

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
REMERCIEMENTS .....	III
RÉSUMÉ DU MÉMOIRE .....	IV
TABLE DES MATIÈRES.....	VIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XII
LISTE DES FIGURES .....	XIII
CHAPITRE I .....	1
PROBLÉMATIQUE.....	1
CHAPITRE II .....	6
RECENSION DES ÉCRITS .....	6
La locomotion, son analyse.....	6
L'analyse spatio-temporelle de la marche .....	7
L'analyse cinématique de la marche .....	8
La morphologie corporelle.....	10
L'indice de masse corporelle .....	10
La circonférence de la taille.....	12
La circonférence de la cuisse .....	13
L'impact de la morphologie corporelle sur la santé du genou .....	14
L'impact de l'obésité sur la santé du genou.....	14
Le rôle de l'obésité dans l'apparition de l'arthrose et de la douleur au genou .....	14

Le rôle de l'obésité dans l'évolution de l'arthrose.....	17
L'impact d'une diminution du poids corporel sur l'arthrose.....	18
L'impact de la morphologie corporelle sur le genou lors de la locomotion .....	21
L'impact de l'obésité sur le patron de marche .....	21
Les mesures spatio-temporelles .....	21
Les mesures de type cinématique .....	23
L'impact de la circonférence de la cuisse sur la marche .....	27
Des caractéristiques de la fonction organique ayant un impact sur la marche	30
L'influence de la latéralité du membre inférieur sur la marche .....	30
L'influence de la force musculaire des membres inférieurs sur la marche ..	30
CHAPITRE III .....	33
OBJECTIFS DE L'ÉTUDE ET HYPOTHÈSES ASSOCIÉES .....	33
CHAPITRE IV .....	36
MÉTHODOLOGIE.....	36
Les participantes .....	36
L'évaluation clinique.....	38
Les mesures anthropométriques .....	38
La latéralité des membres inférieurs : détermination de la dominance .....	39
La force musculaire maximale des muscles fléchisseurs (ischio-jambiers) et extenseurs (quadriceps) de la jambe.....	39
L'évaluation biomécanique de la marche (cinématique 3D du genou).....	41
La familiarisation au tapis roulant et au port de l'exosquelette .....	41

La détermination de la vitesse de marche préférentielle.....	42
La procédure de définition du système de coordonnées articulaire du genou .....	42
L'acquisition des données à la marche.....	43
Le traitement des données cinématiques .....	43
Le séquençage des données en fonction du cycle de marche.....	43
La sélection des cycles de marche .....	43
La détermination des paramètres de cinématique .....	44
Les analyses statistiques .....	47
CHAPITRE V .....	48
RÉSULTATS.....	48
Les effets morpho-fonctionnels sur la cinématique 3D du genou à la marche	50
Les effets principaux sur la cinématique 3D du genou à la marche entre les deux groupes étudiés (effets reliés à l'IMC).....	50
Les effets principaux sur la cinématique 3D du genou à la marche en fonction de la latéralité des membres inférieurs (effets reliés à la dominance) .....	53
Les effets d'interaction .....	53
Les relations entre les paramètres à l'étude .....	57
Les paramètres morpho-fonctionnels .....	57
La cinématique 3D du genou et les paramètres morpho-fonctionnels .....	58
CHAPITRE VI .....	63

DISCUSSION .....	63
Limites de l'étude .....	71
CHAPITRE VII .....	73
CONCLUSION.....	73
RÉFÉRENCES .....	75
ANNEXE A : STRUCTURES ANATOMIQUES DU GENOU .....	91
ANNEXE B : AFFICHES DE RECRUTEMENT .....	93
ANNEXE C : QUESTIONNAIRE TÉLÉPHONIQUE .....	96
ANNEXE D : PROTOCOLE D'ÉVALUATION .....	106
ANNEXE E : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....	116

## LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
Tableau 1. Définition des paramètres de cinématique selon le plan de mouvement .....	45
Tableau 2. Caractéristiques démographiques et morpho-fonctionnelles pour chacun des groupes étudiés .....	49
Tableau 3. Les effets principaux de la morphologie corporelle (IMC) et de la latéralité du membre inférieur sur la cinématique 3D du genou à la marche .....	52
Tableau 4. Matrice de corrélations des paramètres morpho-fonctionnels .....	58
Tableau 5. Matrice de corrélations des paramètres morpho-fonctionnels et des paramètres cinématiques.....	62

## LISTE DES FIGURES

Figures	Page
Figure 1. Illustration du système de coordonnées articulaire du genou .....	2
Figure 2. Le cycle de marche.....	7
Figure 3. Grille de détermination de l'IMC .....	11
Figure 4. Rapport de cote (OR) avec un intervalle de confiance à 95 % pour 12 catégories basées sur l'IMC.....	16
Figure 5. Schéma hiérarchisé du suivi des candidates/participantes au projet de recherche .....	37
Figure 6. L'évaluation de la force : position standardisée du participant.....	40
Figure 7. Paramètres de cinématique selon le plan de mouvement et les phases à l'étude .....	46
Figure 8. Effets principaux de la morphologie corporelle et de la latéralité du membre inférieur sur la cinématique 3D du genou à la marche .....	51
Figure 9. Effets d'interaction entre les groupes (fonction de l'IMC) et la latéralité du membre inférieur sur la cinématique du genou à la marche.....	55
Figure 10. Effets d'interaction sur les paramètres de cinématique .....	56

## **CHAPITRE I**

### **PROBLÉMATIQUE**

La locomotion chez l'être humain est une activité complexe considérant, entre autres, qu'elle s'effectue à la station verticale et de façon bipède. La marche est acquise chez l'enfant vers 10-16 mois (Evans, 2010) et prend généralement 3-4 ans avant d'être maîtrisée avec une certaine aisance (Grimshaw, 2010; Viel & Asencio, 2000). Parmi les articulations jouant un rôle important dans l'action de se mouvoir, on compte notamment le genou qui travaille en coordination avec la hanche et la cheville (Perry, 1992). Le genou, cette articulation synoviale composée de diverses structures anatomiques (voir Annexe A), possède six degrés de liberté de mouvement (Grimshaw, 2010) lui permettant d'effectuer des mouvements variés tels que la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction, les rotations tibiales interne et externe ainsi que des translations, selon trois directions : proximo-distale, médio-latérale et antéro-postérieure (voir la figure 1 à la page suivante).

Pour effectuer ces mouvements, le genou comprend deux articulations jouant chacune un rôle spécifique. L'articulation fémorotibiale agit comme articulation portante ou de support du poids corporel. L'articulation fémoropatellaire agit, quant à elle, à titre de bras de levier du quadriceps fémoral (muscle extenseur du genou) et évite l'usure du tendon de celui-ci grâce à la patella (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010), communément désignée, la rotule. De plus, cette dernière permet d'augmenter la surface de contact articulaire du genou lorsque celui-ci est en flexion (Hungerford & Barry, 1979). Grâce à l'ensemble des structures que comprend le genou, celui-ci a une grande stabilité en extension et une grande amplitude de mouvement en flexion (Kapandji, 2005), permettant ainsi lors de la locomotion de propulser le corps vers l'avant tout en gardant une certaine stabilité (Perry, 1992).

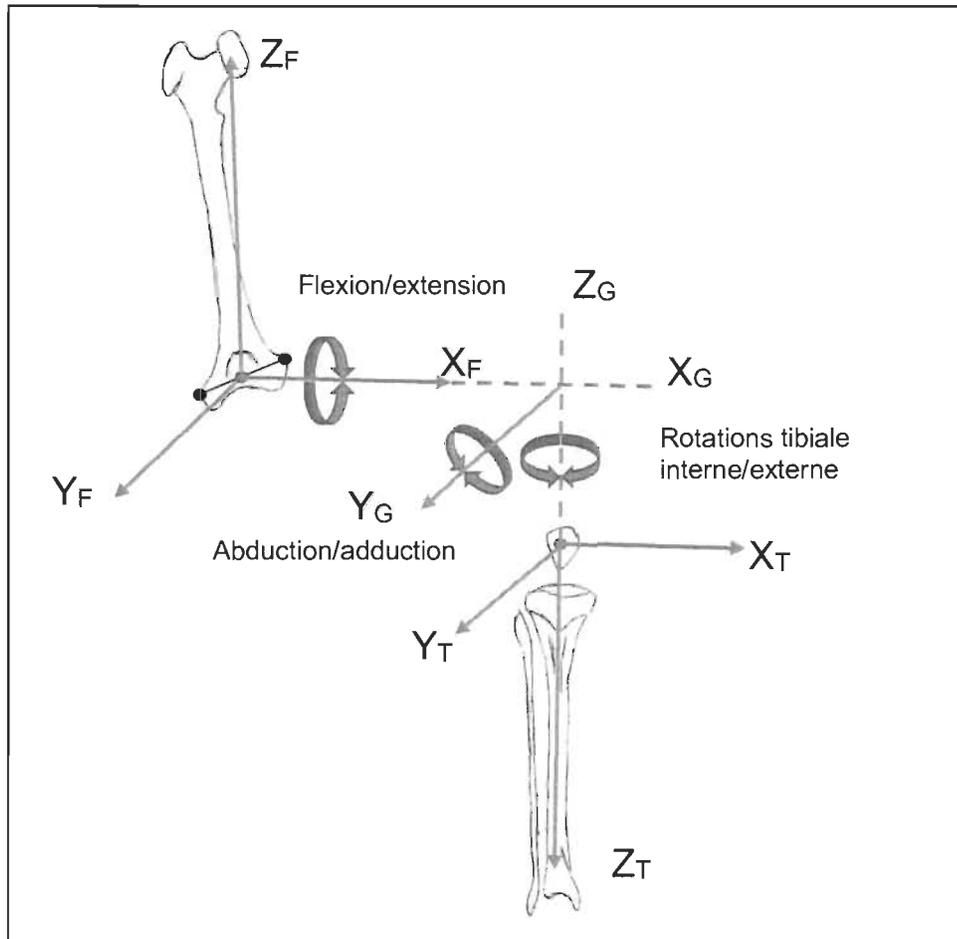


Figure 1. Illustration du système de coordonnées articulaire du genou

Ce système de coordonnées articulaire est un système d'axes qui est commun au fémur et au tibia et qui sert à l'interprétation des mouvements articulaires. Au niveau du fémur (F) et du tibia (T), nous retrouvons un système d'axes segmentaire formé par un axe longitudinal (Z), un axe transversal (X) et un axe antéro-postérieur (Y). Le système de coordonnées articulaire du genou est donc formé à partir de l'axe transversal du fémur ( $X_F = X_G$ ), l'axe longitudinal du tibia ( $Z_T = Z_G$ ) ainsi que d'un axe flottant ( $Y_G$ ) résultant du produit croisé des deux autres axes prédéfinis ( $X_G$  et  $Z_G$ ). Les mouvements du genou pouvant alors être interprétés comme ce qui suit : les mouvements de translation sont effectués le long de chacun de ces axes et les mouvements angulaires autour d'eux. Cette figure est adaptée selon la convention de Grood et Suntay (1983).

Le genou est néanmoins susceptible au développement de problèmes articulaires aigus et chroniques. Parmi ces problèmes qui peuvent toucher une grande partie de la population, on retrouve les blessures ligamentaires et méniscales (p. ex. : déchirure des ligaments croisés), les douleurs chroniques (p. ex. : syndrome fémoro-patellaire) ainsi que l'apparition de pathologies articulaires dégénératives (p. ex. : l'arthrose et l'ostéoporose). Certains problèmes articulaires chroniques peuvent avoir une prévalence élevée; par exemple, les douleurs antérieures au genou (douleur fémoro-patellaire) ont, chez les femmes de 18-35 ans, une prévalence de 12 % à 13 % (Roush & Curtis Bay, 2012). À cet égard, les douleurs au genou chez une population âgée de plus de 55 ans ont pour leur part une prévalence qui est estimée à 25 %, selon une étude faite en Angleterre (Peat, McCarney, & Croft, 2001). En ce qui concerne l'arthrose du genou, aussi désignée gonarthrose, il est estimé que trois millions de Canadiens en sont atteints (Murphy, Spence, McIntosh, & Connor-Gorber 2006). À cause de leurs conséquences, ces problèmes articulaires chroniques au genou influencent considérablement la qualité de vie des personnes atteintes (Imene et al., 2014; Jhun, Sung, & Kim, 2013). Par exemple, à long terme, la gonarthrose engendre des incapacités physiques, pouvant se refléter par une difficulté à monter et à descendre des escaliers ainsi qu'à marcher; limitant ainsi les déplacements quotidiens (Fautrel et al., 2005; Guccione et al., 1994; McDonough & Jette, 2010).

Afin de prévenir l'apparition et le développement de ces problèmes chroniques au genou et ainsi éviter les incapacités physiques qu'elles peuvent engendrer, différents facteurs de risque sont à prendre en compte. Pour des problèmes articulaires tels que les douleurs antérieures au genou, la chondromalacie et la gonarthrose, des facteurs de risque plutôt similaires sont répertoriés dans la littérature. Par ailleurs, en ce qui concerne la gonarthrose, la

liste de facteurs est plus exhaustive. Les facteurs de risque les plus rapportés dans la littérature pour ce problème articulaire chronique sont catégorisés en facteurs de risque non modifiables ou modifiables.

D'une part, les facteurs de risque non modifiables de la gonarthrose sont l'âge, le sexe féminin, la présence d'arthrose aux mains (nodule d'Herberden), l'historique familial en lien avec l'arthrose ainsi que l'historique de blessures ou le mal-alignement au genou (Cooper et al., 2000; Felson et al., 1997; McWilliams, Leeb, Muthuri, Doherty, & Zhang, 2011; Zhang, 2010). D'autre part, les facteurs de risque modifiables sont le surplus de poids et le risque occupationnel relié au type d'activités physiques et professionnelles (Cooper et al., 2000; Felson et al., 1997; McWilliams et al., 2011; Zhang, 2010). C'est au sein des facteurs de risque modifiables présentés ici qu'une similitude est présente entre les problèmes articulaires mentionnés plus tôt (Adamson, Ebrahim, Dieppe, & Hunt, 2006; Hall, Barber Foss, Hewett, & Myer, 2015; Herquelot et al., 2015; Jhun et al., 2013; Kusnezov, Watts, Belmont, Orr, & Waterman, 2015). Or, c'est notamment sur ces facteurs que comme intervenant, nous pouvons agir afin de prévenir le développement et l'apparition de ces problèmes chroniques au genou. Par exemple, nous pourrions promouvoir la perte de poids chez les personnes ayant une surcharge pondérale et ainsi agir, possiblement, de façon plus efficace sur les incapacités fonctionnelles en lien avec ces problèmes articulaires.

Présentement au sein de la littérature, sont évalués les effets causés par les problèmes articulaires au genou sur la locomotion grâce, entre autres, à une analyse de type cinématique des mouvements autour de l'articulation. Cependant, comme le surplus de poids accompagne couramment les problèmes articulaires, peu est connu sur l'influence de ce facteur de risque sur la locomotion chez des personnes asymptomatiques. Sans cet élément, il devient difficile d'évaluer

l'étendue des effets causés par les problèmes articulaires au genou et les incapacités fonctionnelles qui en découlent lors de la locomotion sans être en mesure de départager clairement l'influence de la morphologie corporelle en elle-même.

C'est pour cela que nous tenterons entre autres de déceler dans la présente étude quelle est l'influence de la morphologie corporelle et l'impact de celle-ci sur les mouvements de rotations angulaires du genou présentés plus tôt, à la figure 1, chez une population asymptomatique. Le tout afin d'ouvrir la porte à l'élaboration de données normatives prenant en compte des caractéristiques morpho-fonctionnelles en l'absence de problème articulaire. Avec ces données normatives, il sera alors possible d'évaluer les personnes atteintes de problèmes articulaires au genou dans le cadre d'un suivi clinique de manière plus juste.

Le prochain chapitre présente un aperçu des principales composantes de la marche et de la morphologie corporelle ainsi qu'une revue de la littérature détaillant l'influence de la morphologie corporelle sur le genou et sur celui-ci à la marche. À cela, s'ajoute une recension des écrits portant sur l'influence de différentes caractéristiques de la fonction organique telles que de la force musculaire ainsi que de la latéralité du membre inférieur sur la marche. La latéralité du membre inférieur est aussi un aspect pouvant influencer sur la cinématique articulaire entre les deux membres inférieurs d'une personne évaluée. Connaître l'influence d'un tel facteur s'avère important dans une perspective de validation de la mesure utilisée en contexte de suivi clinique. Ceci, considérant que le membre asymptomatique est souvent évalué également à titre de contrôle ou de membre servant de référence. Or, nous ne savons pas à l'heure actuelle, si la latéralité en elle-même induit un certain biais lors de cette comparaison.

**CHAPITRE II**  
**RECENSION DES ÉCRITS**  
**La locomotion, son analyse**

Afin d'analyser la marche, cette tâche cyclique, une division de celle-ci peut être réalisée dans le but d'en ressortir les principales caractéristiques. La marche est alors divisée en cycle de marche correspondant à la période entre un premier contact au sol d'un membre inférieur jusqu'au subséquent contact du même membre (Grimshaw & Burden, 2010; Michaud, 2011; Perry, 1992). La sous-division du cycle de marche compte quant à elle une période d'appui et une d'oscillation. La période d'appui pouvant être subdivisée selon une phase de simple appui et deux phases de double appui durant lesquelles les tâches d'absorption du poids (1<sup>er</sup> double appui), de support (simple appui) et de propulsion (2<sup>e</sup> double appui) sont réalisées. La période d'oscillation permet, quant à elle, l'avancement du membre inférieur (Michaud, 2011; Perry, 1992; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992; Viel & Asencio, 2000). Cette division du cycle de marche est présentée à la figure 2 à la page suivante.

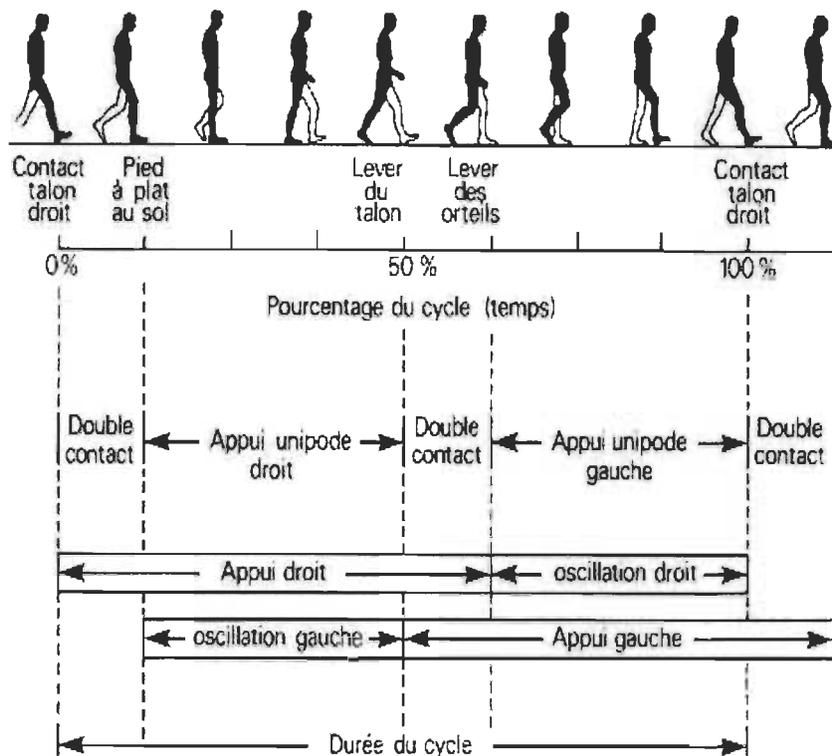


Figure 2. Le cycle de marche

Cette figure est tirée des travaux de Viel & Asencio (2000).

### L'analyse spatio-temporelle de la marche

Parmi les paramètres les plus simples à évaluer à la marche en contexte clinique, on retrouve ceux faisant appel à la temporalité et aux distances parcourues. Ces paramètres spatio-temporels incluent généralement la durée du cycle de marche, la cadence, la longueur de pas et des foulées ainsi que la vitesse de marche (Robinson & Smidt, 1981; Whittle, 2007). D'autres paramètres peuvent se rajouter à cette catégorie telle que la largeur de pas, la durée des phases du cycle de marche (en pourcentage du cycle de marche) et l'angle d'ouverture du pied

en lien avec la ligne de progression (Vaughan et al., 1992). Ces paramètres descriptifs de la marche nous permettent, entre autres, de comparer des populations (asymptomatique et symptomatique) et de distinguer chez une même population, les nuances interindividuelles.

### **L'analyse cinématique de la marche**

La cinématique est une méthode plus complexe que l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche, nous permettant d'étudier les mouvements segmentaire et articulaire en 2D et en 3D (Winter, 2009). Grâce à la cinématique, il nous est possible de faire ressortir des informations faisant l'état du mouvement tel que les déplacements, les vitesses et les accélérations linéaires et angulaires (Winter, 2009). Pour obtenir des données de cinématique à la marche, il est nécessaire d'avoir une prise de mesures juste, c'est-à-dire, minimisant l'erreur induite par l'artéfact de mouvement entre la peau et les os. Il faut aussi se baser sur des repères anatomiques précis. Enfin, il y a lieu également d'utiliser un système de définition de coordonnées articulaire (ou un référentiel orthogonal articulaire) qui soit adéquat. Ce dernier permet la traduction, en mouvement articulaire, des trajectoires tridimensionnelles des marqueurs apposés sur les membres étudiés et adjacents à une articulation, selon la convention médicale. C'est donc le traducteur entre le langage mathématique et physique, et celui de nature médicale.

Pour étudier le mouvement 3D du genou, le système de coordonnées articulaire formé par la combinaison d'un référentiel local au tibia et au fémur généralement utilisé est celui de Grood & Suntay (1983) [voir figure 1]. Ce système nous permet d'observer les mouvements de flexion, d'extension, d'abduction et d'adduction ainsi que les rotations tibiales interne et externe au niveau du genou à partir de trajectoires tridimensionnelles de marqueurs de mouvement localisés de

manière spécifique sur les segments adjacents au genou afin de suivre ces derniers avec précision dans l'espace. Ces marqueurs de mouvement sont donc apposés sur des repères anatomiques précis. Pour ce faire, parmi les méthodes émergentes, il existe un système non-invasif où les marqueurs sont fixés sur un exosquelette fémoral et tibial conçu pour limiter à la marche le biais causé par le mouvement résiduel de la peau par rapport aux os aux niveaux de la cuisse et de la jambe. Ce mouvement résiduel est connu pour affecter l'évaluation précise des mouvements fins autour du genou tels que l'adduction et l'abduction et les rotations tibiales interne et externe (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012; Sati, de Guise, Larouche, & Drouin, 1996). De cette manière, il est possible d'analyser les déplacements angulaires et en 3D du fémur par rapport au tibia, et cela avec précision à la marche (Lustig et al., 2012).

Avoir recours à des outils de mesure permettant l'évaluation en 3D des mouvements au genou avec justesse (Lustig et al., 2012) s'avère utile pour l'étude des stratégies de mouvement fines et propres à diverses pathologies articulaires. Peu est documenté sur l'impact de la composition corporelle et de la latéralité du membre inférieur sur les stratégies de mouvement autour du genou à la marche. Les outils précis nous permettent ce type d'analyse.

## La morphologie corporelle

La morphologie corporelle s'évalue généralement à l'aide de paramètres anthropométriques. Parmi ces paramètres, on retrouve notamment le poids corporel et la taille qui sont largement rapportés dans la littérature scientifique, car ils permettent ainsi d'avoir un aperçu descriptif d'un échantillon de la population ou d'une population (Thomas, 2011). D'autres paramètres plus spécifiques tels que l'indice de masse corporelle (IMC), la circonférence de la taille (CT) et la circonférence de la cuisse (CC), tous reliés au poids corporel, permettent aussi d'évaluer la morphologie. Leur définition et leur signification sont présentées dans les prochains paragraphes.

### L'indice de masse corporelle

L'IMC, souvent rapportée dans la littérature, est une mesure qui met en relation le poids corporel avec la taille de la personne évaluée<sup>1</sup>. Cette mesure s'applique seulement aux personnes de 18 à 64 ans, n'inclut pas les femmes enceintes ou qui allaitent, ni les personnes gravement malades et ni les athlètes (Department of health and human services (s.d.), p.1; Frankenfield, Rowe, Cooney, Smith, & Becker, 2001; National obesity observatory, 2009). À l'aide de cette mesure, il nous est possible de classer les individus selon leur poids en différentes catégories, telles que présentées à la figure 3. Lorsque située au-dessus de 25 kg/m<sup>2</sup>, on dénote la présence d'un surplus de poids ou d'obésité, un état considéré comme étant une accumulation anormale ou excessive de poids qui peut nuire à la santé (Organisation mondiale de la santé [OMS], 2015).

---

<sup>1</sup>  $IMC = \frac{\text{poids (kg)}}{\text{taille (m}^2\text{)}}$  (Organisation mondiale de la santé [OMS], 2015)

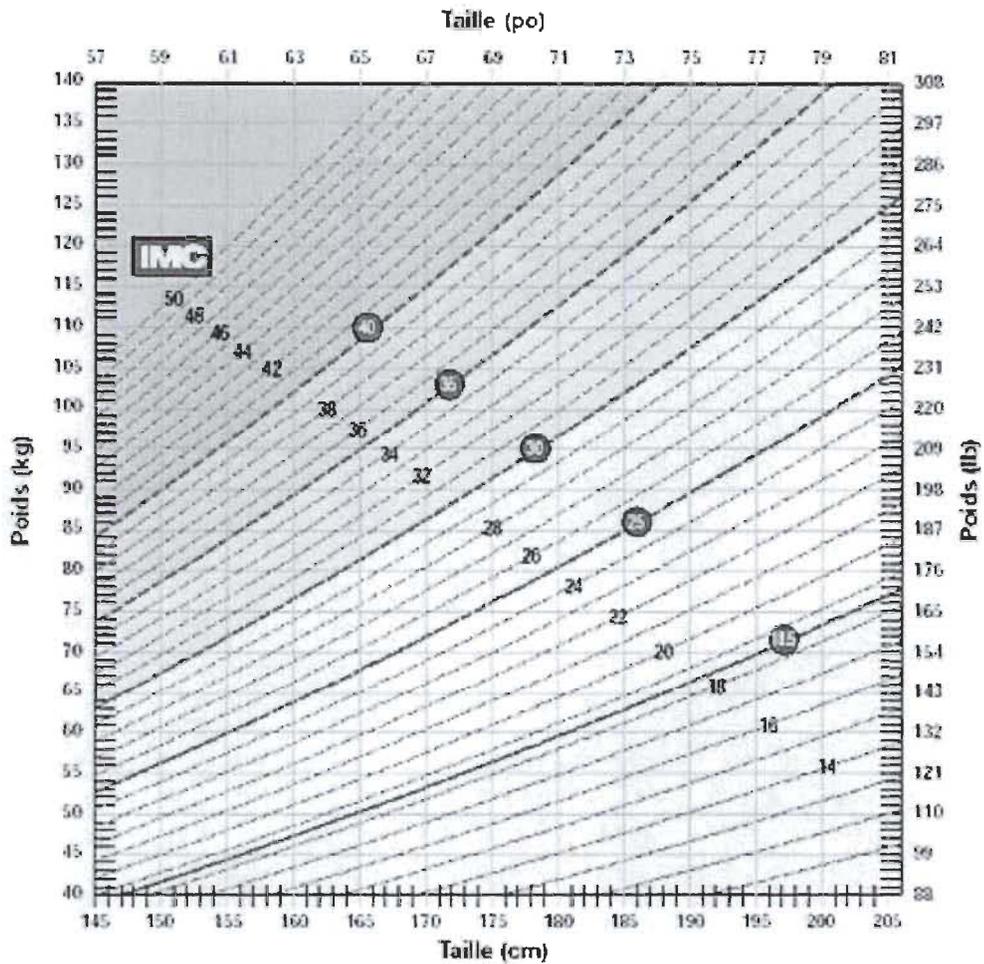


Figure 3. Grille de détermination de l'IMC

L'IMC attribué à la ligne pointillée la plus proche du point de jonction entre la taille (axes horizontaux) et le poids (axes verticaux). Les lignes incluant un cercle indiquent un changement de catégorie morphologique selon l'IMC : (1) poids insuffisant :  $IMC < 18,5$ ; (2) poids normal :  $IMC \geq 18,5$  et  $< 25$ ; (3) surplus de poids :  $\geq 25$  et  $< 30$ ; (4) obésité légère  $\geq 30$  et  $< 35$  (6) obésité modérée  $\geq 35$  et  $< 40$  (7) obésité sévère  $\geq 40$ . Source : Santé Canada (2003).

## **La circonférence de la taille**

Tout comme l'IMC, la circonférence de la taille (CT) nous permet de catégoriser les individus entre eux selon leur morphologie corporelle. Comparativement à l'IMC, cette mesure anthropométrique, la CT, nous permet d'en connaître davantage sur la distribution du poids corporel à travers le corps (Department of health and human services (s.d.), p.3; Frankenfield et al., 2001; National obesity observatory, 2009). Lorsqu'il est question de la distribution du poids, on fait généralement appel à deux grands types morphologiques classifiant l'obésité. On parle ici de l'obésité androïde communément appelée l'obésité en forme de pomme et de l'obésité gynoïde communément appelée l'obésité en forme de poire (Björntorp, 1987). Pour l'obésité androïde, l'accumulation de la masse adipeuse se loge principalement au niveau de l'abdomen et des viscères (Björntorp, 1987). En comparaison, dans le cas de l'obésité gynoïde, l'accumulation de la masse adipeuse se loge de façon sous-cutanée et est localisée au niveau des hanches ainsi que des cuisses (Björntorp, 1987; Institut de Cardiologie de Montréal, s.d., para. 28). On constate alors que la CT nous permet d'avoir un certain aperçu de l'accumulation des tissus adipeux au niveau de l'abdomen (Jonathan, Aldo, Pieter, & Erik, 2013). Plus précisément, une CT supérieure ou égale à 102 cm chez l'homme et à 88 cm chez la femme (Margot, Mark, Sarah, & Ian, 2012) est associée à de l'obésité abdominale (androïde). Cet indice s'avère un paramètre indispensable en prévention puisque la CT est souvent citée comme étant associée aux problèmes métaboliques, tels que le diabète de type 2 (Katzmarzyk, Church, & Blair, 2004; Snijder et al., 2003) et les maladies cardiovasculaires comme l'hypertension et l'infarctus du myocarde (Janssen, Katzmarzyk, & Ross, 2004; Rexrode, Buring, & Manson, 2001).

### **La circonférence de la cuisse**

Tout comme la CT, la circonférence de la cuisse (CC) nous permet d'apprécier la distribution du poids corporel à travers la personne. Plus précisément, cette mesure nous permet d'apprécier principalement la composition musculaire de la cuisse (Jonathan et al., 2013), mais aussi d'avoir un aperçu de sa composition en tissus adipeux sous-cutanés (Kuk, Janiszewski, & Ross, 2007). Bien que pouvant être mesurée de différentes manières, on retrouve généralement dans la littérature deux méthodes de mesure de la CC. La première, proximale, étant prise perpendiculaire au segment de la cuisse à un centimètre sous le pli fessier. La seconde, distale, étant prise perpendiculaire au segment et à mi-chemin entre le grand trochanter et le plateau tibial (Jonathan et al., 2013). Contrairement à la CT, lorsque la mesure de la CC est élevée, elle serait associée à une diminution du risque de développer une problématique métabolique telle que le diabète 2 chez la femme (Snijder et al., 2003). Autrement dit, une circonférence de la cuisse élevée serait, selon les études, associée à un effet protecteur pour la santé (Kuk et al., 2007; Snijder et al., 2003).

## **L'impact de la morphologie corporelle sur la santé du genou**

### **L'impact de l'obésité sur la santé du genou**

Comme indiqué plus tôt, l'obésité figure parmi les facteurs de risque modifiables de certains problèmes articulaires au genou, dont l'arthrose (Arden & Nevitt, 2006; Zhang, 2010). Mais, à quel point l'obésité vient-elle intervenir sur l'histoire naturelle de cette pathologie? C'est précisément ce dont traite la thématique abordée ici. Nous allons donc l'aborder en trois volets : le rôle de l'obésité dans l'apparition de l'arthrose et de la douleur au genou, son rôle dans l'évolution de la maladie et enfin, dans l'optique d'une possibilité d'influence sur la pathologie, nous allons brièvement présenter les bienfaits d'une diminution du poids corporel.

### ***Le rôle de l'obésité dans l'apparition de l'arthrose et de la douleur au genou***

Comme il est largement exposé dans la littérature, l'obésité voire même le surplus de poids évalué selon l'IMC serait en lien avec, entre autres, le développement de la gonarthrose (Blagojevic, Jinks, Jeffery, & Jordan, 2010). Selon la littérature, des liens entre la présence d'arthrose et la douleur au genou existent aussi sous la forme d'indice de prédiction de l'apparition de la pathologie (Lachance et al., 2001). Puisqu'il est vrai que l'obésité semble augmenter la probabilité d'être atteint de la gonarthrose (Gaudreault et al., 2014), voici, à travers un article des plus pertinents (Lachance et al., 2001), un aperçu de l'ampleur de ce risque. En effet, cet article qui étudie la prévalence de la gonarthrose et de la douleur au genou chez la population de femmes du sud-est du Michigan a démontré que les chances d'être atteint de la gonarthrose augmentaient lorsque la catégorie de l'IMC

augmentait aussi. Des rapports de cote<sup>2</sup> de 3,9 et 7,0 étaient respectivement attribués selon l'ethnicité des participantes (caucasienne et afro-américaine) dont l'IMC se situait entre 32,0 - 39,9 kg/m<sup>2</sup>. Autrement dit, les participantes catégorisées obèses prenant part à l'étude (IMC = 32,0 - 39,9 kg/m<sup>2</sup>) avaient respectivement environ 4 et 7 fois plus de chance d'être affectées par la gonarthrose radiologique comparativement à une catégorie où l'IMC est considéré normal (IMC < 25 kg/m<sup>2</sup>). D'autres auteurs en sont venus aux mêmes conclusions (Coggon et al., 2001), et ont obtenu des ratios comparables pour une catégorie où l'IMC est supérieur à la normal (ratio de 6,8 avec 95 % IC 4,4 – 10,5 pour un IMC ≥ 30 kg/m<sup>2</sup>). Des ratios présentant un risque plus élevé ont aussi été observés pour la catégorie où l'IMC comprenait des personnes en surplus poids (ratio de 2,5 IC 1,8-3,6). Cette recherche fait aussi ressortir le constat que le risque, attribuable au poids corporel, d'être atteint par la gonarthrose augmente progressivement sur l'ensemble des catégories formées sur la base de l'IMC, et ce, de manière exponentielle, telle qu'illustrée à la figure 4, tirée de l'article de Coggon et al. (2001).

---

<sup>2</sup> Rapport de cote (*odds ratio*) : Mesure statistique utilisée en épidémiologie. Le rapport de cote est interprété comme une estimation du risque relatif qui a été calculé dans le groupe étudié s'il y avait eu une étude de cohorte. Le rapport de cote est exprimé comme étant nul lorsque sa valeur est de 1,0. Lorsque la valeur est au-dessus du 1,0, cela indique une augmentation du risque et lorsque la valeur se situe en dessous du 1,0, il s'agit d'une diminution du risque (Thomas, 2011).

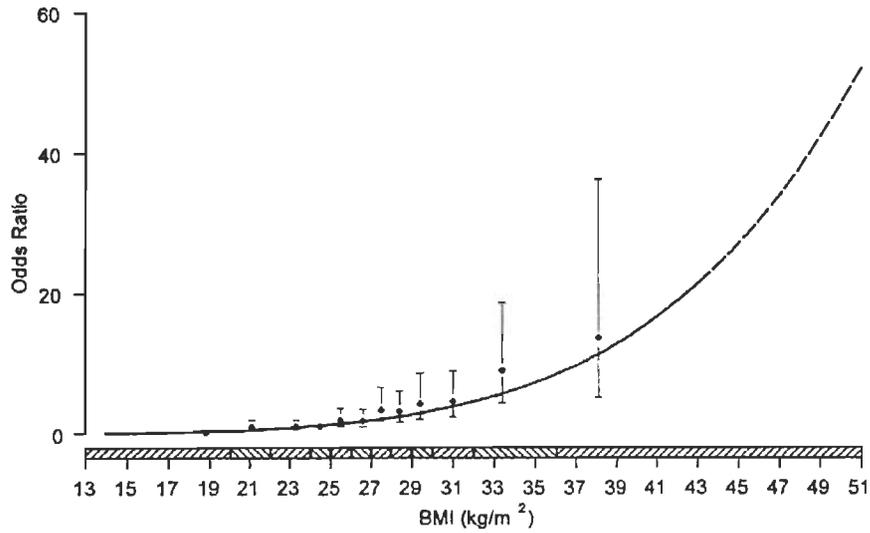


Figure 4. Rapport de cote (OR) avec un intervalle de confiance à 95 % pour 12 catégories basées sur l'IMC.

Sont représentées sur l'axe horizontal chacune des catégories de poids définies à partir de l'IMC à l'aide d'un motif ombragé varié. L'OR est représenté pour la médiane de chacune des catégories à l'aide d'un point. On observe alors que l'OR augmente exponentiellement avec l'augmentation des catégories de poids basées sur l'IMC. Figure tirée de Coggon et al. (2001).

Parallèlement, en ce qui concerne les douleurs au genou, Lachance et al. (2001) ont dénoté dans leur recherche que les femmes caucasiennes catégorisées obèses sont aussi plus à risque de rapporter de la douleur au genou comparativement à celles qui ont un poids dit normal (odd ratio de 2,2). L'étude d'Adamson et al. (2006), basée sur un échantillon de 858 habitants de l'ouest de l'Écosse, rapporte des résultats similaires (odd ratio de 1.65 à 3.56). Leurs répondants considérés obèses avaient donc environ deux fois plus de chance de rapporter de la douleur au genou comparativement à ceux avec un poids dit normal lorsque les ratios étaient ajustés selon le sexe, le tabagisme, le rang social et la consommation d'alcool.

En résumé, comme la littérature dans le domaine l'expose, il existe une relation entre le poids corporel, catégorisé selon l'IMC, et la prévalence d'être atteint par un problème articulaire au genou. Un poids élevé s'est avéré associé à une prévalence plus élevée de la présence de douleur au genou ou de gonarthrose. Considérant qu'un surplus de poids corporel touche un grand nombre d'individus dans la société actuelle et que celui-ci figure parmi les facteurs ayant une incidence sur l'apparition de problème articulaire au genou, il est donc primordial de s'intéresser à l'impact de ce paramètre morphologique dans les projets de recherche futurs portant sur le genou. Le tout, dans le but de démystifier l'ensemble des effets associés au poids corporel sur les mesures faisant état du comportement du genou à la marche, en l'absence d'un problème articulaire quelconque.

### ***Le rôle de l'obésité dans l'évolution de l'arthrose***

Selon les écrits, un IMC élevé semble associé au facteur de risque de la progression de la gonarthrose. Cooper et al. (2000), en s'intéressant aux relations existant entre le surplus de poids et la progression de cette pathologie, ont constaté

que l'IMC est fortement et significativement associé à l'incidence de la formation d'ostéophytes ainsi qu'à l'évolution de la diminution de l'espace articulaire. Reijman et al. (2007) ont aussi évalué l'évolution radiologique de la pathologie à l'aide de signes radiologiques tels que la diminution de l'espace articulaire. Ces derniers ont alors dénoté une association significative entre l'IMC et la progression de la gonarthrose. Des résultats se traduisant par un rapport de cote de 3,3 (1,1-9,7), illustrent une augmentation du risque de progression de la pathologie trois fois plus grande chez les participants ayant un IMC de plus 27,5 kg/m<sup>2</sup>. En sachant que l'obésité évaluée selon l'IMC jouerait un rôle majeur tant dans l'incidence que dans la progression de la pathologie, il devient donc pertinent d'approfondir l'impact de ce dernier sur la biomécanique du genou. Dans ce sens, nous pouvons nous demander si les personnes ayant un surplus de poids ont des caractéristiques de mouvement fémoro-tibiales qui leurs sont propres et qui les prédisposent au développement de la pathologie arthrosique.

### ***L'impact d'une diminution du poids corporel sur l'arthrose***

Prenant en considération que l'obésité figure parmi les facteurs de risque de l'incidence et de la progression de la gonarthrose sur laquelle nous pouvons intervenir, des auteurs se sont intéressés aux risques relatifs associés à une diminution de poids corporel. Comme l'illustrent plusieurs d'entre eux (Coggon et al., 2001; Felson, Zhang, Anthony, Naimark, & Anderson, 1992; Felson et al., 1997), une diminution du poids corporel aiderait à réduire les risques de développement de la gonarthrose. Tel qu'il est mentionné dans l'article de Coggon et al. (2001), une diminution de poids visant à obtenir un IMC dit normal chez des participants originellement classés en surcharge pondérale ou en obésité permettrait de réduire

d'environ 57,1 % (46,7 - 64,2 %) les cas de développement de la gonarthrose. En effet, comme le rapporte Felson et al. (1992), l'incidence de la gonarthrose serait diminuée de 50 % sur une période de 10 ans, lorsqu'une diminution de l'IMC de deux unités serait présente, ce qui, en terme de poids, équivaut à 5,1 kg de perte de masse corporelle chez une femme, de grandeur moyenne.

Par ailleurs, d'autres chercheurs se sont intéressés à la diminution du poids corporel et à l'impact de celle-ci sur la progression de la gonarthrose (Anandacoomarasamy et al., 2012; Messier et al., 2004). Comme le mentionnent Anandacoomarasamy et al. (2012) dans leur étude, réalisée chez des personnes catégorisées obèses ayant eu une perte de poids corporel, plus le pourcentage de poids corporel perdu ( $[\text{poids perdu} \div \text{poids initial}] \times 100 \%$ ) est grand plus cette diminution aurait un effet positif en terme d'évolution sur la pathologie. Cet effet positif est visible grâce à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) où l'on observe une réduction de la perte de l'épaisseur du cartilage fémoral, seulement au niveau du compartiment médial du genou et qui serait significative que si la diminution du poids corporel est de plus de 7 %.

Dans un même ordre d'idée, Messier et al. (2004) se sont intéressés aux effets qu'auraient, sur la gonarthrose, des interventions telles que la perte de poids par une diète avec ou sans complémentarité avec l'exercice physique. Ceux-ci ont alors observé que combiner l'exercice et la perte de poids par la diète avait des effets bénéfiques à plusieurs niveaux, dont une amélioration des capacités fonctionnelles des individus lors de deux tâches (la montée d'un escalier et la distance parcourue à la marche en six minutes); lorsque comparés avec un groupe contrôle recevant des soins hospitaliers habituels accompagnés de quelques séances d'éducation sur la santé. Cependant, les chercheurs ont indiqué qu'il n'y

avait pas de différence significative dans la progression de la pathologie lors de l'analyse radiologique de l'espace articulaire des compartiments médial et latéral du genou des participants. Comme on peut le remarquer, ces études nous révèlent des éléments plutôt divergents sur les différents aspects de la progression de la gonarthrose lorsqu'il y a diminution du poids corporel des individus.

Parallèlement, il est maintenant bien documenté dans la littérature que les méthodes d'évaluation de la condition du genou en condition statique ont une efficacité limitée et ne sont pas significativement reliées au caractère symptomatique de la gonarthrose tel que la douleur, la raideur articulaire et les incapacités fonctionnelles (Cubukcu, Sarsan, & Alkan, 2012). Il est alors intéressant d'aller étudier les effets du poids corporel à l'aide de mesures en dynamique chez ces individus. Étudier les effets du poids corporel à la marche à l'aide de mesures cinématiques est donc à envisager et permettrait d'évaluer sous un autre œil le caractère symptomatique du genou et cela, en dynamique. Certes avant même d'évaluer la condition de ce dernier lors de cette tâche dynamique (la marche), il est important de connaître, à titre de barème, l'influence des paramètres morphologiques sur l'ensemble des aspects de la marche. La prochaine section fait donc état de l'impact de la morphologie corporelle sur le genou lors de la locomotion.

## **L'impact de la morphologie corporelle sur le genou lors de la locomotion**

### **L'impact de l'obésité sur le patron de marche**

Tel qu'il est présenté dans la littérature, l'obésité a plusieurs effets sur la marche. Ces derniers se manifestent tant au niveau des mesures de type spatio-temporel (p. ex. : vitesse de marche, longueur et largeur de pas) que celles de type cinématique (p. ex. : mouvements articulaires et segmentaires). La présente section porte donc sur la recension de ces changements répertoriés dans les textes scientifiques portant sur le sujet.

#### ***Les mesures spatio-temporelles***

En ce qui concerne les mesures spatio-temporelles, l'obésité, à elle seule, a des effets considérables sur la période de temps accordée à chacune des subdivisions du cycle de marche dont, entre autres, les deux principales phases soient la phase d'appui et celle d'oscillation. Parmi les autres mesures spatio-temporelles, l'obésité influencerait aussi la vitesse de marche. Comme plusieurs auteurs ont pu l'observer (Harding, Hubley-Kozey, Dunbar, Stanish, & Astephen Wilson, 2012; Lai, Leung, Li, & Zhang, 2008; Sheehan & Gormley, 2013), les personnes ayant un surplus de poids ( $IMC > 25 \text{ kg/m}^2$ ) ont généralement tendance à être plus longtemps en phase d'appui et de double appui (en % du cycle de marche) comparativement à des personnes ayant un poids considéré comme étant normal ( $IMC < 25 \text{ kg/m}^2$ ). De ce fait, la proportion du temps accordé à la phase d'oscillation se retrouve réduite chez les personnes ayant une surcharge pondérale. Considérant qu'une augmentation du poids corporel serait associée à une augmentation de la phase d'appui et des sous-phases de double appui à la marche, on peut alors supposer que d'autres variables peuvent s'avérer affectées par le poids corporel.

En effet, la vitesse de la marche semble elle aussi être influencée par l'IMC. Des auteurs tels que Sheehan et Gormley (2013) ont observé qu'il existe une relation linéaire significative et négative entre l'IMC et la vitesse de marche. En d'autres mots, plus l'IMC augmente, plus la vitesse de marche diminue. Malgré cette observation, il y a lieu de noter que ces mêmes auteurs n'ont toutefois pas observé de différence significative entre les vitesses de marche d'un groupe expérimental ayant un surplus de poids (vitesse de  $1,1 [0,2] \text{ m}^* \text{ s}^{-1}$ ) et d'un groupe contrôle ayant un poids dit normal (vitesse de  $1,2 [0,2] \text{ m}^* \text{ s}^{-1}$ ). Des auteurs tels qu'Harding et al. (2012), ont également observé l'absence de différence significative sur la vitesse de marche entre des groupes ayant des IMC différents.

Par contre, d'autres études ont démontré, pour leur part, une différence significative au niveau des vitesses de marche entre des groupes ayant des IMC différents (Freedman Silvernail, Milner, Thompson, Zhang, & Zhao, 2013). Dans cette étude de Freedman Silvernail et al. (2013), composée de trois groupes expérimentaux, une différence significative fut trouvée entre les groupes extrêmes, soit entre le groupe de participants catégorisés obèses (IMC de  $34.4 [3.9] \text{ kg/m}^2$ ) et celui composé de participants ayant un poids considéré comme étant normal (IMC de  $22.4 [2.1] \text{ kg/m}^2$ ). Selon les résultats de cette étude, le groupe composé d'individus classés obèses se déplaçait plus lentement que le groupe composé de personnes ayant un poids normal.

Par ailleurs, le poids corporel semble aussi avoir un impact sur la longueur de pas à la marche (Harding et al., 2012; Lai et al., 2008; Sheehan & Gormley, 2013). Or, un effet variable est observable d'une étude à l'autre à ce sujet. D'une part, les travaux de Sheehan et Gormley (2013) indiquent, malgré le fait que le groupe présentant une surcharge pondérale faisait de plus petits pas, qu'il

n'existerait pas de différence significative au niveau de la longueur de pas entre le groupe en surpoids et le groupe ayant un poids normal. Sous un autre œil, l'étude de Lai et al. (2008) démontre le contraire lorsque leurs analyses sont normalisées selon la taille des participants. Cette dernière étude, qui comparait la marche de personnes ayant un poids dit normal à celle de personnes étant catégorisées obèses, a démontré que ceux faisant partie du groupe d'individus ayant un IMC plus élevé avaient une longueur de pas à la marche significativement plus petite. De plus, dans le cadre d'une autre étude (Harding et al., 2012), ce paramètre de la marche a été mis en relation avec la présence d'arthrose. Selon leurs résultats, la longueur de pas est une mesure qui est en interaction avec l'IMC et la présence d'arthrose au genou. Ces derniers ont observé qu'un IMC plus élevé serait significativement associé à une diminution de la longueur des pas, mais cela seulement chez les personnes gonarthrosiques.

La disparité dans les résultats expose le manque de consensus dans la littérature sur les effets du poids corporel sur les paramètres spatio-temporels de la marche. L'obésité, voire une surcharge pondérale, serait donc associée à une augmentation du temps accordé à la phase d'appui et de double appui du cycle de marche. Il demeure que les effets sur la vitesse de marche et la longueur de foulée sont variables entre les études. Voyons alors ce qui se passe au niveau des mesures de la cinématique du genou à la marche.

### ***Les mesures de type cinématique***

Voici un aperçu, dans les paragraphes qui suivent, des principales données disponibles découlant des études portant sur l'influence du poids corporel sur la cinématique 3D du genou à la marche, cela, selon chacun des plans de mouvements, soit le plan sagittal, le plan frontal et celui transverse.

### *Le plan sagittal (flexion et extension)*

Tel que le présentent plusieurs auteurs dans le domaine scientifique, le poids corporel lorsque celui-ci serait élevé n'affecterait pas le patron de mouvement au genou dans le plan sagittal (Freedman Silvernail et al., 2013; Lai et al., 2008). Comme les travaux de Lai et al. (2008) le font ressortir, aucune différence significative ne découle des analyses entre un groupe de personnes catégorisées obèses et un groupe ayant un poids dit normal, et cela pour différentes phases du cycle de marche dont lors des phases de double appui (phase d'absorption du poids) et de simple appui (phase de soutien du poids corporel). Freedman Silvernail et al. (2013) en sont venus à des conclusions similaires en comparant l'angle de flexion maximal et le changement angulaire durant la tâche d'absorption (changement entre l'angle au contact initial et l'angle maximal) entre trois groupes de poids (un groupe ayant un poids normal, un groupe ayant un surplus de poids et un groupe ayant un excès de poids).

Ajoutons aussi que l'article de Sheehan et Gormley (2013) présente, quant à lui, une seule relation significative entre des groupes composés selon l'IMC et l'angle de flexion au genou à la marche. En effet, lorsque ces auteurs comparent l'angle de flexion au genou à sept moments différents du cycle de marche entre un groupe en surpoids (IMC de 31,0 [4,1] kg/m<sup>2</sup>) et un groupe ayant un poids normal (IMC de 23,4 [2,3] kg/m<sup>2</sup>), une différence significative est observable seulement au moment où le tibia est en position verticale, c'est-à-dire au milieu de la phase d'appui unipodal durant le maintien du poids corporel. Selon leurs observations, les participants du groupe en surcharge pondérale avaient un plus grand degré de flexion au genou que ceux du groupe ayant un poids dit normal à cet instant précis du cycle de marche. En interprétant ces données, les auteurs stipulent que ces changements sur la cinématique pendant la période d'appui pourraient être dus à

l'augmentation des forces absolues de réaction au sol, observées chez les participants ayant un surplus de poids.

Bien que la variation du poids corporel semble affecter que très peu le patron de mouvement de flexion et d'extension du genou; il est possible que de plus grandes affectations puissent être observables à partir de l'analyse des mouvements d'abduction et d'adduction ainsi que ceux de rotations tibiales interne et externe du genou.

#### *Le plan frontal (abduction et adduction)*

Lorsque l'on parle de la relation entre le poids corporel et les mesures de mouvement dans le plan frontal, quelques études rapportent un lien entre l'accroissement du poids corporel et les changements en termes d'abduction (valgus) et d'adduction (varus) au genou à différents moments du cycle de marche. Entre autres, Freedman Silvernail et al. (2013), dans leur étude faite chez des personnes asymptomatiques, rapportent que le degré maximal en adduction (en varus) durant la période d'appui, plus particulièrement lors de la phase d'absorption, est significativement moins élevé chez un groupe de personnes ayant un excès de poids en comparaison avec un groupe de personnes étant en surplus de poids ou ayant un poids considéré normal. Aucune différence significative n'a, par contre, été observée entre le groupe en surpoids et le groupe ayant un poids normal.

Parallèlement, Lai et al. (2008) qui se sont intéressés au mouvement du genou lors des sous-phases du cycle de marche démontrent que l'angle moyen en adduction lors de la phase d'oscillation serait significativement plus élevé chez des personnes catégorisées obèses en comparaison avec des personnes ayant un poids dit normal. Ceux-ci présentent aussi que les participants en excès de poids, lorsque comparés à ceux du groupe ayant un poids normal, auraient une adduction

maximale significativement plus élevée, et cela, tant lors de la phase d'appui que lors de la phase d'oscillation.

À la lumière de ces travaux, on constate qu'il existe une certaine controverse découlant de ces deux études respectives. Il va de soi qu'une augmentation des évidences scientifiques sur ce sujet est essentielle dans le but de mieux saisir de quelle façon les dimensions morphologiques influencent les données de cinématique du genou en 3D.

#### *Le plan transverse (rotations tibiales interne et externe)*

Le plan transverse est celui qui est le moins étudié dans la littérature sur la locomotion. De manière générale, les effets du poids corporel sur le plan transverse semblent être non significatifs, comme en témoignent les résultats des études qui portent sur les mouvements tridimensionnels du genou à la marche (Lai et al., 2008; Sheehan & Gormley, 2013). Dans l'étude de Sheehan et Gormley (2013), aucune différence significative n'a été observée sur l'amplitude de mouvement de rotations tibiales interne et externe entre les groupes étudiés (un groupe avec un poids normal et un groupe en surpoids). Il en est de même pour d'autres chercheurs, tels que Lai et al. (2008), qui n'ont pas remarqué de différence significative entre le patron de mouvement dans le plan transverse (angle maximal atteint pendant la période d'appui lors des tâches d'absorption et de support) de leur groupe ayant un poids normal (IMC de 21,33 [1,53] kg/m<sup>2</sup>) et de leur groupe de personnes présentant un excès de poids (IMC de 33,06 [4,29] kg/m<sup>2</sup>).

Vu le nombre restreint d'écrits rapportant l'effet du poids corporel sur les mouvements du genou dans le plan transverse, il semble donc pertinent d'approfondir les analyses à ce sujet et de porter un regard neuf sur les sous-phases du cycle de marche tel que d'autres chercheurs l'ont fait auparavant pour

les autres plans de mouvement du genou. C'est donc en ce sens que se dirige la présente étude qui vise, entre autres, à développer de nouvelles connaissances sur l'influence de la morphologie corporelle sur ce plan de mouvement du genou.

Finalement, comme le présentent les travaux analysés dans cette recension des écrits, le poids corporel semble avoir une influence sur le genou à la marche. Comme ces derniers l'illustrent, l'obésité, voir le surplus de poids corporel a peu d'effet sur le plan sagittal et les impacts présents dans le plan frontal sont variables d'une étude à l'autre. Le manque de consensus et d'évidence dans des plans de mouvement tel que les plans frontal et transverse nous pousse vers une analyse plus approfondie de ces plans de mouvement en fonction de la morphologie corporelle.

### **L'impact de la circonférence de la cuisse sur la marche**

En plus d'un IMC élevé, l'obésité est aussi observable par une augmentation de la circonférence de la taille, ainsi que par une augmentation de la circonférence de la cuisse (Seidell & Flegal, 1997). À cet effet, certains auteurs recensent la présence d'une différence significative sur la circonférence de la cuisse entre des groupes ayant des IMC différents (Harding et al., 2012; Sheehan & Gormley, 2013). De ce fait, on peut se demander si l'augmentation de la circonférence de la cuisse serait à l'origine des changements observables à la marche, chez les personnes ayant un poids élevé. C'est une question à laquelle Westlake, Milner, Zhang, et Fitzhugh (2013) ont tenté de répondre.

L'étude de Westlake et al. (2013) réalisée sur des participants ayant un poids dit normal s'intéressait à l'impact de l'augmentation de la masse de la cuisse

et de sa circonférence sur certains paramètres de la marche. Pour ce faire, les participants ont réalisé quatre conditions de marche où la vitesse était maintenue constante entre les conditions. Les conditions consistaient à l'ajout de poids au niveau de la cuisse, à l'augmentation de la circonférence de la cuisse et à la combinaison ces deux premières conditions. À cela, s'ajoutait une condition contrôle. La comparaison entre ces conditions et l'essai contrôle a permis de détecter des changements significatifs dans le patron de marche; changements reflétés sur des mesures dites spatio-temporelles et de type cinématique. En outre, ils ont observé, parmi les mesures spatio-temporelles, qu'une augmentation significative de la largeur de pas était présente lorsque la condition contrôle était comparée avec les autres conditions (l'ajout de poids; l'augmentation de la circonférence et la combinaison des conditions). De même, cette augmentation de la largeur de pas était significative entre la condition impliquant l'ajout de poids et les conditions suivantes : l'augmentation de la circonférence de la cuisse et la combinaison des conditions.

Sur les mesures de cinématique, Westlake et al. (2013) ont montré que l'ensemble des conditions évaluées n'avait pas d'effet sur le maximum atteint en flexion durant la mise en charge dans le plan sagittal du genou. Par contre, des différences significatives ont été observées dans le plan frontal; et cela lors de la phase de double appui pendant l'absorption du poids corporel. En effet, un varus significativement plus élevé a été atteint au niveau de l'angle en adduction lorsque la circonférence de la cuisse était plus grande, et ce, en comparaison aux conditions suivantes soit l'ajout de poids et la combinaison des conditions. Cependant, ces auteurs notent que ce phénomène n'était pas significatif lorsqu'on comparait cette condition avec la condition contrôle.

Comme les résultats de cette étude le présentent, l'augmentation de la circonférence de la cuisse et de la masse de celle-ci semble avoir un impact sur quelques paramètres du patron de marche. Considérant que ces facteurs peuvent se présenter en présence d'obésité, il est pertinent d'intégrer cet aspect morphologique dans les études futures portant sur l'influence du poids corporel sur le genou à la marche.

## **Des caractéristiques de la fonction organique ayant un impact sur la marche**

### **L'influence de la latéralité du membre inférieur sur la marche**

Comme l'exposent plusieurs articles (Maupas, Paysant, Martinet, & André, 1999; Zverev, 2006), le membre inférieur dominant semble être peu associé aux variations des paramètres de la marche. Tout d'abord, Zverev (2006) a observé que la latéralité du membre inférieur tend à influencer les mesures spatio-temporelles de la marche telles que la longueur de pas et de foulée, l'angle d'ouverture du pied au sol ainsi que la largeur de pas. Or, ces effets ne s'avéraient pas significatifs à cause d'une grande variabilité entre les participants. Toujours dans la même optique, Maupas et al. (1999) se sont, aussi, intéressées à mettre en lien l'asymétrie présente à la marche et la latéralité. Leurs analyses ne montrent pas de différence significative entre l'asymétrie du patron de marche et la dominance du membre inférieur. Également, Gundersen et al. (1989) se sont intéressés à la relation pouvant exister entre l'asymétrie présente à la marche chez des personnes saines et la latéralité du membre inférieur. Ils ont observé qu'une seule variable était significativement influencée, soit l'extension maximale du genou. Cette dernière étude, nous laisse croire qu'il peut y avoir certains paramètres issus de la cinématique du genou qui peuvent être influencés par la dominance au niveau du membre inférieur. Dans cette dernière étude, l'analyse s'est limitée au plan sagittal. Il y a donc lieu d'évaluer si la latéralité du membre inférieur présente des effets subtils au niveau des mouvements du genou dans les plans de mouvement frontal et transverse (abduction, adduction et rotations tibiales interne et externe).

### **L'influence de la force musculaire des membres inférieurs sur la marche**

À l'heure actuelle, la littérature portant sur la force des membres inférieurs et ses effets sur la marche porte généralement sur le rôle de la musculature dans

l'amélioration de celle-ci lorsqu'il y a présence de pathologies et de blessures variées, telle que la déchirure du ligament croisé antérieur ou la gonarthrose. Il est couramment mentionné dans la littérature qu'une faiblesse du quadriceps est présente lorsqu'il y a atteinte gonarthrosique (Baert et al., 2013; Rudolph, Schmitt, & Lewek, 2007). Or, la littérature ne compte que quelques articles portant sur des échantillons de personnes saines. Voici ce qui a été répertorié à ce sujet.

Tout d'abord, puisque l'entraînement de type excentrique du quadriceps semble plus efficace dans le rétablissement musculaire (Miller et al., 2006), des auteurs se sont intéressés à l'effet de ce type d'entraînement sur la cinématique à la marche chez des volontaires sains ayant un poids normal (Poletto, Santos, Salvini, Coury, & Hansson, 2008). Après un entraînement excentrique du quadriceps s'étalant sur une période de six semaines, une augmentation significative de la force du quadriceps a été observée chez les participants. Malgré cela, les auteurs dénotent que l'entraînement n'a pas eu d'effet sur la cinématique du genou; plus précisément sur l'évaluation de l'amplitude de mouvement ainsi que des maximums et minimums observés dans les plans frontal et sagittal.

Sous un autre point de vue, Lerner, Board, et Browning (2014) ont évalué les effets de l'obésité sur la fonction musculaire du membre inférieur et selon deux conditions de vitesse de marche (1,25 m/s et 1,5 m/s). Ces derniers dénotent que la cinématique du genou est affectée par l'obésité et non par la vitesse de marche. À une vitesse de 1,5 m/s, les personnes catégorisées obèses présenteraient un genou qui est davantage en extension, au début de la phase d'appui, en comparaison avec les personnes ayant un poids normal, et cela, de manière significative. De plus, ceux-ci exposent que pour les deux vitesses seulement la force absolue du soléaire et du fessier moyen ainsi que la force normalisée de ce

même muscle selon la masse maigre était plus grande chez les participants catégorisés obèses. Ces auteurs interprètent le changement cinématique (genou plus en extension) par un possible effet compensatoire de la diminution des exigences musculaires de ce groupe musculaire (les vastes) durant la phase d'appui.

Pour conclure ce chapitre, il est connu que certaines caractéristiques reliées à la morphologie corporelle comme le poids corporel ont une influence sur la santé du genou et son comportement lors de la locomotion. Des caractéristiques telles que le poids corporel et les dimensions du membre inférieur se sont révélées comme ayant parfois un impact sur le patron de marche. Par exemple, le poids corporel s'est avéré associé à divers paramètres de la marche, mais les effets y étant associés variaient entre les études et, parfois, manquaient d'évidences claires. Au même titre que certaines caractéristiques reliées à la morphologie corporelle, une revue de la littérature sur l'influence des caractéristiques de la fonction organique telles que la latéralité et la force des membres inférieurs sur la marche a été effectuée. Celle-ci a révélé de manière générale, peu ou pas de changement au niveau du patron de marche. Somme toute, dans l'optique de développer des données normatives pouvant aider au suivi clinique chez une population atteinte par des problèmes articulaires, il est important de connaître avec plus de précision les répercussions qu'ont ces aspects morfo-fonctionnels sur la locomotion. En étudiant les variations que peuvent apporter ces aspects sur la cinématique du genou à la marche, il nous sera possible de déterminer ce qui est à considérer comme étant la normalité.

### CHAPITRE III

#### OBJECTIFS DE L'ÉTUDE ET HYPOTHÈSES ASSOCIÉES

L'objectif principal de ce projet de recherche est d'étudier l'influence de certaines caractéristiques morpho-fonctionnelles sur les mouvements tridimensionnels (3D) du genou à la marche chez un échantillon de la population composé de femmes asymptomatiques. Parmi les caractéristiques morpho-fonctionnelles, nous allons étudier les variations sur celles reliées à la morphologie corporelle, autrement dit, reliées à la structure organique, telle que l'augmentation du poids corporel, de la circonférence de la taille et de la circonférence de la cuisse. Aussi, nous allons étudier, reliée à la fonction organique, l'influence de la latéralité des membres inférieurs ainsi que la force musculaire de ceux-ci.

Comme premier objectif spécifique, nous porterons une attention particulière à l'influence du poids corporel, où nous émettons l'hypothèse que la cinématique 3D du genou sera affectée par un poids corporel plus élevé. À cet effet, il est possible de croire que le plan frontal sera le plan de mouvement le plus affecté par la variation en terme de poids corporel entre des groupes; ces derniers subdivisés selon l'IMC des individus. Cela en supposant que les personnes présentant un IMC supérieur à la normal modifieraient leur stratégie de mouvement afin d'accommoder l'excès de poids corporel pouvant être présent au niveau des membres inférieurs (obésité gynoïde). Nous nous attendons alors à voir, chez ces dernières, une accentuation de l'alignement du genou en varus dans le plan frontal en période d'appui.

Le second objectif spécifique de cette étude est d'évaluer l'effet de la latéralité des membres inférieurs sur la cinématique 3D du genou. Nous présumons

que la dominance du membre inférieur n'aura pas d'influence significative sur la cinématique du genou si l'on se réfère à ce qui est globalement présenté dans la littérature. Il nous importe tout de même d'évaluer cet aspect pour mieux connaître les répercussions de la dominance du membre inférieur sur le développement de mesures en 3D et aussi dans l'optique de vérifier s'il n'existe pas des effets d'interaction avec la variation du poids corporel.

Finalement, cette étude explorera comme troisième objectif spécifique l'existence possible de relations entre la cinématique 3D du genou et les paramètres morpho-fonctionnels tels que la circonférence de la taille, la circonférence de la cuisse et la force musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers. À cet effet, nous croyons à l'existence d'une relation linéaire et significative entre la cinématique du genou dans le plan frontal et la circonférence de la cuisse. Le tout, en présumant qu'une circonférence de la cuisse élevée favoriserait une largeur de pas plus large qui se reflèterait au niveau de l'alignement du genou à la marche dans le plan frontal. Ainsi, il serait possible d'observer une relation positive et significative entre le degré de varus observé lors du contact initial ou lors du maintien en simple appui à la marche et l'augmentation de la circonférence de la cuisse. En addition, nous croyons à la présence d'une relation linéaire entre les moments de force de la musculature des membres inférieurs (ischio-jambier et quadriceps) et les mouvements du genou à la marche dans le plan sagittal puisque ces muscles antagonistes interviennent dans la réalisation des mouvements de plus grande amplitude à la marche (la flexion et l'extension) ainsi que dans le maintien de la stabilité du genou en position verticale. Ainsi, il serait possible de croire qu'une relation significative sera observable entre l'angle de flexion au genou et l'augmentation du moment de force maximal de la musculature du genou et cela à différentes périodes du cycle de marche selon le patron

d'activation musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers et tel que présenté ci-dessous. À cet égard, nous croyons que le moment de force du quadriceps serait significativement corrélé avec l'angle de flexion au contact initial, l'angle à la fin de l'appui ainsi que l'angle au début de la poussée. Pour ce qui est du moment de force des ischio-jambiers, nous croyons qu'il serait corrélé significativement avec l'angle de flexion du genou en période d'appui lors du contact initial et lors de la poussée.

**CHAPITRE IV**  
**MÉTHODOLOGIE**  
**Les participantes**

Pour ce projet de recherche, des femmes âgées de 18 à 40 ans furent recrutées à l'aide d'une annonce aux étudiants au sein de l'université, d'un affichage dans plusieurs milieux (centre sportif, centre communautaire, centre commercial, l'université, etc.) et des médias sociaux (voir Annexe B). Pour les besoins de l'étude, les participantes étaient asymptomatiques; ces dernières ne présentaient donc pas de condition particulière pouvant affecter l'évaluation. Les critères menant à l'exclusion des candidates étaient la présence des conditions suivantes : déformation ou blessure récente au tronc ou aux membres inférieurs, douleur au genou, au pied ou à la hanche, neuropathie périphérique ou diabétique, le port d'orthèses ou être enceinte. Les critères d'exclusion considéraient aussi les candidates qui présentaient une condition pouvant affecter la marche sur tapis roulant telle que la présence de problèmes cardiaques et respiratoires non contrôlés ainsi que la présence de vertiges ou de pertes d'équilibre au quotidien. Pour vérifier l'éligibilité des candidates, un questionnaire téléphonique présenté en Annexe C fut rempli.

Les participantes furent invitées à se présenter à une séance d'évaluation d'une durée approximative d'une heure, ayant lieu à la Clinique de kinésiologie de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Lors de cette séance, une évaluation clinique ainsi que biomécanique de la marche a été réalisée. Les détails de l'ensemble de la séance d'évaluation sont présentés dans les paragraphes qui suivent et détaillés dans le protocole d'évaluation en Annexe D. Les 30 participantes faisant partie du projet ont été sous-divisées selon deux groupes

d'analyse en fonction de leur IMC de la manière suivante : le groupe *contrôle* ayant un poids normal ( $IMC \leq 24,9 \text{ kg/m}^2$ ) et le groupe *experimental* ayant un poids élevé ( $IMC \geq 25 \text{ kg/m}^2$ ). Un formulaire de consentement fut signée à ce moment et le projet de recherche fut accepté, a priori, par le comité d'éthique institutionnel (voir Annexe E). Un schéma hiérarchisé du suivi des candidates/participantes au projet de recherche est présenté à la figure 5.

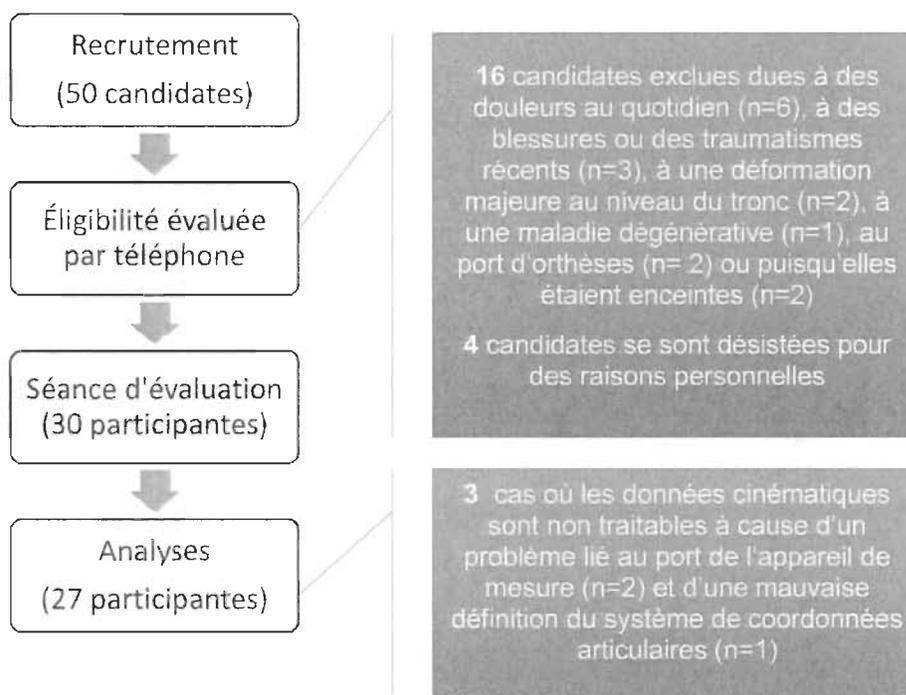


Figure 5. Schéma hiérarchisé du suivi des candidates/participantes au projet de recherche

## L'évaluation clinique

### Les mesures anthropométriques

Parmi les données anthropométriques recueillies, on retrouve : le poids, la taille, l'IMC, la circonférence de la taille (CT), la circonférence de la cuisse et la longueur des membres inférieurs. Pour ce faire, la taille fut prise à l'aide d'un stadiomètre et le poids à l'aide d'une balance. Ces deux mesures ont permis de calculer l'IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). La circonférence de taille fut, quant à elle, mesurée à la hauteur des crêtes iliaques selon les recommandations du guide du conseiller en condition physique et habitude de vie de la Société Canadienne de physiologie de l'exercice (2004). La mesure de la CT fut prise à deux occasions afin d'obtenir une moyenne qui fut utilisée pour les fins d'analyse ultérieure. S'ajoutant à ces variables, la prise de mesure de la circonférence de la cuisse, fut effectuée que sur le membre inférieur évalué et pris perpendiculairement au segment et à mi-chemin entre le grand trochanter et l'épicondyle latéral du genou. Encore une fois, la circonférence de la cuisse fut mesurée à deux reprises afin d'obtenir une moyenne. Par la suite, la longueur des membres inférieurs fut mesurée dans le but de s'assurer qu'aucune différence significative entre les deux membres inférieurs ne soit observée chez les participantes afin de minimiser la chance d'observer une asymétrie notable et de nature compensatrice sur le patron de marche (Gurney, 2002; Perttunen, Anttila, Södergård, Merikanto, & Komi, 2004). D'une manière conservatrice, lorsqu'une valeur supérieure à 1 cm était observée, l'inégalité des membres inférieurs était considérée et devenait un critère d'exclusion au projet, puisqu'il est déjà connu qu'une inégalité de 2 cm induit déjà plusieurs variations à la marche (Gurney, 2002). Cette mesure fut prise lorsque la participante était positionnée en décubitus dorsal et à partir de l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) jusqu'à la malléole médiale selon la méthode décrite par Jamaluddin et al. (2011).

### **La latéralité des membres inférieurs : détermination de la dominance**

Nous avons déterminé la latéralité des membres inférieurs afin d'obtenir une équivalence dans le nombre d'évaluations de la cinématique faites sur le membre inférieur dominant et celui non dominant. Cela a été fait à l'aide des trois tests suivants : (1) le botté d'un ballon, (2) la prise d'une bille avec les orteils et (3) la simulation d'éteindre un feu avec un seul pied, comme recommandé par Schneiders et al. (2010). Ces trois tests ont été réalisés par les participantes à partir d'une même position standardisée, les pieds parallèles, les bras le long du corps et le regard vers l'horizon. Le membre inférieur qui était le plus utilisé lors de ces trois tests était alors considéré comme celui dominant. D'une participante à l'autre, le membre inférieur évalué pour l'analyse de la cinématique à la marche et pour la force musculaire (détaillé ci-dessous) ainsi que pour la mesure de la circonférence de la cuisse a été contrebalancé selon la latéralité.

### **La force musculaire maximale des muscles fléchisseurs (ischio-jambiers) et extenseurs (quadriceps) de la jambe**

Afin d'évaluer la force du membre inférieur (quadriceps et ischio-jambiers), une cellule de force fut installée au mur et reliée à la cheville de la participante. Cette dernière était positionnée sur un banc dans une position standardisée à l'aide d'une sangle, tel que présenté à la figure 6. Pour évaluer les ischio-jambiers, les participantes étaient positionnées face au mur. Dans le cas contraire, pour le quadriceps, les participantes étaient positionnées dos au mur. Dans l'exécution de la tâche, ces dernières devaient maintenir un angle de 90 degrés à la hanche et au genou. Cette évaluation de la force fut réalisée de manière isométrique sur une période de cinq secondes. Cette étape fut effectuée à trois reprises pour chaque groupe musculaire et une période de repos fut accordée aux participantes entre chaque essai. Chacune des participantes a été systématiquement encouragée lors

de la tâche afin d'obtenir de leur part un effort maximal. La valeur maximale obtenue, lors des trois essais, fut retenue et la meilleure d'entre elles a été conservée afin de calculer le moment de force. Ainsi, une mesure du bras de levier fut prise pour chacune des positions de l'épicondyle latéral du genou à l'attache positionnée à la cheville. Le moment de force de chacune des participantes fut normalisé par leur poids et conservé pour les analyses.

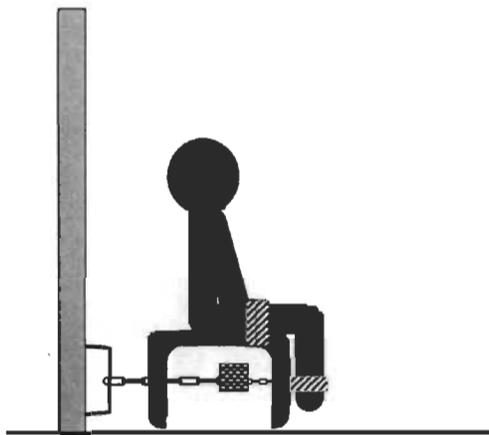


Figure 6. L'évaluation de la force : position standardisée du participant  
En hachuré sont représentées, la sangle retenant le participant sur le banc ainsi que l'attache à la cheville. La jauge de force est représentée par le boîtier carrelé. Un angle de 90° devait être conservé à la hanche et au genou par la participante durant la tâche.

### **L'évaluation biomécanique de la marche (cinématique 3D du genou)**

L'évaluation de la marche sur tapis roulant a été réalisée en plusieurs étapes. Ces étapes comprennent une familiarisation au tapis roulant et au port d'un exosquelette fémoral et tibial servant à la prise des mesures de cinématique, la détermination de la vitesse de marche préférentielle, la procédure de définition du système de coordonnées articulaire au genou, la collecte de données et, finalement, le traitement des données de type cinématique. Ces étapes sont détaillées dans les paragraphes suivants.

#### **La familiarisation au tapis roulant et au port de l'exosquelette**

L'utilisation d'un tapis roulant pour évaluer la marche requiert une période d'adaptation afin de minimiser la présence d'effets de familiarisation dans les mesures (Matsas et al., 2000; Schellenbach, Lövdén, Verrel, Krüger, & Lindenberger, 2010). Durant cette période d'adaptation, d'une durée de cinq minutes, les participantes ont eu à sélectionner une première vitesse de marche qui leur était confortable, sans la connaître. Ensuite était installé l'exosquelette, non-invasif, composé d'une portion tibiale et d'une portion fémorale (*KneeKG.3D-Traker*, Emovi inc.) sur le membre inférieur à évaluer (ce dernier contrebalancé selon la latéralité d'un participant à l'autre). Chacune de ces portions de l'exosquelette était munie de trois marqueurs de mouvement passifs vissés sur des corps rigides.

Après l'installation, une seconde période de marche de deux minutes à la vitesse présélectionnée fut consacrée aux participantes pour qu'elles se familiarisent avec le port de l'exosquelette à la marche. Les participantes étaient invitées à sélectionner à nouveau une vitesse de marche confortable selon le protocole suivant.

### **La détermination de la vitesse de marche préférentielle**

Pour déterminer la vitesse de marche à laquelle les participantes allaient être évaluées, nous avons tout d'abord, augmenté la vitesse du tapis à 2 km/h au-dessus de la vitesse présélectionnée lors de la familiarisation. Ensuite, était accordée une période de deux minutes durant laquelle la vitesse du tapis était diminuée graduellement jusqu'à l'obtention d'une seconde vitesse de marche confortable pour la participante. Le procédé inverse a ensuite été réalisé avec une vitesse se situant à 1,5 km/h sous la première vitesse sélectionnée. La moyenne des deux dernières vitesses (celle ascendante et celle descendante) fut calculée, mentionnée aux participantes et utilisée comme vitesse préférentielle pour l'acquisition de données. Par cette procédure, nous nous assurons de l'obtention d'une vitesse de marche préférentielle, déterminée à l'insu du participant et dans un contexte familiarisé au port de l'exosquelette.

### **La procédure de définition du système de coordonnées articulaire du genou**

La définition d'un système de coordonnées articulaire au genou sert à convertir les trajectoires 3D des marqueurs en mouvement angulaire autour du genou tels que la flexion et l'extension, l'adduction et l'abduction et les rotations tibiales interne et externe. Cette procédure comprend deux grandes étapes : la définition des centres articulaires (estimation du centre de la hanche, du genou et de la cheville) et la définition de l'orientation anatomique de l'articulation du genou à l'aide d'une analyse posturale (Hagemeister et al., 2005). Le système de coordonnées articulaire du genou utilisé ici repose sur la convention établie par Grood et Suntay (1983). Pour définir les centres articulaires du membre inférieur évalué, quelques repères anatomiques étaient identifiés à l'aide d'un pointeur : les deux malléoles (interne et externe) ainsi que les deux épicondyles fémoraux (interne et externe); à cela s'ajoute, une série de mouvements qui devaient être

réalisés par les participantes : (1) mouvement de circumduction à la hanche à partir d'une position debout (pour estimer le centre articulaire de la hanche) ainsi que (2) des mouvements de flexion et d'extension autour du genou de 60 degrés en chaîne cinétique ouverte réalisés à partir d'une position debout (pour estimer l'axe fonctionnel du genou). L'analyse posturale consistait à définir le plan frontal du participant ainsi que le 0 degré de rotations tibiales interne et externe lors de l'alignement dans le plan sagittal des axes longitudinaux fémoral et tibial. La participante devait adopter une posture standardisée dans un gabarit où les pieds sont positionnés de part et d'autre à une distance de 12,5 cm ou de 23,0 cm selon 0 degré d'ouverture ou de fermeture des pieds dans le plan horizontal.

### **L'acquisition des données à la marche**

La collecte des données cinématiques du fémur et du tibia consistait à deux périodes d'acquisition de quarante-cinq secondes chacune. Les données cinématiques (trajectoire des marqueurs passifs) étaient acquises avec une caméra infrarouge Spectra de la compagnie NDI à une fréquence d'acquisition de 60 Hz.

### **Le traitement des données cinématiques**

#### ***Le séquençage des données en fonction du cycle de marche***

La division des données de cinématique en fonction du cycle de marche était effectuée à partir d'un critère défini comme suit : le moment où l'angle de flexion du genou est à son minimum juste après la phase d'oscillation (soit le minimum de flexion après la flexion maximale). Ce moment est typique sur le patron de flexion et d'extension du genou.

#### ***La sélection des cycles de marche***

Un nombre fixe et maximal de cycles de marche était conservé pour des analyses ultérieures. Un total de 60 cycles de marche était conservé par

participante de sorte à calculer un cycle de marche moyen par individu, représentatif du comportement de ce dernier. Les paramètres ou mesures d'intérêts étaient directement extraites de ce cycle de marche moyen. Pour ce faire, les 60 cycles présentant une certaine homogénéité entre eux furent conservés à partir de l'ensemble du nombre de cycles total qui avait été collecté (un nombre variant entre 70 et 95 cycles, un nombre variable d'une personne à l'autre). Le tri a été fait selon un critère objectif et commun entre les participantes. Les cycles les plus représentatifs devaient se situer à l'intérieur de  $\pm 3,25$  de la limite calculée sur l'écart-type autour du patron de mouvement moyen en flexion et en extension, en adduction et en abduction ainsi qu'en rotations tibiales interne et externe. Ce patron moyen, servant de référence pour le tri, était calculé à partir de l'ensemble des cycles de marche collecté. Autrement dit, lorsqu'une valeur excédait la limite de  $\pm 3,25$  un retrait du cycle de marche correspondant était effectué.

### ***La détermination des paramètres de cinématique***

Chacun des paramètres de cinématique était extrait ou calculé sur un patron de mouvement moyen des 60 cycles conservés pour chacune des participantes. La manière dont sont calculés les paramètres décrivant la cinématique du genou est présentée selon chaque plan de mouvement dans le tableau 1 et la figure 7.

Tableau 1. Définition des paramètres de cinématique selon le plan de mouvement

	Paramètres	Définition opérationnelle
<i>Sagittal</i>		
$\Theta_1$	Angle de flexion au contact initial (+) position en flexion, (-) position en extension	Voir figure 7
$\Theta_2$	Angle de flexion maximal durant le chargement (+) position en flexion, (-) position en extension	Voir figure 7
$\Theta_3$	Angle de flexion minimal durant l'appui unipodal (+) position en flexion, (-) position en extension	Voir figure 7
$\Theta_4$	Angle de flexion maximal lors de l'oscillation (+) position en flexion, (-) position en extension	Voir figure 7
$\Theta_5$	Changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle au contact initial (+) mouvement de flexion, (-) mouvement d'extension	$\Delta \Theta_2 - \Theta_1$
$\Theta_6$	Changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle minimal durant l'appui unipodal (+) mouvement de flexion, (-) mouvement d'extension	$\Delta \Theta_3 - \Theta_2$
$\Theta_7$	Changement angulaire entre l'angle maximal lors de l'oscillation et l'angle de flexion minimal durant l'appui unipodal (+) mouvement de flexion, (-) mouvement d'extension	$\Delta \Theta_4 - \Theta_3$
$\Theta_8$	Amplitude de mouvement en sagittal durant le cycle de marche	$\Theta_{max} - \Theta_{min}$
<i>Frontal</i>		
$\Theta_9$	Angle en varus/valgus au contact initial (+) position en adduction, (-) position en abduction	Voir figure 7
$\Theta_{10}$	Angle en varus/valgus lors de la flexion maximale durant le chargement (+) position en adduction, (-) position en abduction	Voir figure 7
$\Theta_{11}$	Angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation (+) position en adduction, (-) position en abduction	Voir figure 7
$\Theta_{12}$	Position moyenne en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui (+) position en adduction, (-) position en abduction	phase 2 $(\Theta_{instant_1} + \dots + \Theta_{instant_n}) / n_{instant}$
$\Theta_{13}$	Changement angulaire entre la position moyenne en varus/valgus durant l'appui et l'angle au contact initial (+) mouvement d'adduction, (-) mouvement d'abduction	$\Delta \Theta_{11} - \Theta_9$
$\Theta_{14}$	Changement angulaire en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui (+) mouvement d'adduction, (-) mouvement d'abduction	phase 2 $\Delta$
$\Theta_{15}$	Changement angulaire en varus/valgus lors de la flexion durant la poussée et l'envol (+) mouvement d'adduction, (-) mouvement d'abduction	phase 3 $\Delta$
$\Theta_{16}$	Amplitude de mouvement en varus/valgus lors de la flexion durant le chargement	phase 1 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{17}$	Amplitude de mouvement en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui	phase 2 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{18}$	Amplitude de mouvement en varus/valgus lors de la flexion durant la poussée et l'envol	phase 3 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{19}$	Amplitude de mouvement en varus/valgus durant le cycle de marche	$\Theta_{max} - \Theta_{min}$
<i>Transverse</i>		
$\Theta_{20}$	Angle en rotation interne/externe au contact initial (+) position en rotation externe, (-) position en rotation interne	Voir figure 7
$\Theta_{21}$	Position moyenne en rotation interne/externe lors de l'extension durant l'appui (+) position en rotation externe, (-) position en rotation interne	phase 2 $(\Theta_{instant_1} + \dots + \Theta_{instant_n}) / n_{instant}$
$\Theta_{22}$	Changement angulaire en rotation interne/externe lors de la flexion durant le chargement (+) mouvement en rotation externe, (-) mouvement en rotation interne	phase 1 $\Delta$
$\Theta_{23}$	Changement angulaire en rotation interne/externe lors de l'extension durant l'appui (+) mouvement en rotation externe, (-) mouvement en rotation interne	phase 2 $\Delta$
$\Theta_{24}$	Changement angulaire en rotation interne/externe lors de la flexion durant la poussée et l'envol (+) mouvement en rotation externe, (-) mouvement en rotation interne	phase 3 $\Delta$
$\Theta_{25}$	Amplitude de mouvement en rotation interne/externe lors de la flexion durant le chargement	phase 1 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{26}$	Amplitude de mouvement en rotation interne/externe lors de l'extension durant l'appui	phase 2 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{27}$	Amplitude de mouvement en rotation interne/externe lors de la flexion durant la poussée et l'envol	phase 3 ( $\Theta_{max} - \Theta_{min}$ )
$\Theta_{28}$	Amplitude de mouvement en rotation interne/externe durant le cycle de marche	$\Theta_{max} - \Theta_{min}$

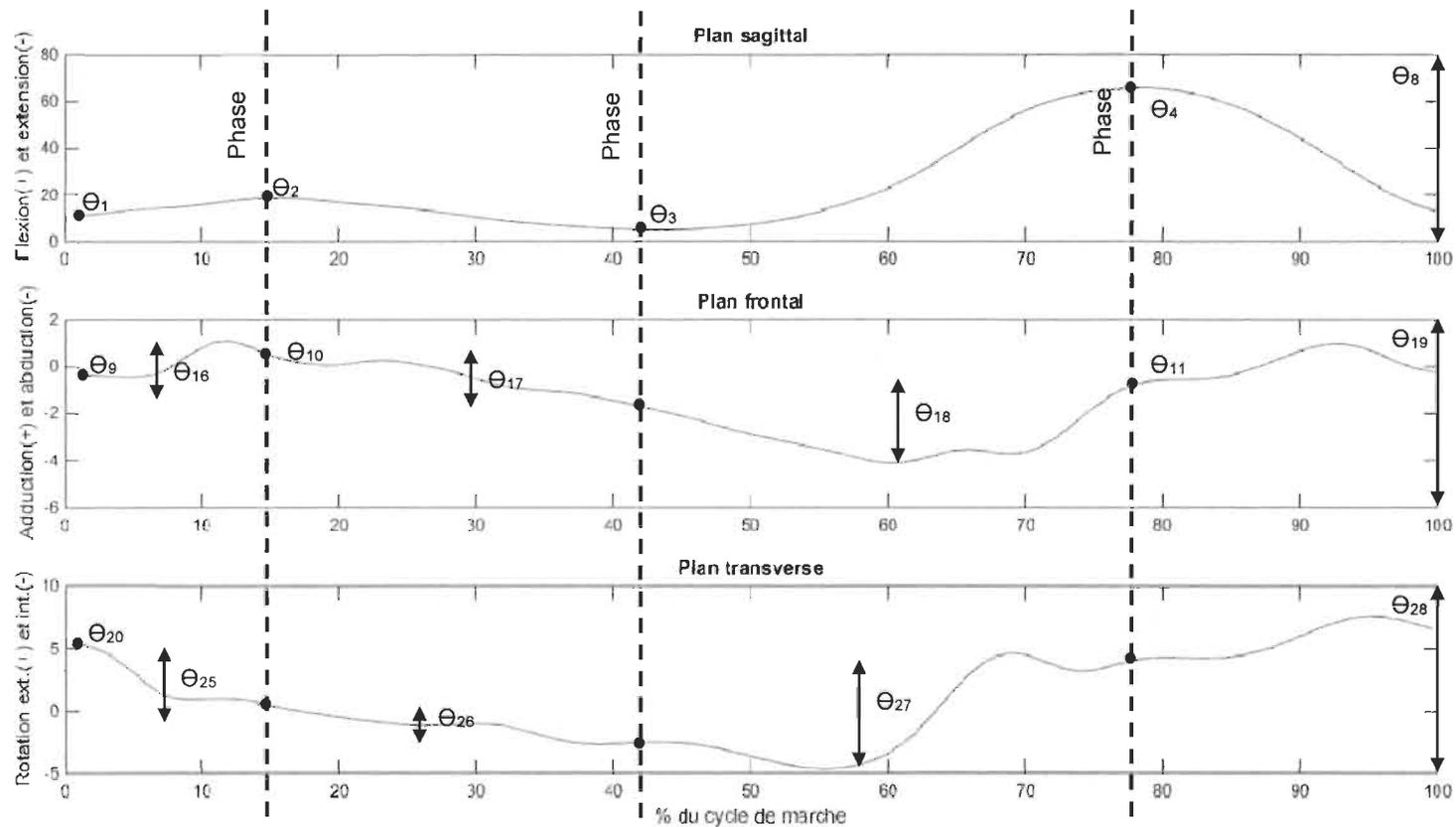


Figure 7. Paramètres de cinématique selon le plan de mouvement et les phases à l'étude

Pour chaque cycle de marche, les phases à l'étude sont définies par le plan sagittal et leur délimitation est créée par les angles  $\Theta_2$  (maximum),  $\Theta_3$  (minimum) et  $\Theta_4$  (maximum). La phase 1 étant la période durant laquelle le mouvement de flexion s'effectue pendant le chargement, la phase 2 étant la période durant laquelle le mouvement d'extension s'effectue pendant l'appui et la phase 3 étant la période durant laquelle le mouvement de flexion s'effectue pendant la poussée.

## Les analyses statistiques

Pour cette étude, les données ont été analysées grâce au logiciel STATISTICA. La significativité statistique a été fixée à une valeur de  $p < 0,05$ . Afin de décrire chacun des groupes à l'étude (*contrôle vs expérimental*), une analyse de comparaison de moyennes (test *t*) a été réalisée sur les paramètres morpho-fonctionnels. Également, une analyse de variance à deux facteurs indépendants (ANOVA) permettant de comparer les 28 paramètres de cinématique en fonction du groupe d'appartenance défini selon l'IMC et selon la latéralité du membre inférieur a été effectuée. Avant d'effectuer les analyses de variance et pour s'assurer de la normalité et de l'homogénéité de variance des distributions, le degré d'asymétrie de cette dernière autour de la moyenne sur notre échantillon étudié a été vérifié (indice  $g_1$ ) pour chacun des 28 paramètres de cinématique. Puisqu'une asymétrie accentuée a été observée sur quatre paramètres ( $\Theta_9$ ,  $\Theta_{10}$ ,  $\Theta_{12}$  et  $\Theta_{16}$ ), une transformation de type logarithmique<sup>3</sup> a été appliquée sur chaque valeur conservée par participante, pour ces paramètres, pour les fins des analyses de type ANOVA. Pour compléter, des corrélations de Pearson ont été réalisées entre les données morphologiques (IMC, CT et CC) ainsi qu'entre les données cinématiques et les données morpho-fonctionnelles telles que la force et la circonférence de la cuisse.

---

<sup>3</sup> Une transformation logarithmique a été utilisée pour ces quatre paramètres afin d'obtenir un coefficient d'asymétrie se rapprochant de 0. Les paramètres  $\Theta_9$ ,  $\Theta_{10}$  et  $\Theta_{12}$  ont donc été transformés de la façon suivante:  $\text{Ln}(\Theta+8)$ . Quant au dernier paramètre ( $\Theta_{16}$ ), il a été transformé de cette manière:  $\text{Ln}(\Theta)$ .

## CHAPITRE V

### RÉSULTATS

Le tableau 2 illustre les caractéristiques démographiques et morpho-fonctionnelles pour chacun des groupes étudiés. Nous observons que le groupe *experimental* s'avère significativement plus lourd, ayant aussi une circonférence de la taille et de la cuisse significativement plus élevées. Pour ce qui est des moments de force maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou (ischio-jambiers et quadriceps), aucune différence significative n'a été observée entre les groupes à l'étude. Par contre, lorsque ce paramètre est normalisé selon le poids des individus, une différence significative fut observable entre les groupes seulement au niveau du moment de force maximal normalisé des ischio-jambiers. Ce paramètre étant significativement plus faible au sein du groupe *experimental*. Aucune autre différence significative n'a été observée entre les groupes étudiés sur les paramètres tels que l'âge, la taille, la longueur des membres inférieurs, la vitesse de marche et le rapport du moment de force normalisé entre le quadriceps et les ischio-jambiers.

Tableau 2. Caractéristiques démographiques et morpho-fonctionnelles pour chacun des groupes étudiés

Caractéristiques	Groupe <i>contrôle</i> IMC $\leq$ 24,9 kg/m <sup>2</sup> n=16	Groupe <i>expérimental</i> IMC $\geq$ 25kg/m <sup>2</sup> n=11	P
Âge	24,5 (2,4)	24,6 (5,1)	0.927
Poids (kg)	59,9 (10,7)	77,3 (15,2)	0.002*
Taille (m)	1,65 (0,05)	1,63 (0,05)	0.239
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,0 (2,2)	30,2 (4,9)	<0.001*
Circonférence de la taille (cm)	77,2 (4,7)	98,5 (10,4)	<0.001*
Circonférence de la cuisse (cm)	49,8 (6,2)	59,4 (7,2)	0.001*
Longueur des membres inférieurs (cm)	86,8 (3,8)	85,6 (2,8)	0.353
Vitesse de marche (km/h)	4,2 (0,6)	4,1 (0,8)	0.699
Moment de force maximale du quadriceps (Nm)	107,7 (22,4)	126,0 (24,1)	0,063
Moment de force maximal normalisé du quadriceps (Nm/kg)	1,9 (0,4)	1,6 (0,4)	0.163
Moment de force maximale des ischio-jambiers (Nm)	69,2 (12,8)	70,1 (14,5)	0.871
Moment de force maximal normalisé des ischio-jambiers (Nm/kg)	1,2 (0,2)	0,9 (0,3)	0.005*
Rapport du moment de force normalisé entre le quadriceps et les ischio-jambiers	1,6 (0,3)	1,8 (0,4)	0,075

La moyenne, l'écart-type et la valeur  $p$  de l'analyse de comparaison de moyenne (test-t)

sont représentés pour chacun des paramètres. \*Valeur significative  $p < 0,05$ .

### **Les effets morpho-fonctionnels sur la cinématique 3D du genou à la marche**

À l'aide de l'analyse de variance, nous avons observé plusieurs effets principaux sur la marche associés à la morphologie corporelle (IMC) ou associés à la latéralité des membres inférieurs. Ces effets significatifs sont présentés dans la figure 8 ainsi que dans le tableau 3. De plus, des effets d'interaction (effet groupe X effet latéralité) ont aussi été observés sur les paramètres de la cinématique et sont présentés dans les figures 9 et 10.

### **Les effets principaux sur la cinématique 3D du genou à la marche entre les deux groupes étudiés (effets reliés à l'IMC)**

À la figure 8 (image a), nous pouvons observer les effets de groupe sur la cinématique du genou à la marche. Nous remarquons graphiquement (plans sagittal et frontal) que le groupe *expérimental* a tendance à avoir un genou légèrement plus en flexion et plus en adduction. Lorsque l'on porte attention aux paramètres cinématiques analysés, c'est sur ces deux plans de mouvement que l'on dénote quelques différences significatives entre les groupes d'appartenance selon l'IMC. En effet, parmi les 28 paramètres cinématiques analysés, des effets principaux entre les groupes étudiés ont été observés sur seulement deux paramètres (voir tableau 3). Ces derniers sont l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ,  $p=0,037$ ) et l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation ( $\Theta_{11}$ ,  $p=0,024$ ) qui représentent un genou étant davantage en flexion ainsi qu'en adduction lors de ces moments précis du cycle de marche chez le groupe *expérimental*, et cela, en comparaison au groupe *contrôle*. Aucun paramètre dans le plan transverse (rotations tibiales interne et externe) ne fut significativement différent entre les groupes étudiés.

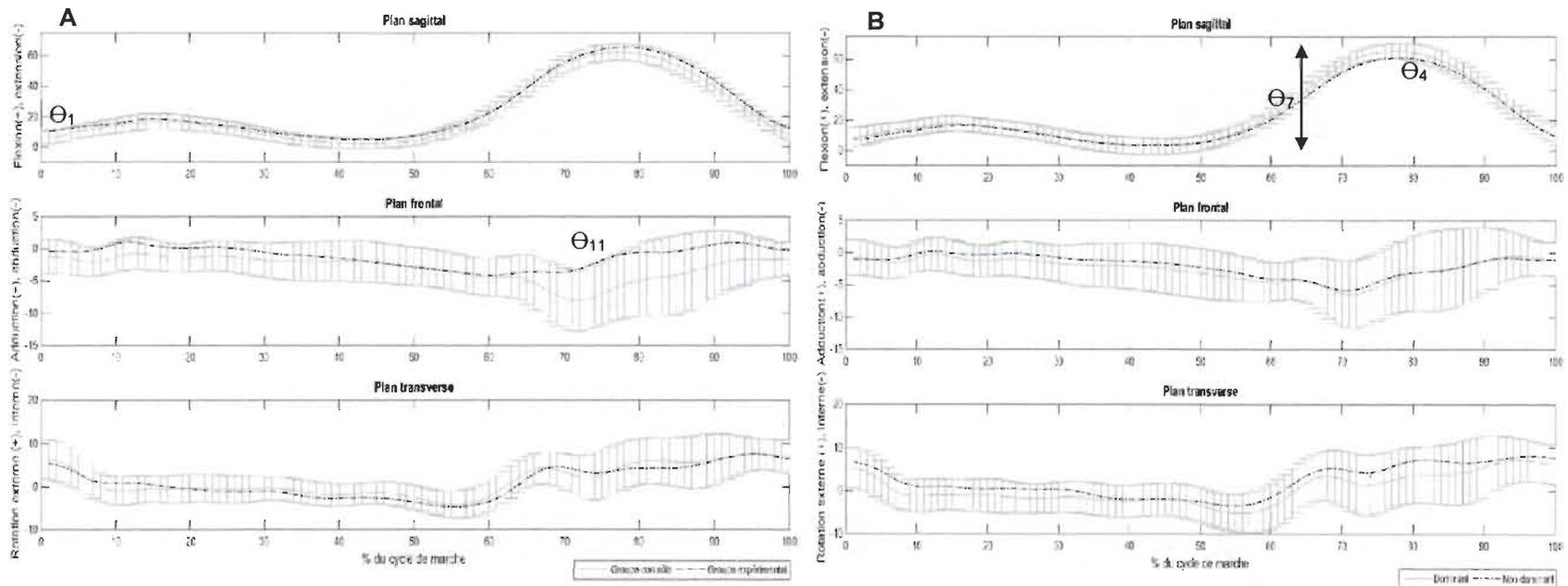


Figure 8. Effets principaux de la morphologie corporelle et de la latéralité du membre inférieur sur la cinématique 3D du genou à la marche. En A, on retrouve les courbes de mouvement des deux groupes formés selon l'IMC. En B sont présentées les courbes de mouvement selon la latéralité du membre inférieur. Les effets principaux sont identifiés sur les plans de mouvement correspondant à l'indice du paramètre cinématique.

Tableau 3. Les effets principaux de la morphologie corporelle (IMC) et de la latéralité du membre inférieur sur la cinématique 3D du genou à la marche

	Groupe <i>contrôle</i> IMC ≤ 24,9 kg/m <sup>2</sup> n=16	Groupe <i>expérimental</i> IMC ≥ 25kg/m <sup>2</sup> n=11	p	Membre inférieur		
				Dominant n=15	Non dominant n=12	p
<i>Sagittal</i>						
Θ <sub>1</sub>	6,3 (4,5)	10,8 (5,6)	0,037*	9,0 (6,3)	7,2 (4,0)	0,330
Θ <sub>2</sub>	17,0 (5,3)	18,7 (4,9)	0,439	18,1 (5,0)	17,1 (5,5)	0,550
Θ <sub>3</sub>	1,8 (3,4)	4,5 (5,8)	0,149	2,5 (5,4)	3,3 (3,6)	0,638
Θ <sub>4</sub>	63,0 (5,5)	65,9 (4,8)	0,133	66,1 (5,2)	61,7 (4,7)	0,032*
Θ <sub>5</sub>	10,6 (3,5)	7,9 (3,9)	0,080	9,2 (4,0)	9,9 (3,9)	0,641
Θ <sub>6</sub>	-15,2 (4,7)	-14,2 (5,0)	0,571	-15,6 (3,8)	-13,7 (5,8)	0,274
Θ <sub>7</sub>	61,2 (5,6)	61,4 (5,5)	0,895	63,6 (4,4)	58,4 (5,5)	0,014*
Θ <sub>8</sub>	61,3 (5,6)	61,5 (5,5)	0,883	63,6 (4,4)	58,5 (5,4)	0,017*
<i>Frontal</i>						
Θ <sub>9</sub>	-1,2 (2,7)	-0,3 (3,6)	0,427*	-0,7 (2,8)	-1,0 (3,6)	0,951*
Θ <sub>10</sub>	-1,0 (2,6)	0,5 (4,9)	0,313*	-0,5 (2,7)	-0,2 (4,8)	0,709*
Θ <sub>11</sub>	-6,0 (5,1)	-0,7 (5,7)	0,024*	-4,0 (5,6)	-3,7 (6,4)	0,947
Θ <sub>12</sub>	-1,6 (2,6)	-0,5 (4,7)	0,701*	-1,5 (3,0)	-0,7 (4,2)	0,269*
Θ <sub>13</sub>	2,0 (2,6)	1,2 (3,7)	0,338	1,6 (2,9)	1,8 (3,4)	0,864
Θ <sub>14</sub>	-1,1 (2,3)	-2,4 (1,8)	0,138	-1,9 (2,2)	-1,3 (2,2)	0,461
Θ <sub>15</sub>	-3,9 (6,3)	1,2 (6,8)	0,080	-1,5 (7,8)	-2,2 (5,8)	0,559
Θ <sub>16</sub>	2,2 (1,1)	2,1 (1,4)	0,747*	2,1 (1,2)	2,2 (1,2)	0,403*
Θ <sub>17</sub>	2,5 (1,3)	2,8 (1,5)	0,569	2,8 (1,4)	2,4 (1,3)	0,588
Θ <sub>18</sub>	8,3 (3,7)	8,0 (3,1)	0,864	8,7 (3,9)	7,5 (2,7)	0,440
Θ <sub>19</sub>	10,5 (3,4)	10,3 (2,0)	0,986	10,9 (3,5)	9,8 (1,7)	0,494
<i>Transverse</i>						
Θ <sub>20</sub>	6,4 (4,5)	5,5 (5,5)	0,659	5,3 (4,7)	6,8 (5,2)	0,455
Θ <sub>21</sub>	-0,9 (2,6)	-1,4 (3,4)	0,636	-1,7 (3,5)	-0,4 (1,8)	0,254
Θ <sub>22</sub>	-6,9 (4,1)	-5,0 (3,5)	0,237	-6,1 (3,5)	-6,1 (4,5)	0,957
Θ <sub>23</sub>	-0,9 (2,8)	-2,8 (2,6)	0,093	-1,2 (2,9)	-2,3 (2,8)	0,351
Θ <sub>24</sub>	5,6 (5,8)	6,3 (6,4)	0,742	4,7 (5,3)	7,4 (6,6)	0,220
Θ <sub>25</sub>	8,4 (4,0)	5,8 (3,4)	0,098	7,6 (3,6)	7,0 (4,5)	0,689
Θ <sub>26</sub>	3,9 (1,8)	4,2 (2,3)	0,545	3,8 (1,9)	4,3 (2,1)	0,298
Θ <sub>27</sub>	11,3 (4,2)	11,7 (4,6)	0,678	11,3 (3,6)	11,7 (5,1)	0,599
Θ <sub>28</sub>	15,7 (5,0)	15,8 (3,6)	0,825	16,3 (4,0)	15,2 (5,0)	0,715

La moyenne, l'écart-type et la valeur *p* de l'analyse de variance (ANOVA) sont représentés

pour chacun des paramètres. \*Valeur significative *p* < 0,05 \*Variable dont la valeur de *p* fut

calculée à partir de la forme transformée de manière logarithmique.

### **Les effets principaux sur la cinématique 3D du genou à la marche en fonction de la latéralité des membres inférieurs (effets reliés à la dominance)**

À la figure 8 (image b), on peut observer les effets de la latéralité des membres inférieurs sur les mouvements du genou à la marche. Comme ce graphique le présente, la cinématique du genou dans le plan sagittal lors de l'oscillation semble être influencée par la dominance du membre inférieur. Au sein des 28 paramètres analysés, trois paramètres se sont avérés significativement différents en fonction de la latéralité (tableau 3). Ces paramètres, tous issus du plan sagittal, sont l'angle de flexion maximal au genou lors de l'oscillation ( $\Theta_4$ ,  $p=0,032$ ), le changement angulaire entre l'angle de flexion maximal lors de l'oscillation et l'angle de flexion minimal lors de l'appui unipodal ( $\Theta_7$ ,  $p=0,014$ ) ainsi que l'amplitude de mouvement durant le cycle de marche ( $\Theta_8$ ,  $p=0,017$ ). Lorsque l'on comparait les moyennes entre les échantillons selon la latéralité du membre inférieur évalué, le groupe de participantes pour lequel le membre inférieur dominant fut celui évalué présentait des valeurs angulaires significativement plus élevées que le groupe dont le membre inférieur non dominant a été évalué, cela pour ces trois paramètres.

### **Les effets d'interaction**

Contrairement aux effets principaux, les effets d'interaction étaient observables que dans le plan frontal. Graphiquement, nous avons observé le phénomène suivant : une différence entre les patrons de mouvement au genou associée à la latéralité qui est plus importante chez le groupe *expérimental* ( $IMC \geq 25 \text{ kg/m}^2$ ) que chez le groupe *contrôle* ( $IMC \leq 24,9 \text{ kg/m}^2$ ). De plus, un effet croisé est observable graphiquement et présente qu'un membre inférieur dominant, chez le groupe *contrôle*, tend davantage vers la position neutre comparativement au membre inférieur non dominant, lui légèrement, mais davantage en valgus (ou

abduction) alors que chez le groupe *expérimental*, le membre inférieur dominant est plus en valgus (ou abduction) comparativement au membre inférieur non dominant, lui en varus (ou adduction). Ces effets sont visibles à la figure 9.

Statistiquement, seulement quatre paramètres furent significativement différents sur l'ensemble des plans de mouvement. Ces paramètres, tous issus du plan frontal, sont : (1) l'angle en varus/valgus au contact initial ( $\Theta_9$ ,  $p= 0,037$ ), (2) l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale durant le chargement ( $\Theta_{10}$ ,  $p= 0,015$ ), (3) la position moyenne en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{12}$ ,  $p= 0,011$ ) et (4) le changement angulaire entre la position moyenne en varus/valgus durant l'appui et l'angle au contact initial ( $\Theta_{13}$ ,  $p= 0,034$ ) (voir Figure 10figure 10). Pour le groupe *contrôle*, les membres inférieurs dominants évalués se situaient plus en varus comparativement aux membres inférieurs non dominants pour ce qui est des trois premiers paramètres ( $\Theta_9$ ,  $\Theta_{10}$  et  $\Theta_{12}$ ). Le contraire était observable pour ces mêmes paramètres ( $\Theta_9$ ,  $\Theta_{10}$  et  $\Theta_{12}$ ) chez le groupe *expérimental* ; où les membres inférieurs dominants évalués se situaient plus en valgus comparativement aux membres inférieurs non dominants. Pour le quatrième et dernier paramètre ( $\Theta_{13}$ ), on observait chez le groupe *contrôle* que les membres inférieurs dominants évalués effectuaient un changement angulaire en varus moins prononcé que les membres inférieurs non dominants évalués. Or, chez le groupe *expérimental*, le changement angulaire entre les deux membres inférieurs se produit selon des directions différentes où le membre dominant effectue un mouvement de varus, comme il en était le cas pour les deux membres inférieurs du groupe *contrôle* alors que le membre non dominant tend à effectuer un léger mouvement en valgus.

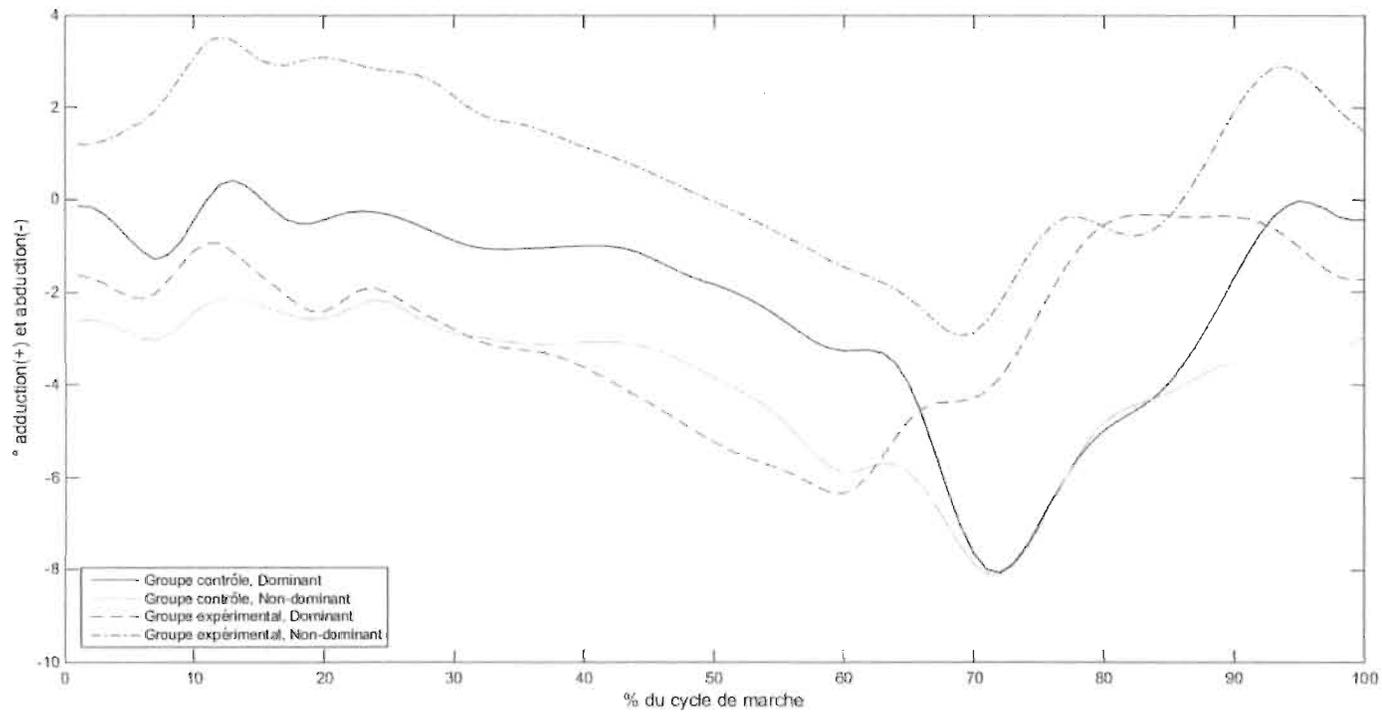


Figure 9. Effets d'interaction entre les groupes (fonction de l'IMC) et la latéralité du membre inférieur sur la cinématique du genou à la marche

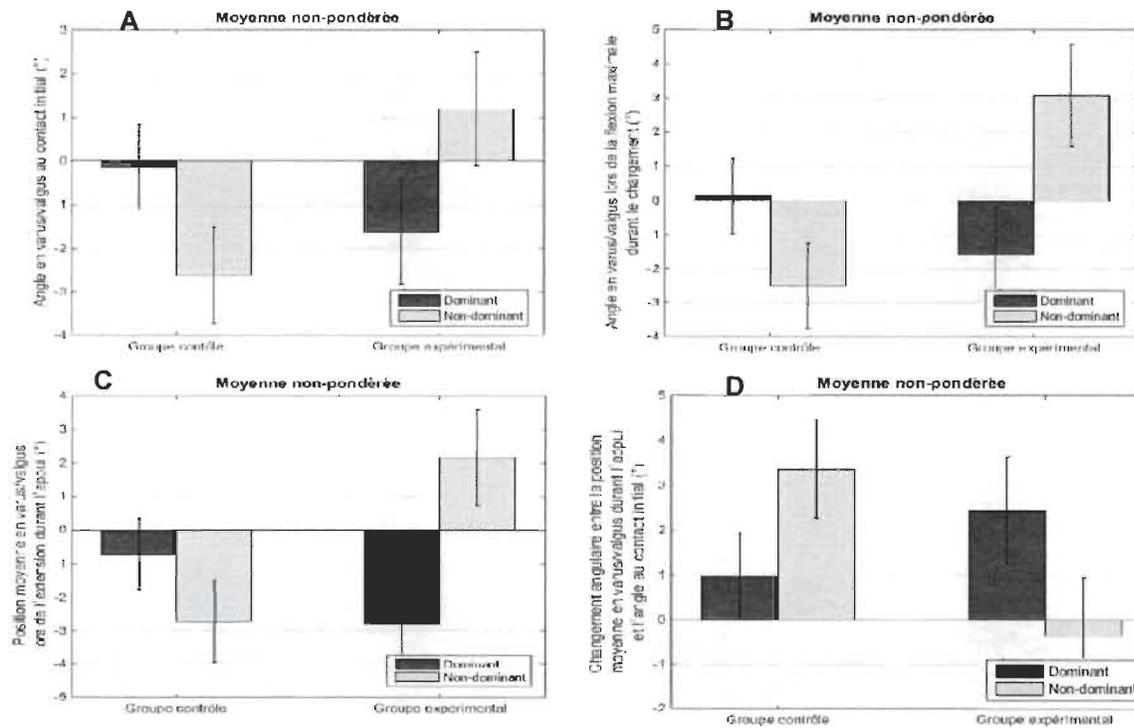


Figure 10. Effets d'interaction sur les paramètres de cinématique

A. L'angle en varus/valgus au contact initial ( $\Theta_9$ ); B. L'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale durant le chargement ( $\Theta_{10}$ ); C. Position moyenne en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{12}$ ); D. Le changement angulaire entre la position moyenne en varus/valgus durant l'appui et l'angle au contact initial ( $\Theta_{13}$ ).

## Les relations entre les paramètres à l'étude

### Les paramètres morpho-fonctionnels

Au sein des paramètres morpho-fonctionnels, les paramètres faisant l'état du poids corporel étaient significativement en relation entre eux (poids, IMC, CT et CC), cela en considérant des corrélations variant de  $r= 0,591$  et  $r= 0,965$ . Il est à noter que la plus faible corrélation significative était présente entre le poids et la circonférence de la cuisse ( $r= 0,591$ ) et que la plus fortement corrélée était présente entre les deux paramètres généralement utilisés afin de catégoriser la morphologie corporelle soient l'IMC et la circonférence de la taille ( $r= 0,965$ ). Par la suite, la taille ainsi que la longueur des membres inférieurs étaient significativement corrélées ensemble ( $r= 0,783$ ). La vitesse de marche était quant à elle le seul paramètre ne présentant aucune corrélation significative avec les autres paramètres morpho-fonctionnels. Pour ce qui est des moments de force normalisés des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou en fonction du poids corporel (ischio-jambiers et quadriceps), ceux-ci étaient corrélés ensemble ( $r= 0,642$ ). De plus, ceux-ci étaient inversement corrélés au poids corporel (moment de force normalisé du quadriceps :  $r= -0,530$  et moment de force normalisé des ischio-jambiers :  $r= -0,646$ ). En addition, le moment de force normalisé des ischio-jambiers était inversement corrélé avec l'IMC ( $r= -0,538$ ) et avec la circonférence de la taille ( $r= -0,608$ ). La matrice de corrélations est présentée dans le tableau 4 qui suit.

Tableau 4. Matrice de corrélations des paramètres morpho-fonctionnels

	IMC	CT	CC	Taille	Longueur des membres inférieurs	Vitesse	Moment de force normalisé du quadriceps	Moment de force normalisé des ischio-jambiers
Poids	0,775*	0,761*	0,591*	0,125	0,296	-0,158	-0,530*	-0,646*
IMC		0,965*	0,791*	-0,186	-0,012	-0,112	-0,284	-0,538*
CT			0,752*	-0,112	-0,012	-0,056	-0,352	-0,608*
CC				-0,203	-0,006	-0,116	-0,033	-0,331
Taille					0,783*	0,311	0,003	0,206
Longueur des membres inférieurs						0,047	0,002	0,112
Vitesse							0,138	0,136
Moment de force normalisé du quadriceps								0,642*

\*Valeur significative  $p < 0,05$

### La cinématique 3D du genou et les paramètres morpho-fonctionnels

Sur l'ensemble des paramètres morpho-fonctionnels, le poids corporel fut significativement corrélé avec un certain nombre de paramètres de cinématique du genou à la marche issus du plan sagittal. Le poids était significativement corrélé avec l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ;  $r = 0,454$ ) ainsi que le changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle au contact initial ( $\Theta_5$ ;  $r = -0,480$ ).

Notons également que l'IMC, la circonférence de la taille (CT) et la circonférence de la cuisse (CC), d'autres paramètres tous significativement corrélés au poids corporel, ont eu une influence plus marquée sur la cinématique du genou que le poids corporel. À cet effet, nous observons que non seulement le plan sagittal, mais aussi le plan frontal sont significativement reliés à ces paramètres

morphologiques. Ceux-ci étaient corrélés positivement et significativement, au même titre que le poids corporel, à l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ; respectivement :  $r = 0,587$  [l'IMC],  $r = 0,605$  [CT] et  $r = 0,481$  [CC]). De plus, ces paramètres étaient significativement corrélés à l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation ( $\Theta_{11}$ ; respectivement :  $r = 0,466$  [l'IMC],  $r = 0,432$  [CT] et  $r = 0,485$  [CC]) et au changement angulaire en varus/valgus lors de la flexion durant la poussée et l'envol ( $\Theta_{15}$ ; respectivement :  $r = 0,476$  [l'IMC],  $r = 0,397$  [CT] et  $r = 0,562$  [CC]). L'IMC et la CT, mais pas la CC, étaient tous deux, comme le poids corporel, significativement et inversement corrélés au changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle au contact initial ( $\Theta_5$ ; respectivement :  $r = -0,470$  [l'IMC],  $r = -0,427$  [CT]). La CC était, quant à elle, inversement corrélée avec le changement angulaire en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{14}$ ;  $r = -0,433$ ).

Comparativement aux paramètres morphologiques significativement reliés au poids corporel (l'IMC, la CT et la CC), la taille influence très peu la cinématique 3D du genou. Seulement deux paramètres de cinématique étaient significativement associés à la taille. Cette dernière, fut corrélée, tout comme l'IMC, la CT et la CC, à l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation ( $\Theta_{11}$ ;  $r = -0,422$ ), issue du plan frontal. De plus, la taille fut inversement corrélée et de manière significative avec l'angle de flexion minimal durant l'appui ( $\Theta_3$ ;  $r = -0,399$ ), extrait du plan sagittal. Pour ce qui est de la longueur des membres inférieurs celle-ci était significativement corrélée à quatre paramètres de cinématique dont un issu du plan sagittal ainsi que trois issus du frontal. Ces paramètres sont l'angle de flexion maximal durant le chargement ( $\Theta_2$ ;  $r = -0,437$ ), le changement angulaire en rotation interne/externe lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{23}$ ;  $r = 0,433$ ), l'amplitude de mouvement en rotation interne/externe lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{26}$ ;

$r= 0,436$ ) ainsi que l'amplitude de mouvement en rotation interne/externe durant le cycle de marche.

Parmi l'ensemble des paramètres analysés, la vitesse de marche est le paramètre influençant le plus la cinématique 3D au niveau du genou et cela en impliquant des relations significatives avec chacun des plans de mouvement soient les plans sagittal, frontal et transverse. Dans le plan sagittal, la vitesse de marche fut significativement corrélée avec le changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle au contact initial ( $\Theta_5$ ;  $r= 0,453$ ), le changement angulaire entre l'angle maximal lors de l'oscillation et l'angle de flexion minimal durant l'appui unipodal ( $\Theta_7$ ;  $r= 0,471$ ) et l'amplitude de mouvement en sagittal durant le cycle de marche ( $\Theta_8$ ;  $r= 0,470$ ). De plus, cette dernière fut significativement et inversement corrélée dans le plan sagittal avec l'angle de flexion maximal lors de l'oscillation ( $\Theta_4$ ;  $r= -0,438$ ) et le changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle minimal durant l'appui unipodal ( $\Theta_6$ ;  $r= -0,653$ ). Dans le plan frontal, la vitesse de marche fut corrélée de manière significative avec l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale durant le chargement ( $\Theta_{10}$ ;  $r= 0,593$ ) ainsi que la position moyenne en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{12}$ ;  $r= 0,384$ ). En addition, celle-ci était inversement corrélée avec l'amplitude de mouvement en varus/valgus lors de la flexion durant la poussée et l'envol ( $\Theta_{18}$ ;  $r= -0,406$ ). Finalement dans le plan transverse, la vitesse fut aussi corrélée significativement avec l'amplitude de mouvement en rotations tibiales interne et externe lors de la flexion durant le chargement ( $\Theta_{25}$ ;  $r= 0,389$ ) et inversement corrélée avec le changement angulaire en rotations tibiales interne et externe lors de la flexion durant la poussée et l'envol ( $\Theta_{24}$ ;  $r= -0,451$ ).

Comme derniers résultats portant sur l'interrelation entre les paramètres fonctionnels et la cinématique, le moment de force maximal normalisé des ischio-jambiers était inversement corrélé, et de manière significative, à l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ;  $r = -0,484$ ). Toutefois, aucune relation significative n'était présente entre le moment de force maximal normalisé du quadriceps et la cinématique du genou à la marche. Un tableau présentant l'ensemble des corrélations observées est présenté à la page suivante.

Tableau 5. Matrice de corrélations des paramètres morpho-fonctionnels et des paramètres cinématiques

	Poids	IMC	CT	CC	Taille	Longueur des membres inférieurs	Vitesse	Moment de force normalisé du quadriceps	Moment de force normalisé des ischio-jambiers
<i>Sagittal</i>									
Θ1	0,454*	0,587*	0,605*	0,481*	-0,229	-0,236	-0,125	-0,329	-0,484*
Θ2	0,112	0,258	0,309	0,221	-0,179	-0,437*	0,211	-0,176	-0,259
Θ3	0,202	0,299	0,295	0,202	-0,399*	-0,270	0,102	-0,155	-0,224
Θ4	0,054	0,331	0,339	0,360	-0,204	-0,310	-0,438*	-0,010	0,005
Θ5	-0,480*	-0,470*	-0,427*	-0,372	0,080	-0,253	0,453*	0,222	0,327
Θ6	0,076	0,013	-0,047	-0,042	-0,196	0,208	-0,653*	0,039	0,061
Θ7	-0,118	0,070	0,082	0,181	0,138	-0,075	0,471*	0,122	0,195
Θ8	-0,122	0,067	0,078	0,176	0,140	-0,076	0,470*	0,131	0,214
<i>Frontal</i>									
Θ9	-0,291	0,000	0,080	-0,095	-0,079	-0,173	0,279	0,098	-0,023
Θ10	-0,294	0,048	0,121	-0,021	-0,169	-0,279	0,593*	0,160	-0,037
Θ11	0,114	0,466*	0,432*	0,485*	-0,422*	-0,326	0,313	0,139	-0,138
Θ12	-0,301	-0,031	0,055	-0,134	-0,101	-0,157	0,384*	0,144	-0,019
Θ13	0,280	0,016	-0,071	0,135	0,078	0,146	-0,209	-0,076	0,038
Θ14	-0,088	-0,331	-0,295	-0,433*	0,218	0,338	0,329	-0,033	0,073
Θ15	0,283	0,476*	0,397*	0,562*	-0,337	-0,235	0,299	0,043	-0,121
Θ16	-0,298	-0,047	-0,059	-0,046	0,013	-0,304	-0,230	0,170	0,286
Θ17	-0,018	0,190	0,151	0,297	-0,013	-0,223	0,126	0,100	0,026
Θ18	0,083	0,029	-0,020	-0,001	0,065	0,212	-0,406*	-0,136	0,023
Θ19	-0,033	0,016	-0,030	-0,043	0,062	0,046	-0,253	-0,051	0,246
<i>Transverse</i>									
Θ20	-0,179	0,062	-0,009	0,101	-0,152	-0,288	0,374	0,181	-0,025
Θ21	-0,086	0,062	-0,037	0,090	-0,200	-0,042	0,158	0,214	-0,069
Θ22	0,209	0,138	0,168	0,022	-0,142	0,126	-0,321	-0,119	-0,096
Θ23	-0,100	-0,320	-0,365	-0,233	0,380	0,433*	-0,151	0,167	0,245
Θ24	-0,023	0,090	0,043	0,100	-0,142	-0,047	-0,451*	-0,033	-0,013
Θ25	-0,233	-0,198	-0,236	-0,097	0,199	-0,091	0,389*	0,176	0,165
Θ26	-0,174	0,068	0,071	0,040	-0,118	-0,436*	0,282	0,069	0,143
Θ27	-0,055	0,184	0,100	0,195	-0,143	-0,146	-0,168	0,017	0,056
Θ28	-0,206	0,077	0,034	-0,037	-0,277	-0,490*	0,252	0,114	-0,018

\*Valeur significative  $p < 0,05$

## CHAPITRE VI

### DISCUSSION

Dans le cadre de cette étude, nous avons porté une attention particulière aux effets que peuvent avoir certaines caractéristiques morpho-fonctionnelles sur la cinématique 3D du genou à la marche chez des femmes asymptomatiques. Des caractéristiques telles que l'indice de masse corporelle (IMC) et la latéralité des membres inférieurs ont effectivement eu des effets principaux et d'interaction sur la cinématique du genou. D'autres caractéristiques telles que la circonférence de la taille, la circonférence de la cuisse ainsi que la force musculaire et la vitesse de marche furent significativement corrélées avec des paramètres de cinématique au sein de notre échantillon de femmes asymptomatiques.

Plus précisément, nous avons, tout d'abord, émis à titre d'hypothèse que le plan frontal serait le plan de mouvement qui serait le plus sensible à la différence de l'IMC présente entre les deux groupes à l'étude (groupe *contrôle* :  $IMC < 24,9 \text{ kg/m}^2$  et groupe *expérimental* :  $IMC \geq 25 \text{ kg/m}^2$ ). Contrairement à ce qui était attendu, les plans sagittal et frontal sont sensibles à la différence de l'IMC entre les groupes, mais peu de paramètres pour ces deux plans de mouvement étaient significativement différents. Le plan frontal fut significativement influencé sur un seul paramètre au même titre que le plan sagittal. Les paramètres sensibles au regroupement des participantes selon l'IMC furent l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation ( $\Theta_{11}$ ), issu du plan frontal, et l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ), extrait du plan sagittal. Nous avons observé que chez les individus faisant partie du groupe où l'IMC moyen se situait à plus de  $25 \text{ kg/m}^2$ , l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation illustre un niveau d'adduction (varus) plus important que chez l'autre groupe. À cet effet, cela

nous laisse croire que ce groupe d'individus adopte une stratégie de mouvement propre à lui au niveau du genou et de la hanche face à la préparation de la fin de la phase d'oscillation (préparation au contact initial) facilitant ainsi le passage adjacent du membre inférieur considérant la circonférence de la cuisse plus importante chez ces mêmes individus. De plus, comme la force musculaire est non corrélée avec les paramètres de cinématique, nous ne pouvons donc pas en convenir que ce phénomène est dû à une faiblesse musculaire mesurée en statique, mais n'exclut pas la possibilité qu'il peut exister une certaine déficience en termes de recrutement musculaire lors de la locomotion. Nous croyons aussi que cette stratégie de mouvement pourrait possiblement impliquer une rotation externe de la cuisse. Il a déjà été observé dans la littérature que le poids corporel semble affecter le plan frontal, par contre les effets observés divergent d'une étude à l'autre (Freedman Silvernail et al., 2013; Lai et al., 2008). Comme nous l'avons mentionné, notre groupe *expérimental* dont l'IMC est supérieur à la normal présente un angle significativement plus en varus (adduction) lors de la flexion maximale pendant l'oscillation. Ce résultat s'apparente aux résultats obtenus par Lai et al. (2008) qui ont dénoté un patron de mouvement davantage en adduction lors des phases d'appui et d'oscillation où, entre autres, les maximums atteints en varus (adduction) étaient sensibles au poids corporel. Comme mentionné plus tôt, l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ) issu du plan sagittal était le deuxième paramètre étant significativement influencé par le regroupement des participantes. Notre groupe *expérimental* ( $IMC \geq 25 \text{ kg/m}^2$ ) exhibait un angle de flexion au contact initial plus élevé que les participantes du groupe *contrôle* ( $IMC \leq 24,9 \text{ kg/m}^2$ ). Habituellement, cette modification du patron de mouvement appelé flexum est observé lors d'une diminution du mouvement de flexion en période de chargement et en présence de pathologie comme la gonarthrose (Farrokhi, Tashman, Gil, Klatt, & Fitzgerald,

2012). Dans la littérature consultée, où l'effet de l'IMC est analysé chez des participants asymptomatiques, ce paramètre de cinématique de la marche n'était pas influencé de manière significative (Sheehan & Gormley, 2013). Or, une différence significative sur l'angle de flexion à la hanche a été observée à cet instant pour un groupe ayant un IMC élevé (Sheehan & Gormley, 2013). Ce qui nous porte à croire que cette modification du patron de mouvement du genou chez notre groupe *experimental* pourrait être selon nous l'une des stratégies de mouvements adoptées par les participantes afin de contrer l'effet du poids corporel à cet instant précis du cycle de marche. À cet effet, il est aussi possible que l'utilisation du tapis roulant exacerbe l'effet observé ici, le tout, en considérant qu'une faible différence dans l'amplitude de mouvement du genou en sagittal serait présente à la marche sur tapis roulant et cela en comparaison à la marche au sol chez une population asymptomatique (Matsas et al., 2000; Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, & Kerrigan, 2007).

Par la suite, nous avons émis comme seconde hypothèse que la latéralité des membres inférieurs n'aurait pas d'influence sur la cinématique du genou à la marche. À l'inverse de ce qui était attendu, la latéralité affectait la cinématique du genou au niveau du plan sagittal, où l'influence de celle-ci se reflétait par un angle de flexion maximal lors de l'oscillation ( $\Theta_4$ ), un changement angulaire entre l'angle maximal lors de l'oscillation et l'angle de flexion minimal durant l'appui unipodal ( $\Theta_7$ ) ainsi qu'une amplitude de mouvement en sagittal durant le cycle de marche ( $\Theta_8$ ) significativement plus élevé chez les participantes évaluées sur le membre inférieur dominant comparativement à ceux évalués sur le membre inférieur non dominant. À cet effet, nous croyons simplement que la significativité des paramètres de cinématique  $\Theta_7$  et  $\Theta_8$  résulte de la significativité de l'angle de flexion maximal lors de l'oscillation ( $\Theta_4$ ) qui est utilisé pour calculer ces deux derniers (tableau 1). Pour

ce qui est de l'augmentation significative de l'angle de flexion maximal lors de l'oscillation chez les participantes évaluées sur le membre inférieur dominant, nous supposons qu'elle est due à un meilleur dégagement du membre inférieur permettant l'avancement. Nos résultats divergent de ce qui a été observé par Gundersen et al. (1989) qui avaient observé une différence dans le maximum en extension atteint durant le cycle de marche. Cette différence peut être, entre autres, explicable par la méthode d'échantillonnage; où Gundersen et al. (1989) ont fait la comparaison intra-participant de la latéralité des membres inférieurs tandis que notre comparaison a été réalisée inter-participant. De plus, la méthode utilisée pour acquérir les données de cinématique n'étant pas la même, cela peut aussi expliquer des différences dans les résultats.

En addition, en plus des effets principaux liés à la morphologie corporelle (IMC) et à la latéralité observés dans notre étude et interprétés précédemment, ces caractéristiques morfo-fonctionnelles se sont révélées comme ayant des effets d'interaction inattendus sur la cinématique du genou à la marche dans le plan frontal. Ces interactions agissant de manière croisée influençaient la phase d'appui à la marche. L'angle en varus/valgus au contact initial ( $\Theta_9$ ), l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale durant le chargement ( $\Theta_{10}$ ), la position moyenne en varus/valgus lors de l'extension durant l'appui ( $\Theta_{12}$ ) et le changement angulaire entre la position moyenne en varus/valgus durant l'appui et l'angle au contact initial ( $\Theta_{13}$ ) étaient les paramètres de cinématique pour lesquels des effets d'interaction ont été observés. Pour le groupe *contrôle*, les membres inférieurs non dominants démontraient l'adoption de positionnement davantage en valgus au cours du cycle de la marche; mais un changement angulaire de type varus avec la mise en charge, et ce changement assez important (plus de trois degrés). Puisque ces individus ne sont pas en situation de surcharge pondérale, ce phénomène ne semble pas

critique en soi. Les membres inférieurs dominants de ce même groupe d'individus illustraient des positionnements angulaires dans le plan frontal frôlant la neutralité et un changement angulaire, avec la mise en charge, légèrement en varus. Nous pouvons noter pour le groupe *experimental*, où il y a une surcharge pondérale, des positionnements angulaires en varus pour les membres inférieurs dominants et valgus pour les membres inférieurs non dominants. Il y a donc un certain phénomène de pincement angulaire dans le plan frontal associé avec la mise en charge et qui s'illustre dans des directions opposées avec la latéralité du membre inférieur. Pour ce groupe d'individus, la mise en charge du poids corporel lors de la marche induit un très léger mouvement de valgus chez le membre inférieur non dominant. Toutefois, le membre inférieur dominant subit un fléchissement en varus très important (de plus de deux degrés en moyenne). Ce fléchissement en varus est connu comme étant en lien avec la progression de la gonarthrose, puisqu'il augmente la charge appliquée au compartiment médial du genou (Chang et al., 2004). Ce membre inférieur pourrait donc être celui qui est susceptible à l'apparition d'arthrose avec le temps. Si tel est le cas, un travail neuromusculaire semble être une avenue à prendre, car il s'avère que chez des personnes gonarthrosiques ce type d'entraînement à des bénéfices sur le caractère symptomatique de la pathologie dont les incapacités fonctionnelles (Ageberg, Link, & Roos, 2010).

Finalement, nous avons émis comme dernière hypothèse que la cinématique 3D du genou serait en relation avec les paramètres morpho-fonctionnels tels que la circonférence de la taille, la circonférence de la cuisse et la force musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers. Effectivement, les paramètres associés au poids corporel étaient corrélés entre autres avec l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ). L'IMC fut corrélé avec l'ensemble des paramètres reliés au poids et que celle-ci influençait l'angle de flexion au contact initial ( $\Theta_1$ ) lors

de la comparaison de groupe. Les augmentations du poids corporel, de l'IMC, de la circonférence de la taille et de la cuisse furent alors associées avec la présence du phénomène du flexum au contact initial à la marche. De plus, il est à noter que nos résultats révèlent aussi que le poids, l'IMC et la CT étaient corrélés avec le changement angulaire entre l'angle de flexion maximal durant le chargement et l'angle au contact initial ( $\Theta_5$ ), cette corrélation pouvant être expliquée en partie par la corrélation déjà existante avec l'angle au contact initial, soit l'augmentation du flexum. À cet effet, en relation avec ceci, on observe alors que l'augmentation du poids corporel, de l'IMC et de la circonférence de la taille est reliée à une diminution de l'amplitude de flexion lors de la mise en charge à la marche. Or, cette amplitude de flexion est importante à titre d'absorption du poids corporel au cours de la mise en charge, puisqu'à ce moment, le genou est la principale source d'absorption des forces (Perry, 1992). Ce qui nous porte à croire qu'avec la surcharge pondérale, il semblerait alors y avoir un certain déficit dans l'apport de l'action des muscles extenseurs du genou au cours de cette phase du cycle de marche. Dans ce sens, nos résultats en termes de corrélation montrent aussi une relation significative et négative entre le poids et le moment de force normalisé du quadriceps. Certes, une analyse ayant recours à l'électromyographie est à envisager afin de mieux comprendre le rôle qu'apportent les muscles extenseurs du genou en présence d'un surplus de poids lors de la mise en charge à la marche. De plus, l'angle en varus/valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation ( $\Theta_{11}$ ) et le changement angulaire en varus/valgus lors de la flexion durant la poussée et l'envol ( $\Theta_{15}$ ) étaient influencés et associés à une augmentation de l'IMC, de la CT et de la CC. À cet effet, cela nous indique que la surcharge pondérale est reliée avec la présence d'une stratégie de poussée et d'oscillation à la marche où le positionnement du genou en varus est favorisé. Ce type de stratégie soulève l'hypothèse de la

présence d'une rotation externe au niveau fémoral et une abduction importante au niveau de la hanche chez ces personnes.

Par la suite, parmi les paramètres morphologiques ayant eu le moins de relation avec la cinématique, on retrouve la taille des participantes. Cette dernière, étant associée qu'à deux paramètres de cinématique. À cet effet, on remarque que les personnes de plus grande taille avaient tendance à atteindre un angle de flexion minimal plus petit durant l'appui (position davantage en extension) et un l'angle davantage en valgus lors de la flexion maximale pendant l'oscillation. Cette stratégie durant l'appui unipodal suscite, par contre, notre attention, puisque ce paramètre lorsqu'il se situe dans des valeurs extrêmes est associé à des anomalies à la marche (*flexum* et *recurvatum*). Heureusement, la valeur angulaire moyenne de notre échantillon pour ce paramètre se situait légèrement au-dessus de la neutralité. Toujours en lien avec la taille, la longueur des membres inférieurs en comparaison à la taille des participants a, quant à elle, été significativement associée à plus d'un paramètre de cinématique faisant entre autres état d'un changement ou d'une amplitude de mouvement.

Subséquentement, il est important de noter que la vitesse de marche fut corrélée à une variété de paramètres de cinématique du genou à la marche et cela dans les trois plans de mouvement. Ce qui n'est pas surprenant, puisqu'il est déjà bien connu au sein de la littérature que celle-ci influence plusieurs paramètres à la marche (Kirtley, Whittle, & Jefferson, 1985; Lelas, Merriman, Riley, & Kerrigan, 2003; Oberg, Karsznia, & Oberg, 1994). Comme nous n'avions pas noté de différence significative entre nos groupes *contrôle* et *expérimental*, la vitesse de marche n'a pas été utilisée comme paramètre de covariance. Il est toutefois important de soulever son influence si grande et si précise sur divers paramètres

quantifiés ici. Ce résultat indique que la vitesse de marche devrait être prise en considération pour le développement de données normatives sur la cinématique articulaire à la marche.

Pour terminer, au niveau des moments de force, seulement le moment de force normalisé des ischio-jambiers était en relation avec la cinématique du genou à la marche et cela qu'à un seul instant, lors du contact initial dans le plan sagittal. Dans ce sens, nous avons observé que l'augmentation du niveau de flexion lors du contact initial, soit du flexum, est inversement reliée au moment de force des ischio-jambiers. Le peu de relation significative retrouvé entre les paramètres de cinématique à la marche et les mesures de force pourrait être associé avec le manque de spécificité entre les deux contextes de mesure (marche vs isométrique). Nous suspectons aussi que le moment de force maximal des ischio-jambiers et des quadriceps n'est pas le critère le plus discriminant, étant donné que le corps humain valorise l'efficacité énergétique et qu'une activation musculaire complète de ces muscles est rarement utilisée lors de la marche (Perry, 1992).

### **Limites de l'étude**

Les répercussions que les résultats de cette étude exploratoire peuvent apporter dans l'élaboration de données normatives sont intéressantes et à considérer pour le développement de la recherche et du suivi clinique. Il demeure que quelques considérations sont à envisager pour bonifier cette démarche scientifique. À cet effet, le choix méthodologique d'étudier un échantillon de la population de genre féminin seulement avait pour but de limiter l'hétérogénéité des types de morphologie corporelle rencontrés que si l'échantillon avait été mixte et l'avantage d'étudier réellement l'effet du poids et de la latéralité en diminuant d'autres biais potentiel. De plus, il est à noter que les femmes sont le bassin de la population le plus à risque d'être atteint par la gonarthrose. Puisqu'il est connu que la distribution du poids corporel peut varier entre la morphologie corporelle masculine et féminine (obésité androïde et gynoïde), il serait donc pertinent d'élargir ce type d'étude sur un échantillon mixte et une très grande cohorte. Or, il serait intéressant par le fait même d'étendre nos recherches sur l'impact qu'ont d'autres divisions morphologiques telles que la composition morphologique de type mésomorphe, de type endomorphe ainsi que de type ectomorphe. Par la suite, un nombre insuffisant de participantes se catégorisant en surplus ou en excès de poids figure parmi les limites de cette étude. Un échantillon comptant plus d'individus dans ces catégories nous aurait permis de subdiviser notre groupe expérimental en sous-groupe avec un étalement nous permettant d'étudier l'effet de la morphologie de manière plus précise. Selon les catégorisations de l'OMS nous pourrions ainsi entrevoir, grâce à un bassin de population plus grand, à la formation de sous-groupes en surplus de poids ainsi qu'en obésité de type 1, de type 2 et/ou de type 3. De plus, une évaluation des deux membres inférieurs nous aurait permis d'étudier davantage l'effet de la latéralité en l'étudiant de manière intra et inter-

participantes. En addition, après mûre réflexion, l'évaluation de la force musculaire des membres inférieurs aurait dû être envisagée de manière à ce qu'elle soit faite en dynamique tout comme la locomotion. L'ajout de l'électromyographie aurait donc pu être une avenue à envisager afin de mieux documenter l'implication musculaire durant le cycle de marche. Finalement, l'ajout de la cinématique du tronc, de la hanche ainsi que du pied serait à considérer afin d'approfondir nos hypothèses en termes de stratégie de mouvement à la marche ayant une possible répercussion au genou.

## CHAPITRE VII

### CONCLUSION

Somme toute, cette étude a démontré la présence d'une modification du patron de cinématique du genou à la marche chez la femme asymptomatique en fonction de la morphologie corporelle (l'IMC) ainsi que de la latéralité des membres inférieurs. De plus, plusieurs relations entre les différents paramètres morpho-fonctionnels et la cinématique du genou ont aussi été explorées et se sont révélées comme étant significatives. Les variations observées dans cette étude au niveau du patron de mouvement du genou pouvaient parfois s'apparenter aux stratégies de mouvement observées chez une population symptomatique (gonarthrose). Ces variations, observables lorsque l'IMC était supérieur à la normal ainsi que lorsque l'IMC était en interaction avec la latéralité des membres inférieurs, présentaient alors la susceptibilité de développer certains problèmes articulaires. Il y a donc lieu de valoriser le développement, à la marche, de données normatives au profit d'un éventuel suivi de la population symptomatique. L'étude de la cinématique 3D du genou pourra ainsi servir à améliorer nos connaissances et nos choix thérapeutiques sur ce qui est à considérer comme étant la normalité ou non. C'est avec des données normatives prenant en considération les caractéristiques morpho-fonctionnelles étudiées ici que nous pourrons nous servir encore mieux de ce type d'évaluation de la cinématique qui est très pertinent. Des données normatives bonifieraient l'interprétation des résultats pour mieux guider les choix en termes de suivi clinique individualisé. Il y a donc pertinent d'utiliser ce type d'évaluation dans un suivi clinique en termes de prévention, sachant maintenant que chez des femmes asymptomatiques, la latéralité des membres inférieurs ainsi

que l'IMC ont une influence principale ou d'interaction sur la cinématique du genou pouvant éventuellement s'apparenter au phénomène observable chez des patients gonarthrosiques tels qu'un flexum ou un fléchissement en varus.

## RÉFÉRENCES

- Adamson, J., Ebrahim, S., Dieppe, P., & Hunt, K. (2006). Prevalence and risk factors for joint pain among men and women in the West of Scotland Twenty-07 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 65(4), 520-524.
- Ageberg, E., Link, A., & Roos, E. M. (2010). Feasibility of neuromuscular training in patients with severe hip or knee OA: the individualized goal-based NEMEX-TJR training program. *BMC Musculoskeletal Disord*, 11. doi: 10.1186/1471-2474-11-126
- Anandacoomarasamy, A., Leibman, S., Smith, G., Caterson, I., Giuffre, B., Fransen, M., Sambrook, P. N., March, L. (2012). Weight loss in obese people has structure-modifying effects on medial but not on lateral knee articular cartilage. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 71(1), 26-32. doi : 10.1136/ard.2010.144725
- Arden, N., & Nevitt, M. C. (2006). Osteoarthritis: epidemiology. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 20(1), 3-25.
- Baert, I. A. C., Jonkers, I., Staes, F., Luyten, F. P., Truijen, S., & Verschueren, S. M. P. (2013). Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 28(1), 40-47. doi : 10.1016/j.clinbiomech.2012.10.007

Björntorp, P. (1987). Classification of obese patients and complications related to the distribution of surplus fat. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 45(5 Suppl), 1120.

Blagojevic, M., Jinks, C., Jeffery, A., & Jordan, K. P. (2010). Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 18(1), 24-33. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2009.08.010>

Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., Genge, R., Sharma, L. (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 50(12), 3897-3903. doi : 10.1002/art.20657

Cleland, J., Netter, F. H., & Koppenhaver, S. (2012). *Examen clinique de l'appareil locomoteur : Tests, évaluation et niveaux de preuve* (2ème éd. éd.). Issy-les-Moulineaux, [France] : Elsevier Masson.

Coggon, D., Reading, I., Croft, P., McLaren, M., Barrett, D., & Cooper, C. (2001). Knee osteoarthritis and obesity. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 25(5), 622-627.

Cooper, C., Snow, S., McAlindon, T. E., Kellingray, S., Stuart, B., Coggon, D., & Dieppe, P. A. (2000). Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism*, 43(5), 995-1000.

Cubukcu, D., Sarsan, A., & Alkan, H. (2012). Relationships between pain, function and radiographic findings in osteoarthritis of the knee: A cross-sectional study. *Arthritis*, 1-5. doi : 10.1155/2012/984060

Department of health and human services (s.d.). Body Mass Index : Considerations for Practitioners: Center for disease control and prevention. Repéré à <http://www.cdc.gov/obesity/downloads/bmiforpractitioners.pdf>

Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2010). *Gray's anatomie pour les étudiants* (2e éd. éd.). Issy-les-Moulineaux [France] : Elsevier.

Evans, A. (2010). *Pocket podiatry. Paediatrics*. Edinburgh New York : Churchill Livingstone/Elsevier.

Farrokhi, S., Tashman, S., Gil, A. B., Klatt, B. A., & 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. *Clinical Biomechanics*, 27(4), 384-389. doi : <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.009>

- Fautrel, B., Hilliquin, P., Rozenberg, S., Allaert, F.-A., Coste, P., Leclerc, A., & Rossignol, M. (2005). Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. *Joint, Bone, Spine : Revue Du Rhumatisme*, 72(3), 235-240.
- Felson, D. T., Zhang, Y., Anthony, J. M., Naimark, A., & Anderson, J. J. (1992). Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Annals of Internal Medicine*, 116(7), 535-539.
- Felson, D. T., Zhang, Y., Hannan, M. T., Naimark, A., Weissman, B., Aliabadi, P., & Levy, D. (1997). Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study. *Arthritis and Rheumatism*, 40(4), 728-733.
- Frankenfield, D. C., Rowe, W. A., Cooney, R. N., Smith, J. S., & Becker, D. (2001). Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition. *Nutrition*, 17(1), 26-30. doi : 10.1016/S0899-9007 (00) 00471-8
- Freedman Silvernail, J., Milner, C. E., Thompson, D., Zhang, S., & Zhao, X. (2013). The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait & Posture*, 37(4), 575-579. doi : 10.1016/j.gaitpost.2012.09.016
- Gaudreault, N., Durand, M.-J., Moffet, H., Hébert, L., Hagemeister, N., Feldman, D., Bernier, M., Genest, K., Laprise, S., Maynard-Paquette, A.-C. (2014). Bilan

des connaissances sur les facteurs de risque de l'arthrose du genou et sur les outils d'évaluation et les interventions en matière de soins et services *Études et recherches*. Montréal (Québec): Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail,.

Grimshaw, P. (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice* (1re éd.). Bruxelles : De Boeck.

Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136-144.

Guccione, A. A., Felson, D. T., Anderson, J. J., Anthony, J. M., Yuqing, Z., Wilson, P. W. F., Kelly-Hayes, M., Wolf, P. A., Kreger, B. E., Kannel, W. B. (1994). The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *American Journal of Public Health*, 84(3), 351-358.

Gundersen, L. A., Valle, D. R., Barr, A. E., Danoff, J. V., Stanhope, S. J., & Snyder-Mackler, L. (1989). Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical Therapy*, 69(8), 640-650.

Gurney, B. (2002). Leg length discrepancy. *Gait & Posture*, 15(2), 195.

Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1926-1931.

Hall, R., Barber Foss, K., Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2015). Sport specialization's association with an increased risk of developing anterior knee pain in adolescent female athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(1), 31-35. doi : 10.1123/jsr.2013-0101

Harding, G. T., Hubley-Kozey, C. L., Dunbar, M. J., Stanish, W. D., & Astephen Wilson, J. L. (2012). Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis And Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 20(11), 1234-1242. doi : 10.1016/j.joca.2012.08.004

Herquelot, E., Bodin, J., Petit, A., Ha, C., Leclerc, A., Goldberg, M., Zins, M., Roquelaure, Y., Descatha, A. (2015). Incidence of chronic and other knee pain in relation to occupational risk factors in a large working population. *The Annals of Occupational Hygiene*, 59(6), 797-811. doi : 10.1093/annhyg/mev010

Hungerford, D. S., & Barry, M. (1979). Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(144), 9-15.

Imene, K. B. S., Zeineb, S., Rim, M., Rahma, S., Leila, M., & Hajer, R. K. (2014). [Epidemiology and clinical profile of knee osteoarthritis in the elderly]. *La Tunisie Médicale*, 92(5), 335-340.

Institut de Cardiologie de Montréal (s.d.). Prévention : Adopter de saines habitudes de vie. Repéré à <https://www.icm-mhi.org/fr/prevention/adopter-de-saines-habitudes-de-vie/facteurs-de-risque>

Jamaluddin, S., Sulaiman, A. R., Imran, M. K., Juhara, H., Ezane, M. A., & Nordin, S. (2011). Reliability and accuracy of the tape measurement method with a nearest reading of 5 mm in the assessment of leg length discrepancy. *Singapore Medical Journal*, 52(9), 681-684.

Janssen, I., Katzmarzyk, P. T., & Ross, R. (2004). Waist circumference and not body mass index explains obesity-related health risk. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 79(3), 379-384.

Jhun, H.-J., Sung, N.-J., & Kim, S. Y. (2013). Knee pain and its severity in elderly Koreans: prevalence, risk factors and impact on quality of life. *Journal of Korean Medical Science*, 28(12), 1807-1813. doi : 10.3346/jkms.2013.28.12.1807

- Jonathan, T., Aldo, S., Pieter, C. J., & Erik, C. (2013). Reliability of standard circumferences in domain-related constitutional applications. *American Journal of Human Biology*, 25(5), 637-642. doi : 10.1002/ajhb.22423
- Kapandji, I. A. (2005). *Anatomie fonctionnelle : physiologie de l'appareil locomoteur, schémas commentés de mécanique humaine* (6e éd. éd.). Paris : Maloine.
- Katzmarzyk, P. T., Church, T. S., & Blair, S. N. (2004). Cardiorespiratory fitness attenuates the effects of the metabolic syndrome on all-cause and cardiovascular disease mortality in men. *Archives of Internal Medicine*, 164(10), 1092-1097.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288.
- Kuk, J. L., Janiszewski, P. M., & Ross, R. (2007). Body mass index and hip and thigh circumferences are negatively associated with visceral adipose tissue after control for waist circumference. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 85(6), 1540-1544.
- Kusnezov, N., Watts, N., Belmont, P. J., Jr., Orr, J. D., & Waterman, B. (2015). Incidence and risk factors for chronic anterior knee pain. *The Journal of Knee Surgery*.

- Lachance, L., Sowers, M., Jamadar, D., Jannausch, M., Hochberg, M., & Crutchfield, M. (2001). The experience of pain and emergent osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis And Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 9(6), 527-532.
- Lai, P. P. K., Leung, A. K. L., Li, A. N. M., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics*, 23, S2-S6. doi : 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.004
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, 17(2), 106.
- Lerner, Z. F., Board, W. J., & Browning, R. C. (2014). Effects of obesity on lower extremity muscle function during walking at two speeds. *Gait & Posture*, 39(3), 978-984.
- Lustig, S., Magnussen, R., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4), 633-638.
- Margot, S., Mark, S. T., Sarah, C. G., & Ian, J. (2012). *Obésité abdominale et facteurs de risque de maladie cardiovasculaire à l'intérieur des catégories*

d'indice de masse corporelle. (82-003-X). Ottawa. Repéré à  
<http://www.statcan.gc.ca/pub/82-003-x/2012002/article/11653-fra.htm>

Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*, 11(1), 46-53.

Maupas, E., Paysant, J., Martinet, N., & André, J. (1999). Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(6), 403-411.

McDonough, C. M., & Jette, A. M. (2010). The contribution of osteoarthritis to functional limitations and disability. *Clinics in Geriatric Medicine*, 26(3), 387-399 313 p. doi : 10.1016/j.cger.2010.04.001

McWilliams, D. F., Leeb, B. F., Muthuri, S. G., Doherty, M., & Zhang, W. (2011). Occupational risk factors for osteoarthritis of the knee: a meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 19(7), 829-839. doi : 10.1016/j.joca.2011.02.016

Messier, S. P., Loeser, R. F., Miller, G. D., Morgan, T. M., Rejeski, W. J., Sevick, M. A., Ettinger, W. H. Jr., Pahor, M., Williamson, J. D. (2004). Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adults with knee

osteoarthritis: the Arthritis, Diet, and Activity Promotion Trial. *Arthritis & Rheumatism*, 50(5), 1501-1510.

Michaud, T. C. (2011). *Human locomotion : the conservative management of gait-related disorders*. Newton, Mass. : Newton Biomechanics.

Miller, L. E., Pierson, L. M., Nickols-Richardson, S. M., Wootten, D. F., Selmon, S. E., Ramp, W. K., & Herbert, W. G. (2006). Knee extensor and flexor torque development with concentric and eccentric isokinetic training. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(1), 58-63.

Murphy, K. A., Spence, S. T., McIntosh, C. N., & Connor-Gorber, S. K. (2006). *Descriptions des états de santé au Canada : maladies musculo-squelettiques*. (82-619-MIF2006003). Ottawa : Repéré à <http://publications.gc.ca/site/archivee-archived.html?url=http://publications.gc.ca/Collection/Statcan/82-619-MIF/82-619-MIF2006003.pdf>.

National Obesity Observatory. (2009). Body Mass Index as a measure of obesity: Public Health England. Repéré à [http://www.noo.org.uk/uploads/doc789\\_40\\_noo\\_BMI.pdf](http://www.noo.org.uk/uploads/doc789_40_noo_BMI.pdf)

Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait : reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(3), 199-213.

Organisation mondiale de la santé (OMS). (2015, Janvier). Obésité et surpoids. *Centre des médias : Aide-mémoire #311*. Repéré à <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/fr/>

Peat, G., McCarney, R., & Croft, P. (2001). Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Annals of The Rheumatic Diseases*, 60(2), 91-97.

Perry, J. (1992). *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, N.J. : Slack Inc.

Perttunen, J. R., Anttila, E., Södergård, J., Merikanto, J., & Komi, P. V. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(1), 49-56.

Poletto, P. R., Santos, H. H., Salvini, T. F., Coury, H. J. C. G., & Hansson, G. A. (2008). Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. / O pico de torque e a cinemática do joelho durante a marcha após treino isocinético excêntrico do

quadríceps em sujeitos saudáveis. *Brazilian Journal of Physical Therapy / Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(4), 331-337.

Reijman, M., Pols, H. A. P., Bergink, A. P., Hazes, J. M. W., Belo, J. N., Lieveense, A. M., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2007). Body mass index associated with onset and progression of osteoarthritis of the knee but not of the hip: the Rotterdam Study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 66(2), 158-162.

Rexrode, K. M., Buring, J. E., & Manson, J. E. (2001). Abdominal and total adiposity and risk of coronary heart disease in men. *International Journal of Obesity & Related Metabolic Disorders*, 25(7), 1047.

Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1), 17-24. doi :  
10.1016/j.gaitpost.2006.07.003

Robinson, J. L., & Smidt, G. L. (1981). Quantitative gait evaluation in the clinic. *Physical Therapy*, 61(3), 351.

Roush, J. R., & Curtis Bay, R. (2012). Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(4), 396-401.

- Rudolph, K. S., Schmitt, L. C., & Lewek, M. D. (2007). Age-related changes in strength, joint laxity, and walking patterns: Are they related to knee osteoarthritis? *Physical Therapy*, 87(11), 1422-1432.
- Santé Canada. (2003). *Lignes directrices canadiennes pour la classification du poids chez les adultes* (4646). Santé Canada. Repéré à [http://www.hc-sc.gc.ca/fn-an/nutrition/weights-poids/guide-ld-adult/bmi\\_chart-graph\\_imc\\_fra.php](http://www.hc-sc.gc.ca/fn-an/nutrition/weights-poids/guide-ld-adult/bmi_chart-graph_imc_fra.php)
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*, 3(3), 121-138. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/0968-0160\(96\)00210-4](http://dx.doi.org/10.1016/0968-0160(96)00210-4)
- Schellenbach, M., Lövdén, M., Verrel, J., Krüger, A., & Lindenberger, U. (2010). Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture*, 31(3), 295-299.
- Seidell, J. C., & Flegal, K. M. (1997). Assessing obesity: classification and epidemiology. *British Medical Bulletin*, 53(2), 238-252.
- Sheehan, K. J., & Gormley, J. (2013). The influence of excess body mass on adult gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(3), 337-343. doi : [10.1016/j.clinbiomech.2013.01.007](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.01.007)

Snijder, M. B., Dekker, J. M., Visser, M., Bouter, L. M., Stehouwer, C. D. A., Kostense, P. J., Yudkin, J. S., Heine, R. J., Nijpels, G., Seidell, J. C. (2003). Associations of hip and thigh circumferences independent of waist circumference with the incidence of type 2 diabetes: the Hoorn Study. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 77(5), 1192-1197.

Thomas, J. R. (2011). *Research methods in physical activity* (6th ed.. éd.). Champaign, Ill. : Human Kinetics.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill. : Human Kinetics.

Viel, É., & Asencio, G. (2000). *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Paris : Masson.

Westlake, C. G., Milner, C. E., Zhang, S., & Fitzhugh, E. C. (2013). Do thigh circumference and mass changes alter knee biomechanics during walking? *Gait & Posture*, 37(3), 359-362. doi : 10.1016/j.gaitpost.2012.07.031

Whittle, M. (2007). *Gait analysis : an introduction* (4 th ed. éd.). Edinburgh New York : Butterworth-Heinemann.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed. éd.). Hoboken, N.J.: Wiley.

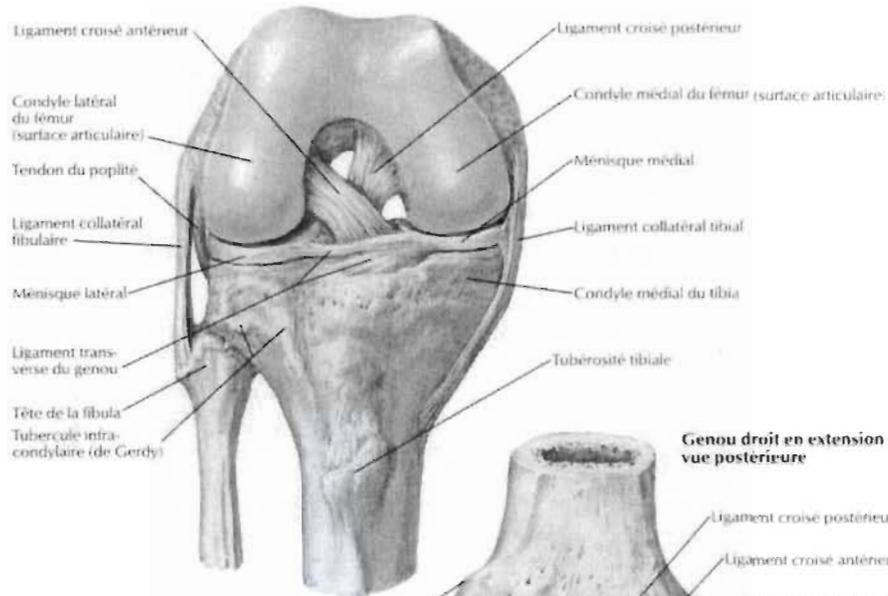
Zhang, W. (2010). Risk factors of knee osteoarthritis--excellent evidence but little has been done. *Osteoarthritis and Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 18(1), 1-2. doi : 10.1016/j.joca.2009.07.013

Zverev, Y. P. (2006). Spatial parameters of walking gait and footedness. *Annals of Human Biology*, 33(2), 161-176.

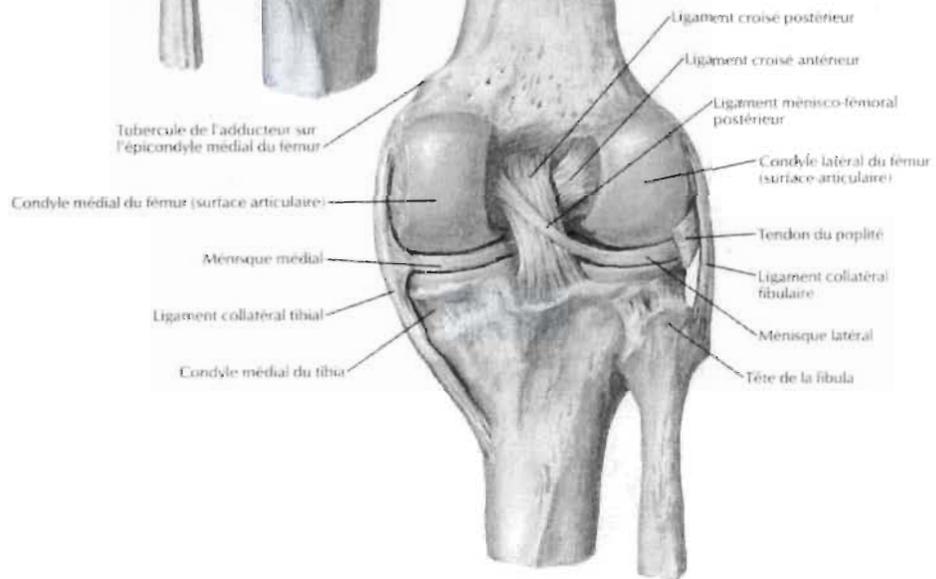
## **ANNEXE A**

### **Structures anatomiques du genou**

**Genou droit en flexion : vue antérieure**



**Genou droit en extension : vue postérieure**



(Cleland, Netter, & Koppenhaver, 2012)

## **ANNEXE B**

### **Affiches de recrutement**

## Saviez-vous...

Le poids corporel est un facteur indicateur de la possibilité de développer des douleurs chroniques aux genoux.



Dans l'optique d'aider ces personnes !

**NOUS VOUS INVITONS À PARTICIPER À CETTE ÉTUDE  
PORTANT SUR L'EFFET DU POIDS CORPOREL SUR LA SANTÉ  
DU GENOU À LA MARCHÉ.**

Pour ce faire, vous devez :

- Être une femme âgée de 18 à 40 ans
- Avoir un indice de masse corporelle (IMC)
  - de moins de 18,5 OU de plus de 25
- Ne pas avoir de diagnostic d'arthrose du genou
- Ne pas avoir de douleur quotidienne aux genoux OU aux pieds

**EST-CE QUE VOUS RÉPONDEZ À TOUS CES CRITÈRES ?**

Votre implication à l'étude comporte :

- Un questionnaire téléphonique (≈ 15 min.)
- Une évaluation à la marche des mouvements de vos genoux et de votre force musculaire (60 min.)

Une compensation financière de 15\$ vous sera offerte suite à votre participation à l'étude

**OÙ ?**

Clinique de Kinésiologie de l'Université du Québec à Trois-Rivières

**VOUS DÉSIREZ PARTICIPER ?**

**BESOINS D'INFORMATIONS SUPPLÉMENTAIRES ?**

**Communiquez avec nous !**

Isabelle Bourque, étudiante à la maîtrise

Par téléphone : (819) 376-5011 poste 3797

Par courriel : [isabelle.bourque@uqtr.ca](mailto:isabelle.bourque@uqtr.ca)





## PROJET DE RECHERCHE EN SANTÉ

### Implications

Un questionnaire téléphonique (= 15 min.)

Une évaluation à la marche des mouvements de vos genoux et de votre force musculaire (60 min.)

### Lieu

Clinique de Kinésiologie de l'Université du Québec à Trois-Rivières

Compensation financière : 15\$



VOUS ÊTES UNE  
FEMME ÂGÉE  
ENTRE 18 ET 40  
ANS

VOUS N'AVEZ PAS  
DE DOULEUR  
PARTICULIÈRE AU  
DOS ET AUX  
JAMBES

NOUS VOUS INVITONS  
À PARTICIPER À CETTE  
ÉTUDE ET À NOUS  
AIDER À DÉVELOPPER  
UNE MÉTHODE  
D'ÉVALUATION DU  
GENOU

POUR PLUS  
D'INFORMATION

Isabelle Bourque

[isabelle.bourque@uqtr.ca](mailto:isabelle.bourque@uqtr.ca)

(819) 376-5011 poste 3797

**ANNEXE C**

**Questionnaire téléphonique**

Influence de l'indice de masse corporelle et de la force musculaires des membres inférieurs sur des mesures de mouvement au genou chez une population asymptomatique.

Questionnaire approuvé par le comité d'éthique institutionnel. CER-13-188-06.04

QUESTIONNAIRE TÉLÉPHONIQUE ET VALIDÉ EN PERSONNE

- Date de passation du questionnaire (jj/mm/aaaa) : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Section 1 – Informations biométriques					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
	Oui	Non		Oui	Non
1. Quelle est votre âge et votre date de naissance ?	Âge : _____ (18-40ans) Date : _____			<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Êtes-vous de sexe féminin ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
*2.2 Êtes-vous enceinte?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Quel est votre grandeur et votre poids ?	Grandeur : _____ Poids : _____ IMC (kg/m <sup>2</sup> ) : _____ Classe (selon Santé Canada) : _____			N/A	
*4. Avez-vous un poids stable depuis au moins 6 mois (± 2kg ou 5lbs)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Section 2 - Condition générale					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
	Oui	Non		Oui	Non
<p><b>*5. Est-ce qu'un professionnel de la santé vous a déjà diagnostiqué ou savez-vous si vous avez l'une des conditions suivantes :</b></p> <p>a) Une déformation majeure au niveau du tronc, de la hanche, du genou, du pied ou une amputation (p. ex. scoliose, etc.) ?</p> <p>Note : Les pieds plats ne sont pas une déformation majeure aux mêmes titres qu'une lordose prononcée.</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>b) Une inégalité entre vos deux membres inférieurs diagnostiqués ?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>≤ 1 cm <input type="checkbox"/></p> <p>&gt; 1 cm <input type="checkbox"/></p> <p>* Exclure seulement si &gt; 1 cm</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>c) Un problème d'ordre pulmonaire ou cardiaque non contrôlé ou nécessitant un contrôle médical fréquent (p. ex. pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie, etc.) ?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>Fréquence du suivi : _____</p> <p>≤ 3 mois <input type="checkbox"/></p> <p>&gt; 3 mois <input type="checkbox"/></p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>d) Un problème neurologique (p. ex. parkinson, épilepsie, AVC, maladie de Charcot-Marie-Tooth, etc.) ?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>e) Une neuropathie diabétique ou périphérique ?</p> <p>Note : Si perte de sensation (Exclu)</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>f) Un déficit proprioceptif ?</p> <p>Note : S'il y a perte de sensation/engourdissement à la cheville, au pied... (Exclu)</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p>g) Des problèmes d'équilibre ou de vertiges au quotidien (p. ex. labyrinthite, syndrome de Ménière, etc.) ? Si oui, veuillez préciser dans quelle(s) circonstance(s) (en termes de fréquence et de moment d'occurrence) ?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

h) Des troubles visuels <b>non corrigés</b> qui viennent limiter vos activités de la vie quotidienne ou votre équilibre (p. ex. cataracte, dégénérescence maculaire, etc.)?  Note : S'il y a un impact à la marche (Exclu)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
i) De l'arthrite rhumatoïde et/ou de l'arthrose de type généralisé?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
j) Toute autre forme de maladie dégénérative <b>déjà diagnostiquée</b> (p. ex. autre forme d'arthrite, arthrose, etc.)?	Articulation(s) touchée(s) : - Hanche - Genou - Pied - Main - Autre ↳ Précisez : _____		H: <input type="checkbox"/> G: <input type="checkbox"/> M: <input type="checkbox"/> P: <input type="checkbox"/> A: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Section 3 – Condition reliée à l'état musculosquelettique					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
*6. Avez-vous déjà eu une blessure ou un traumatisme au niveau du tronc ou des membres inférieurs de type ...  a) osseux (p. ex. fracture)? b) ligamentaire (p. ex. entorse)? c) méniscal?  Note : Exclu si : - Entorse cheville - de 6 mois - Blessure méniscale antérieure - Déchirure LCA antérieure - Fracture - 7 mois ou présence de limitations, douleur actuellement - Peu importe le cas - présence de douleur et limitations actuelles pouvant affecter la marche	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	Type : a)    b)    c) Région : _____ Date : _____ Contrainte(s), limitation(s) ou douleur(s) actuelle : _____ _____ _____	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	



Section 4 – Bilan relié aux symptômes arthrosiques et manifestations clinique					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
	Oui	Non		Oui	Non
<p><b>8.1 Dans votre quotidien, vous arrive-t-il de ressentir de la douleur corporelle...</b></p> <p>a) À la hanche(s)?</p> <p>b) Au(x) genou(x)?</p> <p>c) Au(x) pied(s)?</p> <p>d) Autre(s)?</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p><b>*8.2.1 Pouvez-vous préciser le nombre de jours où vous avez ressenti de la douleur au cours du dernier mois ?</b></p> <p>a) À l'occasion ou quelques jours seulement.</p> <p>b) Environ la moitié des jours du mois.</p> <p>c) La majorité (c.-à-d. plus de la moitié) des jours du mois.</p> <p>d) À tous les jours du dernier mois ou presque.</p> <p><b>8.2.2 Est-ce que cette douleur se manifeste à la marche ?</b></p>	N/A		<p><b>Hanche</b> Nbre de jours: a) <input type="checkbox"/> b) <input type="checkbox"/> c) <input type="checkbox"/> d) <input type="checkbox"/> À la marche : <input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/></p> <p><b>Genou</b> Nbre de jours: a) <input type="checkbox"/> b) <input type="checkbox"/> c) <input type="checkbox"/> d) <input type="checkbox"/> À la marche : <input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/></p> <p><b>Pied</b> Nbre de jours: a) <input type="checkbox"/> b) <input type="checkbox"/> c) <input type="checkbox"/> d) <input type="checkbox"/> À la marche : <input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/></p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<p><b>*9. Faites-vous l'usage d'anti-douleur sur une base régulière? Si oui*, précisez le type (p. ex. : anti-inflammatoire), la raison ainsi que la fréquence.</b></p> <p>Note : Prise à court terme (inclus) Prise à long terme (exclu) Par exemple : des AINS pris pour une douleur à l'épaule à quand même un effet systémique.</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<p>Type : _____</p> <p>Raison : _____</p> <p>_____</p> <p>Fréquence : _____</p> <p>_____</p> <p>Type : _____</p> <p>Raison : _____</p> <p>_____</p> <p>Fréquence : _____</p>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Section 5 – Habitudes et comportement					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
	Oui	Non		Oui	Non
10. Est-ce que vous boitez lors de la marche?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. Portez-vous des orthèses plantaires dans les contextes suivants (vous pouvez cocher plus d'un choix) :	a) <input type="checkbox"/>				
a) Jamais?					
b) À la pratique d'activités physiques ou lors de déplacements prolongés?	<input type="checkbox"/>			<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Lors de vos déplacements à l'extérieur de la maison?	<input type="checkbox"/>				
d) À la maison?	<input type="checkbox"/>				
*12. Portez-vous des orthèses au genou dans les contextes suivants (vous pouvez cocher plus d'un choix) :	a) <input type="checkbox"/>				
a) Jamais?					
b) À la pratique d'activités physiques ou lors de déplacements prolongés?	<input type="checkbox"/>			<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c) Lors de vos déplacements à l'extérieur de la maison?	<input type="checkbox"/>				
d) À la maison?	<input type="checkbox"/>				
Section 6 – Informations complémentaires					
Questions	Réponses		Précisions	Admission	
	Oui	Non		Oui	Non
*13. Avez-vous une contre-indication médicale pouvant altérer l'évaluation à la marche sur tapis roulant ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. Marchez-vous sur une base régulière sur un tapis roulant?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		N/A	
*15. Avez-vous des plaies aux niveaux de vos jambes ou de vos cuisses ou êtes-vous susceptibles aux ecchymoses ? Note: Si tendance à avoir des hémorragies internes... exclu !	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Note : Il faut exclure le candidat si vous cochez une des cases ombragées. De plus, dans ce cas, il est important de noter dans le fichier Excel la question à laquelle le candidat a été exclu.

**VALIDATION EN PERSONNE DU QUESTIONNAIRE TÉLÉPHONIQUE**

---

Par la présente, je \_\_\_\_\_, déclare que les informations fournies dans ce questionnaire sont véridiques en date du \_\_\_\_\_. Je suis consciente que les responsables du projet se laissent le droit d'exclure quiconque ne respectant pas les critères d'inclusion à l'étude.

Signature du participant : \_\_\_\_\_

Signature du coordonnateur du projet : \_\_\_\_\_

Date : \_\_\_\_\_

FICHE D'IDENTIFICATION ET DE CLASSIFICATION DE LA PARTICIPANTE  
(À CONSERVER SOUS CLÉ)

**Identification du participant**

Nom : \_\_\_\_\_ Prénom : \_\_\_\_\_

Âge : \_\_\_\_\_

Numéros de téléphone

Maison : ( \_\_\_\_\_ ) \_\_\_\_\_

Cellulaire : ( \_\_\_\_\_ ) \_\_\_\_\_

Autre : ( \_\_\_\_\_ ) \_\_\_\_\_

Statut (à encercler) :    Éligible    Exclusion    Abandon

Groupe d'appartenance :     IMC ≤ 18,5 kg/m<sup>2</sup>     IMC ≥ 18,6 et ≤ 24,9 kg/m<sup>2</sup>     IMC ≥ 25 kg/m<sup>2</sup>

Membre inférieur évalué en 1ier :    D                      G

Code du participant : IMCKKG \_\_\_\_\_

Code KneeKg : \_\_\_\_\_

Commentaires : \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**PRISE DE RENDEZ-VOUS ET ASPECTS IMPORTANTS**

---

**Rendez-vous :**

Évaluation

- Date : \_\_\_\_\_
- Heure : \_\_\_\_\_

**Aspects à mentionner au participant :**

**Directives pour la séance d'évaluation**

Nous vous invitons à vous présenter à la clinique de kinésiologie de l'Université du Québec à Trois-Rivières le \_\_\_\_ (DATE) à partir de \_\_\_\_ (HEURE) pour la séance d'évaluation. La clinique se situe au 1<sup>er</sup> étage du CAPS (centre de l'activité physique et sportive) à côté du *Plante sport*. Nous pourrions à cet instant vous remettre une vignette de stationnement.

Il est bien important de prévoir une paire de culotte courte, un t-shirt et une seconde paire de bas. De plus, l'évaluation se fera pieds nus, nous vous recommandons alors d'éviter le port d'orthèse durant la journée de l'évaluation. Pour finir, nous vous demandons de ne pas consommer d'alcool ou de drogue autre que la médication régulière dans les 24 heures avant l'évaluation.

**ANNEXE D**

**Protocole d'évaluation**

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

**Protocole expérimental (dernière version 2013)  
- Projet IMCKKG -**

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

Séance d'évaluation biomécanique

Évaluation anthropométrique Évaluateurs : \_\_\_\_\_

Évaluation de la force \_\_\_\_\_

Évaluation de la marche \_\_\_\_\_

Membre inférieur analysé : Droit  Gauche

Membre inférieur dominant : Droit  Gauche

Vitesse de la marche lors de la période d'adaptation au tapis roulant :

Autodéterminée : \_\_\_\_\_

Ascendante : \_\_\_\_\_

Descendante : \_\_\_\_\_

Vitesses déterminées pour l'évaluation biomécanique :

Vitesse confortable : \_\_\_\_\_ km/h (\*1000/3600) \_\_\_\_\_ m/s

**Données supplémentaires**

1. Taille : \_\_\_\_\_ pouces \* (0.0254) \_\_\_\_\_ mètres
2. Poids (balance) : \_\_\_\_\_ lbs / (2.2) \_\_\_\_\_ kg
3. Circonférence de taille : \_\_\_\_\_ cm
4. Circonférence de la cuisse : G \_\_\_\_\_ cm, D \_\_\_\_\_ cm
5. Longueur du membre inférieur : G \_\_\_\_\_ cm, D \_\_\_\_\_ cm
6. Grandeur de l'arche de l'exosquelette : Très petite  Petite  Moyenne  Grande
7. Mesure de la force maximale (valeur retenue) : Q \_\_\_\_\_, I \_\_\_\_\_
8. Médicaments :

<i>Nom</i>	<i>Type</i>	<i>Fréquence</i>	<i>Dose</i>
a) _____	_____	_____	_____
b) _____	_____	_____	_____
c) _____	_____	_____	_____



Groupe de recherche sur les affections  
neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

1

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_  
 Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

Étapes à suivre avant l'évaluation biomécanique et l'arrivée du participant (préparatifs)

Étapes	Notes	Remarques	√
Allumer le tapis roulant		S'assurer que le tapis soit en km/h	
Allumer la station Emovi	Laisser chauffer quelques minutes (2mins) S'assurer du positionnement de la caméra et du corps rigide Emovi sur trépied (repère global) par rapport au membre inférieur évalué en premier.	Vérification du branchement de la caméra	
Ouvrir <i>Clinical Info</i>	S'assurer que le logiciel Tracker soit éteint	- Entrer les informations du participant obtenues au préalable - Sélectionner l'évaluateur	
Brancher la cellule de force	S'assurer que la cellule soit bien reliée au bloc d'acquisition		
S'assurer que la salle d'évaluation #2 est en place	Laisser un espace de travail tout le tour de la table d'évaluation		
Préparation du matériel d'évaluation	Ruban à mesurer		
	Bas du participant		
	Plaque tibiale et harnais (grandeur) à vérifier		
	Ceinture sacro-iliaque		
	Localisateur passif (pointeur)		
	Plaque Emovi		
	Corps rigide Emovi sur trépied (repère global)		
	Crayon à mine grasse		
	Calculatrice		
	Chronomètre		



Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/ A) : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Code KneekG : #012 \_\_\_\_\_

Étapes à suivre pour l'évaluation biomécanique

Étapes	Notes	Remarques	√
Signature du formulaire de consentement et approbation du questionnaire téléphonique Recensement des médicaments (tableau)			
<b>PRISE DES DONNEES ANTHROPOMETRIQUES</b>			
Mesurer le participant (stadiomètre)	Adosser le participant à la règle où la mesure est prise - Posture avec les pieds collés sans chaussures - Tête droite - Les bras le long du corps - Appuyer l'équerre sur la tête du participant pour assurer un contact parfait - Prendre une grande inspiration - Prendre la mesure lors de l'inspiration	Noter la grandeur en mètre.  Taille : _____ m	
Peser le participant	<b>Sur pèse-personne :</b> - Pas de chaussures - Légèrement vêtu	Noter le poids en lbs.  poids : _____ lbs.	
Circonférence de taille	<b>Avec ruban à mesurer :</b> <i>prendre 2 mesures et faire la moyenne</i>  - Localiser le bord supérieur des crêtes iliaques - Marquer sur la peau des repères sur la ligne médiale du corps(en sagittal) - Placer le ruban autour de la taille et prendre la mesure à la fin d'une expiration normale.	1. Circonférence : _____ cm 2. Circonférence : _____ cm  La moyenne : _____ cm + _____ cm/2  Circonférence retenue : _____ cm	
Circonférence de cuisse  Droit <input type="checkbox"/>  Gauche <input type="checkbox"/>	<b>Avec ruban à mesurer :</b> <i>prendre 2 mesures et faire la moyenne</i>  - Déterminer l'emplacement du grand trochanter et du condyle latéral - Marquer chacun de ces repères anatomiques - Mesurer la distance médiane et marquer le repère - Prendre la circonférence à cet endroit	- S'assurer que le ruban est perpendiculaire à la cuisse lors de la prise de la mesure -Prendre la mesure sur chaque jambe  Circonférence : 1. _____ cm 2. _____ cm  La moyenne : _____ cm + _____ cm/2  Circonférence retenue : _____ cm	



Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN)



Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_  
 Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

CALIBRAGE DU MEMBRE INFERIEUR ET ACQUISITION DE DONNEES (ÉVALUATION DU GENOU À LA MARCHE)			Droit <input type="checkbox"/>
			Gauche <input type="checkbox"/>
Démarrer <i>Knee 3D Assessment</i>	- Sélection de la jambe évaluée - Initialisation du tapis roulant	Suivre les directives du logiciel	
Dans <i>Knee 3D Assessment</i>	- Sélection de l'onglet <i>calibration</i>	Suivre les directives du logiciel	
Dans <i>Knee 3D Assessment</i>	- Sélection de l'onglet <i>Acquisition</i>		
Période d'adaptation à l'exosquelette (3 minutes) sur le tapis roulant avec l'exosquelette	- Marcher à la vitesse déterminée précédemment - Vérifier la stabilité du harnais (vérification des vibrations)	S'assurer que la plaque Emovi ne soit plus sur le tapis roulant  <b>En cas de chute du harnais, recommencer à la première étape du calibrage</b>	
Période d'acquisition (45 secondes) sur le tapis roulant avec l'exosquelette	- Marcher à la vitesse déterminée précédemment	<b>En cas de chute du harnais, recommencer à la première étape du calibrage</b>	
Période d'acquisition #2 (45 secondes) sur le tapis roulant avec l'exosquelette			
Sauvegarde des données d'acquisition	- Démarrer <i>Knee 3D Analysis</i> - Ajuster la ligne au contact talon		

**TEMPS DE REPOS POUR LA PARTICIPANTE  
(2MINUTES)**



Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

DETERMINATION DU MEMBRE INFERIEUR DOMINANT		
<b>Test A</b> <i>Botté du ballon</i>	Positionner la participante de manière à ce que les hanches, les genoux et les pieds alignés dans le plan frontal (utilisé la plaque Émovi). Les deux bras doivent être situés de chaque côté du corps. Le regard doit fixer l'horizon.  Positionner le ballon face au participant et à équidistance de chaque pied.	Membre inférieur dominant <b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>
<b>Test B</b> <i>Prise d'une bille</i>	Positionner la participante de manière à ce que les hanches, les genoux et les pieds alignés dans le plan frontal (utilisé la plaque Émovi). Les deux bras doivent être situés de chaque côté du corps. Le regard doit fixer l'horizon.  Positionner la bille à équidistance de chaque pied.	Membre inférieur dominant <b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>
<b>Test C</b> <i>Éteindre un feu fictif</i>	Positionner la participante de manière à ce que les hanches, les genoux et les pieds alignés dans le plan frontal (utilisé la plaque Émovi). Les deux bras doivent être situés de chaque côté du corps. Le regard doit fixer l'horizon.  1- Essayer d'éteindre un feu fictif à l'aide d'un pied	Membre inférieur dominant <b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>
<b>Membre inférieur sélectionné</b>	(Nombre de tâches utilisant la jambe droite - Nombre de tâches utilisant la jambe gauche) / Nombre de tâches	D-G/T = quotient de latéralité ____ - ____ / ____ = ____ + = D - = G <b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>



Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

ÉVALUATION DE LA FORCE DU QUADRICEPS			
<b>Positionnement de la participante</b>	- Positionner la participante dans la position standardisée établie (dos à l'attache murale)		
	- Ajuster la sangle autour des cuisses de la participante		
	- Attacher une extrémité de la courroie du dynamomètre à son ancrage au mur.		
MEMBRE INFÉRIEUR I			
<b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>	- Attacher l'autre extrémité de la courroie perpendiculairement au membre testé <i>- Sur la face antérieure de la portion distale du tibia</i> <i>- Juste au-dessus des malléoles</i>	- Vérifier que l'angle autour du genou testé est bien de 90°	
	- Mesurer le bras de levier (distance entre l'attache du dynamomètre à la cheville et le condyle fémoral externe)	Bras de levier : _____ cm	
	- Effectuer trois essais maximaux d'une durée de 5 secondes chacun - Donner le temps de repos approprié (15secondes entre chaque essai)	- Encourager la participante à donner son maximum  <b>Cocher l'essai retenu (force maximale atteinte)</b> Essai 1 : _____ lbs <input type="checkbox"/> Essai 2 : _____ lbs <input type="checkbox"/> Essai 3 : _____ lbs <input type="checkbox"/>	



Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

7

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

ÉVALUATION DE LA FORCE DES ISCHIO-JAMBIERS			
<b>Positionnement de la participante</b>	- Positionner la participante dans la position standardisée établie (face à l'attache murale)		
	- Ajuster la sangle autour des cuisses de la participante		
	- Attacher une extrémité de la courroie du dynamomètre à son ancrage au mur.		
MEMBRE INFÉRIEUR I			
<b>Droit</b> <input type="checkbox"/> <b>Gauche</b> <input type="checkbox"/>	- Attacher l'autre extrémité perpendiculairement au membre testé - <i>Sur la face postérieure de la portion distale de la jambe</i> - <i>Juste au-dessus des malléoles</i>	- Vérifier que l'angle autour du genou testé est bien de 90°	
	- Mesurer le bras de levier (distance entre l'attache du dynamomètre à la cheville et le condyle fémoral externe)	Bras de levier : _____ cm	
	- Effectuer trois essais maximaux d'une durée de 5 secondes chacun - Donner le temps de repos approprié (15secondes entre chaque essai)	- Encourager la participante à donner son maximum  <b>Cocher l'essai retenu (force maximale atteinte)</b> Essai 1 : _____ lbs <input type="checkbox"/> Essai 2 : _____ lbs <input type="checkbox"/> Essai 3 : _____ lbs <input type="checkbox"/>	



Groupe de recherche sur les affections neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

8

Code du participant :# IMCKKG \_\_\_\_\_ Date : (J/ M/A) : \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_  
Code KneeKG : #012 \_\_\_\_\_

*Fin de l'évaluation...*

**Notes et/ou commentaires sur le déroulement de l'évaluation :**



Groupe de recherche sur les affections  
neuro-musculo-squelettiques (GRAN)

9

**ANNEXE E**

**Certificat d'éthique**

 **Université du Québec à Trois-Rivières**  
**CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE**

**RAPPORT DU COMITÉ D'ÉTHIQUE :**

Le comité d'éthique de la recherche, mandaté à cette fin par l'Université, certifie avoir étudié le protocole de recherche :

**Titre du projet :** Influence de la masse corporelle et de la force musculaire des membres inférieurs sur des mesures de mouvement au genou chez une population asymptomatique

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

**Organismes :** Subvention interne et spéciale du GRAN

et a convenu que la proposition de cette recherche avec des êtres humains est conforme aux normes éthiques.

**PÉRIODE DE VALIDITÉ DU PRÉSENT CERTIFICAT :**

Date de début : 18 février 2013

Date de fin : 18 février 2014

**COMPOSITION DU COMITÉ :**

Le comité d'éthique de la recherche de l'Université du Québec à Trois-Rivières est composé des catégories de personnes suivantes, nommées par le conseil d'administration :

- six professeurs actifs ou ayant été actifs en recherche, dont le président et le vice-président;
- une personne membre ou non de la communauté universitaire, possédant une expertise dans le domaine de l'éthique
- un(e) étudiant(e) de deuxième ou de troisième cycle;
- un technicien de laboratoire;
- une personne ayant une formation en droit et appelée à siéger lorsque les dossiers le requièrent;
- une personne extérieure à l'Université;
- un secrétaire provenant du Décanat des études de cycles supérieurs et de la recherche ou un substitut suggéré par le doyen des études de cycles supérieurs et de la recherche.

**SIGNATURES :**

L'Université du Québec à Trois-Rivières confirme, par la présente, que le comité d'éthique de la recherche a déclaré la recherche ci-dessus mentionnée entièrement conforme aux normes éthiques.



Hélène-Marie Thérien  
Présidente du comité



Fanny Longpré  
Secrétaire du comité

**Date d'émission :** 18 février 2013

**N° du certificat :** CER-13-188-06.04  
DECSR



### 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 :** Influence de la masse corporelle et de la force musculaire des membres inférieurs sur des mesures de mouvement au genou chez une population asymptomatique

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

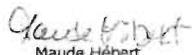
**Organismes :** Subvention interne et spéciale du GRAN

**N° DU CERTIFICAT :** CER-13-188-06.04

**PÉRIODE DE VALIDITÉ :** Du 18 février 2016 au 18 février 2017

**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

*Décanat de la recherche et de la création*

**Date d'émission :** 27 janvier 2016