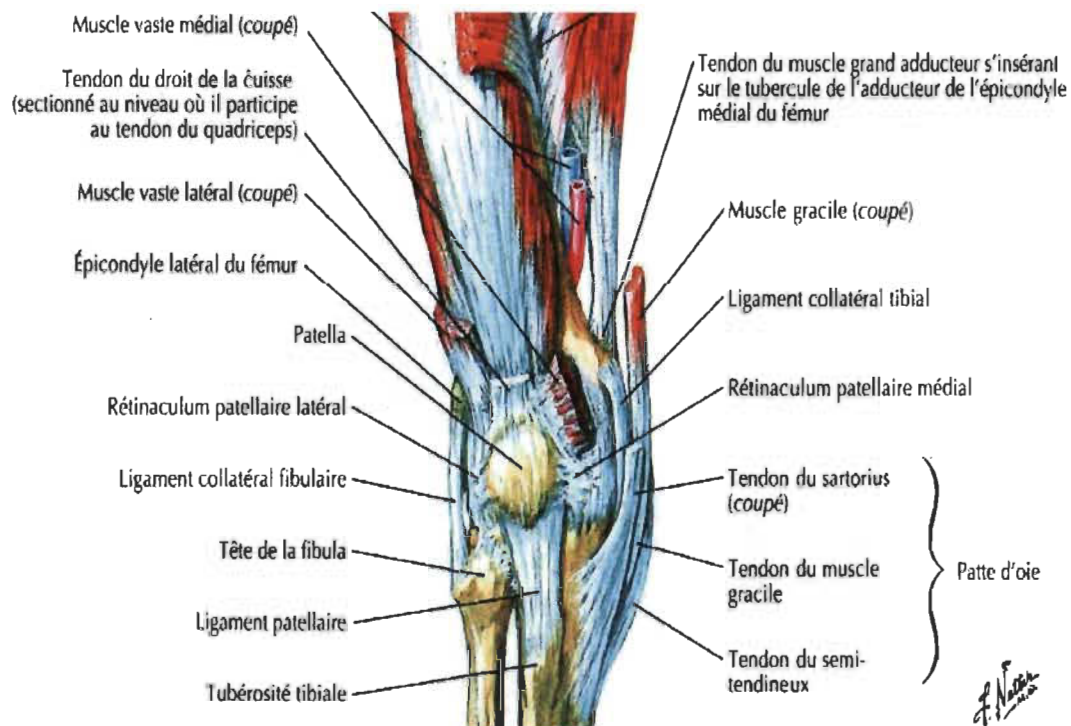
Tel que présenté sur les deux images insérées à la fin de cette section, la région du genou comporte trois os, soit le fémur en proximal, le tibia en distal et la patella, située antérieurement et jonchée dans la trochlée fémorale qui est une surface articulaire localisée dans un creux entre les deux condyles fémoraux. Le genou est composé de deux articulations, l'articulation fémoro-patellaire, qui peut être considérée comme une articulation en selle ou une trochléenne modifiée à six degrés de liberté, et l'articulation tibiofémorale, une bicondyalaire modifiée, également à six degrés de liberté. Chaque condyle (médial et latéral) du fémur, en forme plutôt arrondie, s'articule ainsi avec le plateau articulaire correspondant au niveau du tibia, donnant lieu aux compartiments tibiofémoraux interne et externe.

Les principales saillies osseuses à proximité du genou sont les épicondyles, sur la face latérale et médiale des condyles fémoraux, la tubérosité tibiale, située sur la face antérieure de l'épiphyse proximale du tibia, le tubercule de Gerdy, adjacent latéralement à la tubérosité tibiale et les éminences intercondyloires, présentes sur le dessus du tibia et de chaque côté des plateaux tibiaux (une interne et une externe). Les épicondyles servent de point d'ancrage aux ligaments collatéraux (interne et externe). La tubérosité tibiale sert de point d'ancrage au ligament patellaire, qui est la continuité du tendon du quadriceps (muscle extenseur du genou), ce dernier tapissant la patella. Le tubercule de Gerdy sert de point d'ancrage de la bandelette ilio-tibiale, une ramification dense de tissu conjonctif sur le côté latéral de la cuisse. L'éminence intercondyloire est un point d'ancrage pour les ligaments croisés (antérieur et postérieur) ainsi que pour une portion des

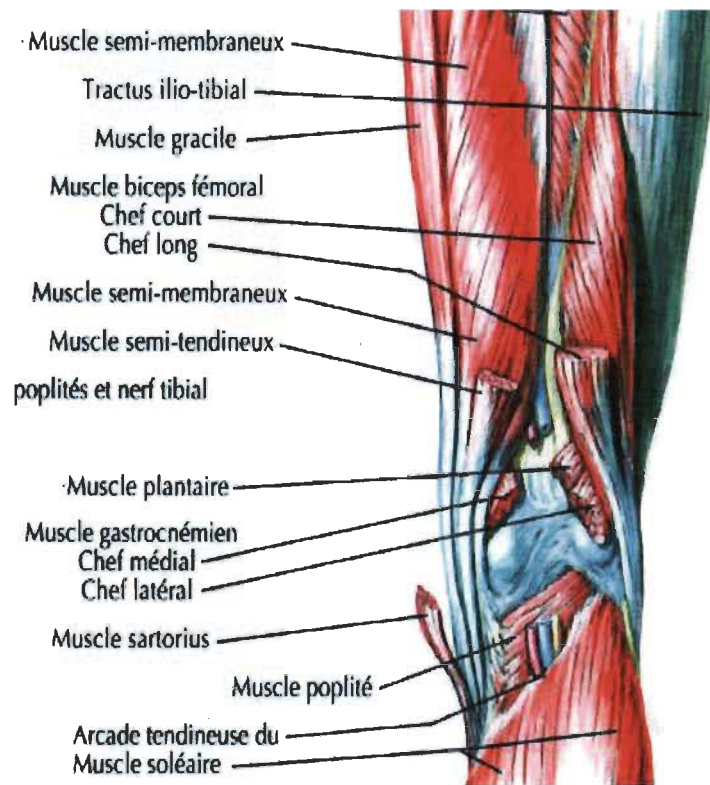
ménisques, une structure fibrocartilagineuse présente sur chaque plateau tibial et qui en augmente la congruence. Des ligaments unissent les ménisques et la patella : ce sont les ligaments méniscopepatellaires. Les ménisques sont également rattachés au fémur via les ligaments méniscopefémoraux (antérieurs et postérieurs) et du côté interne, une portion du ligament collatéral interne. Son autre portion, ainsi que l'entièreté du ligament collatéral externe, est à l'extérieur de l'articulation. À l'arrière, les points d'angle postéro-interne (PAPI) et postéro-externe (PAPE) sont formés par des expansions aponévrotiques des muscles fléchisseurs du genou (semi-membraneux, biceps fémoral et gastrocnémien), donnant lieu à des structures fibreuses comme le ligament poplité arqué et poplité oblique. Une capsule articulaire, composée d'une membrane synoviale et fibreuse, tapisse les angles supérieurs de la trochlée fémorale jusqu'à la partie supérieure du tibia (moitié de la tubérosité tibiale), tant à l'avant qu'à l'arrière de l'articulation tibiofémorale. Les ligaments croisés se retrouvent tapissés de la capsule, faisant d'eux des ligaments intra-capsulaires tout en étant extra-articulaires. Les ligaments collatéraux, eux, sont extra-articulaires et extra-capsulaires.

Nous retrouvons comme muscles autour du genou : le quadriceps (antérieurement), le sartorius, le semi-tendineux et le gracile (du côté interne), le gastrocnémien, le semi-membraneux, le biceps fémoral, le plantaire et le poplité (postérieurement). Les quatre chefs du quadriceps convergent vers un tendon unique tapissant la patella. Le sartorius, le semi-tendineux ainsi que le gracile s'attachent sur la face antéro-médiale de l'épiphyse proximale du tibia, ce que l'on nomme la « patte d'oie ». Le gastrocnémien, muscle le plus superficiel de l'arrière

de la jambe (mollet), possède deux chefs dont chacun possède son tendon sur la coque postérieure de chaque condyle fémoral. Le biceps fémoral s'attache quant à lui sur la tête de la fibula, un os situé latéralement au tibia et qui n'est pas articulé avec le fémur, ne faisant donc pas partie de l'articulation du genou. Le semi-membraneux se loge sur la face postéro-médiale de l'épiphyse proximale du tibia. Le plantaire est un muscle vestigial dont l'origine est la coque postérieure du condyle fémoral latéral et s'étend par un long et petit tendon jusqu'au calcaneum, un os situé à la base du pied. Le poplité partage cette même origine et termine quant à lui sa course sur la face postérieure et proximale du tibia.



Anatomie du genou en vue antérieure. Image tirée de Netter, Frank H. 2011. Atlas of Student Anatomy. 5th ed. [Philadelphia, PA.]: Saunders.



Anatomie du genou en vue postérieure. Image tirée de Netter, Frank H. 2011. Atlas of Student Anatomy. 5th ed. [Philadelphia, PA.]: Saunders.



## **CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS**

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

**Titre :** Détermination de paramètres de mouvements 3D autour du genou qui sont sensibles à la gonarthrose et à sa sévérité radiologique lors d'une tâche de mise en charge (unipodale) sur le membre inférieur affecté

**Chercheurs :** Karine Boivin  
Département des sciences de l'activité physique

**Organismes :** Aucun financement

**N° DU CERTIFICAT :** CER-13-193-06.05

**PÉRIODE DE VALIDITÉ :** Du 28 août 2015 au 28 août 2016

### **En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage :**

- à aviser le CER par écrit de tout changement apporté à leur protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- à procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- à aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- à faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

  
Maude Hébert

**Présidente du comité**

  
Fanny Longpré

**Secrétaire du comité**