

É

Réadaptation au travail

Études et recherches

■ RAPPORT R-702



Analyse cinématique du genou lors de la marche de travailleurs exposés à une surcharge

Une étude pilote

*Nathaly Gaudreault
Jacques A. de Guise
Nicola Hagemeister
Stéphane Poitras*





Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2011
ISBN : 978-2-89631-562-8 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
juillet 2011



Réadaptation au travail

Études et recherches

■ RAPPORT R-702

Analyse cinématique du genou lors de la marche de travailleurs exposés à une surcharge

Une étude pilote

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Nathaly Gaudreault,
Université de Sherbrooke*

*Jacques A. de Guise et Nicola Hagemeister,
École de technologie supérieure*

*Stéphane Poitras,
Université d'Ottawa*



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée dans le cadre d'une entente de partenariat entre l'IRSST et le REPAR, un réseau du FRSQ.
Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

Remerciements

Ce projet a été financé par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) en partenariat avec l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité au travail (IRSST). Nous tenons à remercier M. Enrique Villalobos pour son implication dans la collecte et le traitement des données et M. Gérald Parent, du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie du centre de recherche du Centre hospitalier universitaire de Montréal (LIO CR-CHUM) pour le soutien technique.

Sommaire

Introduction : L'ostéoarthrose du genou, communément appelé gonarthrose, est la plus susceptible de causer des incapacités fonctionnelles ou occupationnelles chroniques lorsque comparée à d'autres articulations. Une forte prévalence de gonarthrose est rapportée chez les travailleurs qui occupent un emploi soumettant les genoux à une surcharge mécanique. Dans cette étude pilote, la marche de travailleurs exposés à un travail soumettant les genoux à une surcharge a été comparée à celle de travailleurs non exposés à une telle surcharge. L'objectif du projet est d'étudier si l'exposition à une surcharge peut entraîner des changements dans la cinématique du genou qui pourraient contribuer au développement de la gonarthrose. **Méthode :** Vingt-quatre travailleurs qui occupent un emploi avec surcharge aux genoux (5 femmes et 19 hommes) ont participé à l'étude ($48 \pm 5,8$ ans ; $75,1 \pm 12,5$ kg ; $170,7 \pm 9$ cm et IMC 25 ± 3). Le groupe contrôle était composé de 10 travailleurs occupant un emploi sans surcharge ($43,8 \pm 10,7$ ans ; $66,4 \pm 11,6$ kg ; $167,7 \pm 7,8$ cm et IMC $23 \pm 2,6$). La raideur des muscles iliopsoas, droit fémoral et ischios-jambiers a été mesurée à l'aide de méthodes validées et le niveau d'activité physique dans les domaines du sport, du loisir et du travail a été estimé avec le questionnaire de Baecke. Les coordonnées de position et d'orientation des segments fémoral et tibial ont été enregistrées à l'aide d'un système électromagnétique de mesure du mouvement *Fastrak* (Polhemus, Vermont, USA) et d'un système d'attache de capteurs de marque KneeKG (EMOVI, Montréal, Canada) pendant que les participants marchaient à une vitesse confortable sur un tapis roulant muni de plateforme de force (ADAL, Medical development, France). À partir de ces données, les paramètres cinématiques suivants ont été calculés : les angles de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe à des instants cliniquement significatifs du cycle de marche. **Résultats :** Les résultats montrent que les travailleurs qui sont exposés à une surcharge aux genoux lors de leur travail ont un niveau d'activité physique dans le domaine du travail qui est plus élevé que les travailleurs non exposés à une surcharge. À la marche, les travailleurs exposés à une surcharge montrent un angle de flexion au genou lors du contact initial ($16,5 \pm 8,7^\circ$ vs $9,5 \pm 5,7^\circ$), lors du chargement ($19,3 \pm 8,7^\circ$ vs $13,5 \pm 5,8^\circ$) plus élevé que les travailleurs non exposés à une surcharge (test-*t*, $p < 0,05$). **Discussion et conclusion :** Les travailleurs exposés à une surcharge mécanique au genou présentent une différence significative pour les paramètres cinématiques du plan sagittal. Cette étude a permis de recueillir des données préliminaires pour une étude longitudinale de cohorte qui portera sur le rôle des facteurs biomécaniques dans l'évolution de la gonarthrose et de l'incapacité au travail.

Table des matières

<i>Remerciements</i>	i
<i>Sommaire</i>	iii
<i>Problématique et états des connaissances</i>	1
<i>Objectif du projet et hypothèse</i>	3
<i>Méthodes</i>	3
<i>Devis</i>	3
<i>Population à l'étude</i>	3
<i>Critères d'inclusion et d'exclusion</i>	3
<i>Considération éthique</i>	4
<i>Évaluation clinique</i>	4
<i>Évaluation cinématique de la marche</i>	4
<i>Analyses statistiques</i>	6
<i>Résultats</i>	7
<i>Évaluation clinique</i>	8
<i>Évaluation cinématique de la marche</i>	9
<i>Discussion</i>	13
<i>Retombées éventuelles</i>	17
<i>Conclusion</i>	17
<i>Références</i>	19

Problématique et états des connaissances

Dans le but de mieux comprendre les facteurs de risques associés à l'arthrose du genou, communément appelée gonarthrose, plusieurs chercheurs ont étudié l'interrelation entre les facteurs intrinsèques et les facteurs biomécaniques impliqués dans le développement et la progression de cette pathologie [1-3]. Felson *et al.* (2004) proposent un modèle dans lequel les facteurs intrinsèques tels que l'âge, le genre, le groupe ethnique et le patrimoine génétique créent une prédisposition à la gonarthrose. Quant aux facteurs biomécaniques, qu'ils soient liés à l'environnement local de l'articulation comme la laxité ligamentaire, la faiblesse musculaire ou l'alignement articulaire, ou associés au chargement comme dans les cas d'obésité ou d'activité physiques intenses, leurs influences seraient plus en regard de la localisation et de la sévérité de la pathologie. Andriacchi *et al.* (2004) ont présenté un modèle plus complexe intégrant la mécanobiologie et ces auteurs vont jusqu'à proposer un lien entre les facteurs biomécaniques et les changements cellulaires présents dans le cartilage de l'articulation arthrosique. À la lumière de ces travaux, il est permis de constater que les facteurs biomécaniques occupent une place prépondérante dans le développement et la progression de la gonarthrose.

Selon Felson *et al.* (1991), les perturbations articulaires mécaniques présentes lors de certaines activités ou positions reliées à l'emploi seraient responsables de la dégénérescence du cartilage et du développement de la gonarthrose. De fait, des études ont démontré la relation entre la prévalence de la gonarthrose et les emplois qui soumettent le genou à une position en appui sur les genoux ou de flexion extrême du genou, qui nécessitent la manutention de charges lourdes ou encore qui exposent le travailleur à la marche prolongée [4-6]. Les évidences scientifiques montrent que ces positions ou ces activités peuvent surcharger le cartilage [7] ou encore compromettre l'intégrité des ligaments du genou [8] et rendre l'articulation vulnérable à la gonarthrose. À titre d'exemple, un genou maintenu dans une position extrême de flexion, telle qu'observée chez les couvreurs de plancher, induit des forces de tension sur les ligaments et compromet leurs rôles de stabilisateurs [8]. Les travailleurs de la construction sont appelés à transporter de lourdes charges pouvant augmenter les forces de compression sur le cartilage tibiofémoral. La marche soumet les genoux à une charge d'une intensité allant de deux à quatre fois le poids du corps [7]. Dans certains cas, cette charge est localisée sur une région du cartilage non adapté à la recevoir, perturbant l'homéostasie du tissu cartilagineux et menant à sa dégradation [9]. Le cartilage tibiofémoral subit donc l'effet de ces charges de façon répétitive lors de la marche prolongée. Des études rapportent que ces changements structuraux induisent des adaptations neuro musculaires qui peuvent se refléter dans les profils cinématiques et cinétiques du genou mesurés lors d'une analyse de la marche [10-12].

Alors que certains profils biomécaniques seraient une conséquence de la l'arthrose tibio-fémoral ou fémoro-patellaire, d'autres seraient plus vus comme étant une cause de la gonarthrose. De fait, des modifications biomécaniques propres aux genoux de personnes atteintes de gonarthrose ont été mises en lumière par plusieurs chercheurs [13-17]. Astephen *et al.* (2008) ont comparé la marche de personnes asymptomatiques à celle des personnes ayant une arthrose tibio-fémorale modérée ou sévère au genou. Dans le plan sagittal, les auteurs rapportent une diminution de l'angle de flexion du genou et du moment externe de flexion au début de la phase d'appui à mesure que la maladie progresse. Ces modifications seraient attribuables la faiblesse du muscle quadriceps, une déficience souvent observée chez les personnes gonarthrosiques [18-19]. La diminution de l'angle de flexion au début de la phase d'appui serait à priori vue comme une conséquence de la maladie. Toutefois, la flexion du genou lors de la période de chargement joue

un rôle important dans l'absorption du poids du corps [20]. Une diminution de flexion du genou à cet instant du cycle de marche peut donc augmenter les forces de compression sur le cartilage et contribuer au développement ou à la progression de la gonarthrose. D'autres modifications cinématiques, telles qu'une réduction de l'excursion angulaire et de l'angle de flexion maximal, seraient également observées chez des participants ayant une atteinte plus sévère [13-17]. Dans une étude utilisant une méthode d'analyse des données robuste tenant compte de la problématique de la variabilité inter sujets, Deluzio et al. (2007) [21] ont aussi démontré que ces mêmes paramètres ont permis de discriminer la marche de personnes atteintes de gonarthrose de celle de personnes asymptomatiques. Toujours dans le plan sagittal, une diminution de flexion serait également observée chez les personnes présentant une arthrose fémoro-patellaire [22-23]. Chez cette clientèle, la réduction de flexion serait un mécanisme compensatoire utilisé pour éviter ou réduire une douleur sous-rotulienne, mais cette compensation peut également nuire à l'absorption de la force de réaction du sol qui agit sur le genou lors de la marche. Dans le plan frontal, le paramètre biomécanique le plus documenté est sans contredit le moment adducteur [14, 24, 25, 26]. La plupart des études concluent que le moment adducteur est augmenté chez les personnes souffrant d'arthrose tibio-fémorale du compartiment médiale. La valeur de ce paramètre permettrait même de prédire les changements dégénératifs observés en radiologie qui caractérisent ces patients. Des études ont démontré que le moment adducteur est corrélé avec l'angle d'adduction dans le plan frontal (alignement en varus) [25, 27], ce qui laisse supposer que l'augmentation du moment adducteur serait plus une conséquence de l'alignement morphologique. Les données scientifiques sur le plan transverse sont plutôt lacunaires et proviennent surtout d'études portant sur le développement de l'arthrose suite à une lésion du ligament croisé antérieur. Une augmentation du mouvement vers la rotation interne du tibia ou encore, un décalage vers la rotation interne de la courbe présentant le mouvement de rotation tibiale en fonction du cycle de marche sont rapportés [1, 28]. Les connaissances scientifiques laissent donc supposer que l'analyse biomécanique du genou permet 1) d'identifier un patron de marche compensatoire typique de personnes ayant une arthrose tibio-fémorale ou une arthrose fémoro-rotulienne et 2) d'observer la présence de facteurs biomécaniques permettant d'identifier un genou comme étant vulnérable au développement de l'arthrose.

L'analyse biomécanique dynamique de la marche procure une mesure non invasive, précise, et en 3 dimensions (3D) des mouvements des segments corporels (cinématique) et des moments de force (cinétique) subis aux articulations lors de la marche [20]. Ces mesures peuvent être obtenues à l'aide d'un système d'analyse de mouvement combiné à des plateformes de force. Les données cinétiques permettent de faire une analyse approfondie des forces causant le mouvement et elles permettent de considérer le rôle des muscles entourant une articulation. Toutefois, l'enregistrement, le traitement et l'interprétation de ces données requièrent une expertise et une technologie complexes, bien souvent réservées à l'usage de la recherche. Les données cinématiques offrent donc un meilleur potentiel d'utilisation clinique. Les avancées technologiques ont mené au développement de systèmes d'analyses cinématiques d'une grande précision et d'utilisation conviviale. Cette étude a été mise en œuvre dans le but d'étudier la faisabilité de collecter des données cinématiques dans un environnement clinique (à l'extérieur d'un laboratoire de recherche) et de recueillir des données préliminaires qui permettront de jeter les bases d'une étude longitudinale de plus grande envergure qui portera sur le rôle des facteurs biomécaniques dans l'évolution de la pathologie et de l'incapacité au travail chez la clientèle gonarthrosique.

Objectif du projet et hypothèse

L'objectif principal est de comparer la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique au genou (SMG) à celle de travailleurs non exposés à une SMG. Partant de la prémisse qu'une surcharge aux structures du genou peut entraîner des adaptations neuromusculaires et des modifications de la cinématique à la marche, nous proposons de valider l'hypothèse que les travailleurs exposés à une SMG présenteront des patrons cinématiques du genou différents de ceux des travailleurs non exposés à une SMG et ce, même s'ils sont asymptomatiques.

Méthodes

Devis

Tel que mentionné, cette étude est menée dans le contexte d'une étude pilote et elle se limite à une étude comparative entre deux populations. Le devis qui a été utilisé est une étude descriptive comparative avec groupe contrôle.

Population à l'étude

La population à l'étude est représentée par des travailleurs qui occupent un emploi qui les expose à une SMG. Un échantillon de convenance a été composé de 24 travailleurs (19 hommes et 5 femmes) sans diagnostic de gonarthrose et qui sont exposés à une SMG dans leur travail. Le groupe contrôle était composé de 10 travailleurs non exposés à une SMG (5 femmes et 5 hommes du même groupe d'âge). Tous les participants (soit ceux exposés et ceux non exposés à une SMG) ont été recrutés via une annonce dans les journaux locaux. Des dépliants présentant de l'information sur le projet ont aussi été distribués dans des milieux de travail ciblés.

Afin de favoriser le recrutement dans un délai respectant l'échéancier de l'étude, il a été convenu de baser le recrutement sur le critère du type de surcharge imposé au genou lors des activités liées au travail plutôt que sur le critère du corps d'emploi. À partir de la documentation scientifique portant sur le sujet, trois types de SMG ont été identifiés afin de servir de critère d'inclusion pour le groupe de travailleurs exposés: marche prolongée, position soutenue de flexion aux genoux et la manutention de charges lourdes.

Dans le but d'explorer la possibilité de faire l'évaluation biomécanique en contexte clinique, les collectes des données cinématiques ont eu lieu au Centre du genou EMOVI inc., situé dans la région de Laval.

Critères d'inclusion et d'exclusion

Pour être admissibles, les travailleurs devaient satisfaire les critères d'inclusion suivants :

- Être âgé de 38 à 60 ans, sans diagnostic radiologique ou symptomatique confirmé de gonarthrose,
- Exposition quotidienne au travail à au moins un type de SMG suivant : marche prolongée (> 4 heures /jour), flexion soutenue du genou (>30 minutes /jour) et manutention de charges lourdes (>25 kg), et occuper cet emploi depuis au moins 5 ans.
- Aucune participation à une activité sportive intense,

- Avoir les habiletés linguistiques et cognitives requises pour remplir les questionnaires d'évaluations en français et donner un consentement éclairé à participer à l'étude.

Les participants qui ont les problèmes ou conditions suivantes ont été exclus de l'étude :

- Avoir un diagnostic d'arthrose confirmé,
- Avoir un trouble neurologique, vestibulaire et/ou musculosquelettique;
- Douleur > à 3/10 sur une échelle visuelle analogue ou toute douleur à la marche,
- Claudication vasculaire ou neurologique,
- Problème cardiaque important ou porter un pacemaker,
- Plaie aux membres inférieurs,
- Histoire de blessure ou de chirurgie récente aux membres inférieurs,
- Déficits proprioceptifs ou des problèmes d'équilibre,
- Ceux qui, au moment de l'étude, suivent un programme d'entraînement ou de réadaptation spécifique au genou,
- Ceux présentant une condition pouvant interférer avec l'évaluation (dont la capacité à s'adapter à une tâche de marche sur tapis roulant),
- Pour des raisons d'instrumentation, les personnes présentant un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 30kg/m² ont été exclues.

Considération éthique

Tous les participants ont signé un formulaire de consentement de manière éclairée et ils étaient libres de quitter l'étude à n'importe quel moment. Cette recherche a reçu l'approbation des comités d'éthiques du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal et de l'École de technologie supérieure de Montréal.

Évaluation clinique

Le but de l'évaluation clinique était de dresser un portrait clinique des groupes en termes de caractéristiques anthropométriques, d'état fonctionnel, de niveau d'activité physique et de flexibilité des muscles des membres inférieurs. L'évaluation clinique a été effectuée par un étudiant de 3^e année en physiothérapie qui a reçu la formation requise. Le poids corporel et la taille ont été mesurés chez tous les participants et ceux-ci devaient remplir le « Baecke Physical Activity Questionnaire » [29]. Ce questionnaire procure une mesure quantitative du niveau d'activité de la personne dans 3 domaines distincts : le travail, les sports et les loisirs. Le questionnaire de « Lysholm » [30] a été rempli par tous les participants, afin d'avoir une mesure de la fonction du genou lors d'activités particulières. La flexibilité des ischio-jambiers a été évaluée par le test d'extension active du genou [31] et le test de Thomas a été utilisé pour la flexibilité des muscles psoas-iliaque (angle de flexion de la hanche) et droit fémoral (angle d'extension du genou). De plus, la présence ou l'absence de contracture de la bandelette ilio-tibiale était notée si la cuisse se déplaçait vers l'abduction lors du test de Thomas.

Évaluation cinématique de la marche

L'évaluation cinématique de la marche a été effectuée par un kinésiologue. Les données cinématiques 3D du genou ont été enregistrées à l'aide d'un système d'analyse de mouvement (*Fastrak*, Polhémus, USA) pendant que le participant marchait sur un tapis roulant instrumenté (*ADAL*, Medical Development, France). Le genou évalué a été sélectionné aléatoirement. La

première étape consistait à faire marcher le participant sur le tapis roulant, sans équipement, à une vitesse confortable lors d'une séance de familiarisation de 8 minutes. La vitesse du tapis roulant était augmentée progressivement, jusqu'à l'atteinte d'une vitesse confortable pour le participant. Cette vitesse de marche était enregistrée dans le formulaire du participant.

À la suite de la séance de familiarisation, un système d'attache au genou KneeKG [32] (KneeKG™, EMOVI Inc., Canada) était installé au membre inférieur du participant. Ce système est composé d'une partie fémorale, attachée de façon non invasive sur les condyles fémoraux et d'une partie tibiale, fixée avec des bandes de Velcro sur le bord médial du tibia. Des capteurs électromagnétiques (Fatsak, Polhemus, Vermont, USA) ont été fixés sur les parties fémorale et tibiale (corps rigides). Ce système d'attache de capteurs a été développé pour diminuer les artefacts en lien avec le mouvement de la peau et il a fait l'objet d'études de validité [33-34]. Ce système d'attache permet de mesurer les changements biomécaniques subtils dans le plan frontal et dans le plan transverse [17]. Un troisième capteur électromagnétique était situé sur le sacrum via une ceinture pour aider à identifier les axes de l'articulation de la hanche. Une fois l'installation de l'équipement complétée, les participants devaient marcher pendant 2 minutes à leur vitesse de marche confortable, ce qui leur a permis de s'adapter à l'appareillage. Par la suite, 2 essais de 25 secondes ont été effectués pour l'enregistrement des coordonnées de position et d'orientation du fémur et du tibia.

La position et l'orientation du fémur et du tibia ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz à l'aide du système d'analyse de mouvement *Fastrak*. Ce système est composé de capteurs (installés sur le système d'attache) qui sont sensibles à un champ magnétique généré par une source, ce qui a permis l'enregistrement de la position et de l'orientation relative des capteurs dans l'espace. La trajectoire des capteurs a été filtrée par un filtre « singular spectrum analysis » (SSA 10) à une fréquence de coupure de 6 Hz. L'approche posturale et fonctionnelle proposée par Hagemester et al. (2005) [34] a permis de définir le système de coordonnées et de localiser le centre articulaire du genou. En utilisant cette méthode, le centre articulaire de la hanche a été localisé pendant que le participant exécutait un mouvement de circumduction de la hanche. Le centre de la tête fémorale en relation avec le bassin a été calculé en utilisant une méthode d'optimisation (méthode des moindres carrés). La position des condyles latéral et médial du fémur a été numérisée à l'aide d'une sonde. Le point milieu a été calculé et projeté sur un axe fonctionnel de l'articulation du genou obtenu lors d'un mouvement de flexion/extension active du genou. Le centre articulaire du genou était alors exprimé relativement au corps rigide du fémur. Le centre articulaire de la cheville a été défini par le point milieu de la distance inter-malléolaire, qui a été calculée après avoir numérisé la malléole médiale et la malléole latérale. Le centre articulaire de la cheville est exprimé relativement au corps rigide du tibia. Le système de coordonnées est composé de 3 axes définis comme suit : un axe proximo-distal représenté par un vecteur joignant le centre articulaire de la hanche et le centre articulaire du genou pour le fémur, et par un vecteur joignant le centre articulaire du genou et le centre articulaire de la cheville pour le tibia (mouvement de rotation), un axe médio-latéral perpendiculaire à l'axe proximo-distal (mouvement de flexion/extension) et un axe antéro-postérieur défini par le produit vectoriel des 2 autres axes (mouvement d'abduction/adduction). L'alignement fonctionnel du plan sagittal, correspondant à un angle de flexion/extension neutre du genou, qui a été calculé quand l'axe longitudinal du fémur et du tibia était aligné dans le plan sagittal lors d'un mouvement de flexion-hyperextension. À partir de cette position neutre, les axes antérieurs et postérieurs du tibia et du fémur étaient définis comme étant perpendiculaires à la normale du plan sagittal et aux

axes longitudinaux du fémur et du tibia. Enfin, l'alignement fonctionnel du plan frontal, correspondant à l'angle dans le plan frontal entre l'axe longitudinal du fémur et du tibia, qui a été calculé quand le genou atteignait 0° de flexion lors de cette même tâche.

Les forces de réaction au sol ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz avec des plateformes de force intégrées au tapis roulant. Les données ont été filtrées avec un filtre de type Butterworth (de 4e ordre) à une fréquence de coupure de 6 Hz. Les événements du contact initial et du lever des orteils du cycle de marche étaient identifiés à partir des données de forces de réaction du sol (seuil de 2% du poids corporel du participant). Cela a permis de normaliser les cycles de marche à 100% et pour chaque participant, une moyenne des cycles était calculée à partir des 15 cycles les plus représentatifs. Les logiciels KneeKGTM (EMOVI Inc., Canada) ont été utilisés pour le calcul des données cinématiques. Les paramètres suivants étaient extraits des données cinématiques et utilisées pour la comparaison des groupes (variables cinématiques):

Plan sagittal :

- Angle maximal de flexion/extension lors du contact initial, lors du chargement et lors de l'appui terminal
- Amplitude totale (max-min)

Plan frontal :

- Angle max d'adduction/abduction lors du contact initial et lors du chargement
- Amplitude totale (max-min)

Plan transverse :

- Angle de rotation interne/externe lors du contact initial et lors du chargement
- Amplitude totale (max-min)

Analyses statistiques

En plus des analyses descriptives, les tests de Kolmogorov-Smirnov et de Levine ont été effectués pour vérifier la normalité de la distribution et l'homogénéité de la variance pour toutes les variables d'intérêt. Suite aux résultats de ces tests, le test *t* de Student a été choisi pour examiner les différences significatives observées entre les travailleurs avec SMG et les travailleurs sans SMG pour les variables cliniques et cinématiques. Une ANCOVA a par ailleurs été effectuée avec la vitesse de marche comme covariable pour estimer l'effet de ce facteur sur les paramètres cinématiques à la marche. Le seuil de signification a été fixé à $p < 0.05$.

Résultats

Un sommaire des emplois occupés par les travailleurs du groupe non exposés à une SMG est présenté au Tableau 1. Le type d'exposition aux surcharges mécaniques et les emplois occupés par les travailleurs du groupe exposés à une SMG sont résumés au Tableau 2. Pour le groupe de travailleurs exposés à une SMG, 22 participants ont rapporté avoir une position soutenue de flexion des genoux pour plus de 30 minutes/jour, 22 ont mentionné marcher plus de 4 heures/jour et 12 travailleurs ont rapporté transporter des charges de plus de 25 kilogrammes quotidiennement. Les travailleurs du groupe témoin n'étaient pas exposés à aucune de ces surcharges.

Tableau 1 : Sommaire des emplois occupés par les travailleurs sans SMG.

Travailleurs non exposés à une SMG	Secteurs d'emplois
01	Musicien
02	Travail de bureau
03	Avocat
04	Directeur d'école
05	Graphiste
06	Travail de bureau
07	Femme au foyer
08	Comptable
09	Professeur de français

Tableau 2 : Sommaire des expositions aux surcharges mécaniques imposées aux genoux et des emplois occupés par les travailleurs avec SMG.

Travailleurs Exposés à une SMG	Secteurs d'emplois	Type de surcharge			
		Flexion au genou (> 30 min /jour)		Marche prolongée (>4 heures/jour)	Manutention quotidienne de charges lourdes (>25 kg)
		Position à genou	Position accroupie		
01	Facteur	N	N	O	O
02	Entretien peintre	O	O	O	N
03	Technicien électronique	O	O	O	N
04	Préposé service à la clientèle	N	N	O	N
05	Opérateur machinerie	O	O	O	N
06	Entretien peintre	O	N	O	N
07	Serveur	O	N	O	N
08	Journalier chaîne production	N	O	N	N
09	journalier imprimerie	O	O	O	O
10	journalier chaîne production	O	O	O	O
11	Journalier chaîne production	N	O	N	N
12	Éducatrice	O	O	O	N
13	Infirmière	O	N	O	N
14	Construction	O	O	O	O
15	Construction	O	O	O	O
16	Éducatrice	O	O	O	N
17	Construction	O	O	O	O
18	Construction	O	O	O	O
19	Déménageur	O	O	O	O
20	Construction	O	O	O	O
21	Construction	O	N	O	O
22	Construction	O	N	O	O
23	Entretien machinerie	O	O	O	N
24	Proposé entretien	O	N	O	O

Évaluation clinique

Les caractéristiques anthropométriques des groupes et les résultats de tests cliniques sont présentés dans le Tableau 3. Tous les travailleurs étaient asymptomatiques et aucun n'avait reçu un diagnostic de pathologie au genou. Les travailleurs du groupe exposé à une SMG l'ont été depuis au moins 5 ans lors d'activités liées à l'emploi qu'ils occupaient au moment de l'étude. Ces résultats montrent que les groupes étaient similaires en termes d'âge, de taille, d'indice de masse corporelle (IMC), la seule différence étant que le poids des travailleurs exposés à une SMG était plus élevé que le poids des travailleurs non exposés. Les résultats obtenus au questionnaire de Baecke montrent que les travailleurs exposés à une SMG n'étaient pas globalement plus actifs que les travailleurs non exposés. Toutefois, les travailleurs exposés à une SMG ont obtenu un score plus élevé pour l'indice d'activité physique relié au travail que les travailleurs non exposés à une SMG. Alors que 11 des 24 travailleurs exposés à une SMG présentaient une contracture de la bandelette iliotibiale, ce test s'est avéré négatif chez tous les travailleurs non exposés.

Tableau 3: Caractéristiques anthropométriques des deux groupes de travailleurs et résultats des tests cliniques

Caractéristiques anthropométriques	Travailleurs exposés à une SMG Moyenne (écart type)	Travailleurs non exposés à une SMG Moyenne (écart type)
Âge	47,7 (6)	45,6 (10,5)
Poids (kg)	75,6 (13,1) *	64,9 (11,9)
Taille (cm)	170,6 (9,3)	165,4 (5,9)
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	25,8 (3,3)	23,6 (3,6)
Résultats tests cliniques		
Lysholm's	93,3 (8,4)	98,1 (2,6)
Baecke's score global	9,8 (1,5)	8,7 (1,7)
-Domaine travail	3,7 (0,4) *	2 (1,3)
-Domaine sports	3 (0,7)	3,4 (0,8)
-Domaine loisirs	3,3 (0,7)	3,3 (0,7)
Flexibilité		
- Iliopsoas (° flex, hanche)	0,3 (1,5)	0 (0)
- Rectus femoris (° flex, genou)	117,9 (7,9)	118,6 (7,6)
- Hamstrings (° ext, genou)	166 (6,3)	165,5 (10,2)
- Iliotibial band (oui/non)	Oui, 11 participants	Non, tous les participants

*Différence significative test-*t* de Student, $p < 0,05$

Évaluation cinématique de la marche

Les angles de l'alignement fonctionnel dans les plans sagittal et frontal ont été les suivants: angle de flexion/extension: $2,3^\circ \pm 3,4$ pour les travailleurs exposés à une SMG et $2,4^\circ \pm 3,3$ pour les travailleurs non exposés; angle d'adduction/abduction: $1,8^\circ \pm 4,4$ pour les travailleurs exposés à une SMG et $0,7^\circ \pm 3,8$ pour les travailleurs non exposés. Aucune différence entre les groupes n'a été observée pour ces angles.

Aucune différence n'a été observée entre les groupes pour ce qui est de la cadence ($51,2 \pm 4,1$ pas/minute pour les travailleurs exposés à une SMG vs. $52,5 \pm 2,4$ pas/minute pour les travailleurs non exposés) et la vitesse de marche ($0,73$ m/seconde pour les travailleurs exposés à une SMG vs. $0,79$ m/seconde pour les travailleurs non exposés). La Figure 1 illustre les profils cinématiques (courbes moyennes et écarts types) du genou calculés pour un cycle de marche complet pour les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation interne-externe. Les valeurs moyennes et les écarts types des paramètres cinématiques d'intérêt sont présentés dans le Tableau 4. Pour les mouvements de flexion-extension, les travailleurs exposés à une SMG ont démontré de plus grands angles de flexion au genou au contact initial et lors de la période de chargement que les travailleurs non exposés à une SMG. Aussi, les genoux des travailleurs exposés à une SMG montraient une réduction de l'angle d'extension durant la phase d'appui comparé aux genoux des travailleurs non exposés. Une plus petite excursion angulaire a été observée pour les travailleurs exposés à une SMG. Les ANCOVA ont démontré que les différences observées n'étaient pas attribuables à l'effet de la vitesse de marche ou au poids. Pour les mouvements d'abduction/adduction, les travailleurs exposés à une SMG ont montré une tendance plus grande du genou à être en adduction lors du contact initial comparé aux travailleurs non exposés à une SMG. Toutefois, la différence observée ne peut être considérée comme étant statistiquement significative ($p=0,05$ au seuil $p < 0,05$). Il est intéressant de constater

que les genoux des travailleurs exposés à une SMG ont maintenu une position d'adduction pour toute la durée du cycle de marche tandis que les genoux des travailleurs sans SMG se sont déplacés vers une position d'abduction. Finalement, les mouvements de rotation interne/externe n'étaient pas différents entre les 2 groupes de travailleurs.

Tableau 4 : Résultats variables cinématiques pour les deux groupes de travailleurs

Flexion/extension	Travailleurs exposés à une SMG	Travailleurs non exposés à une SMG
	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)
Angle, contact initial (°)	16,5 (8,7) *	9,4 (5,7)
Angle max, chargement (°)	19,3 (8,7) *	13,5 (5,8)
Angle extension, appui (°)	7,1 (5,4) *	2,9 (4,2)
Amplitude (max-min) (°)	52,9 (5,6) *	58,2 (4,8)
Adduction/abduction		
Angle, contact initial (°)	2,9 (5,6)	1,9 (5,4)
Angle max, chargement(°)	5 (3,6)	2,9 (5,6)
Amplitude (max-min) (°)	8,7 (3,3)	10,5 (3,6)
Rot. interne / Rot. externe		
Angle, contact initial (°)	0,4 (4,3)	0,1 (2,4)
Angle max, chargement (°)	-1,2 (3,5)	-2,7 (2,9)
Amplitude (max-min) (°)	10,5 (3,4)	12,2 (4,7)

* Différence significative test-*t* de Student, $p < 0,05$

Figure 1 :

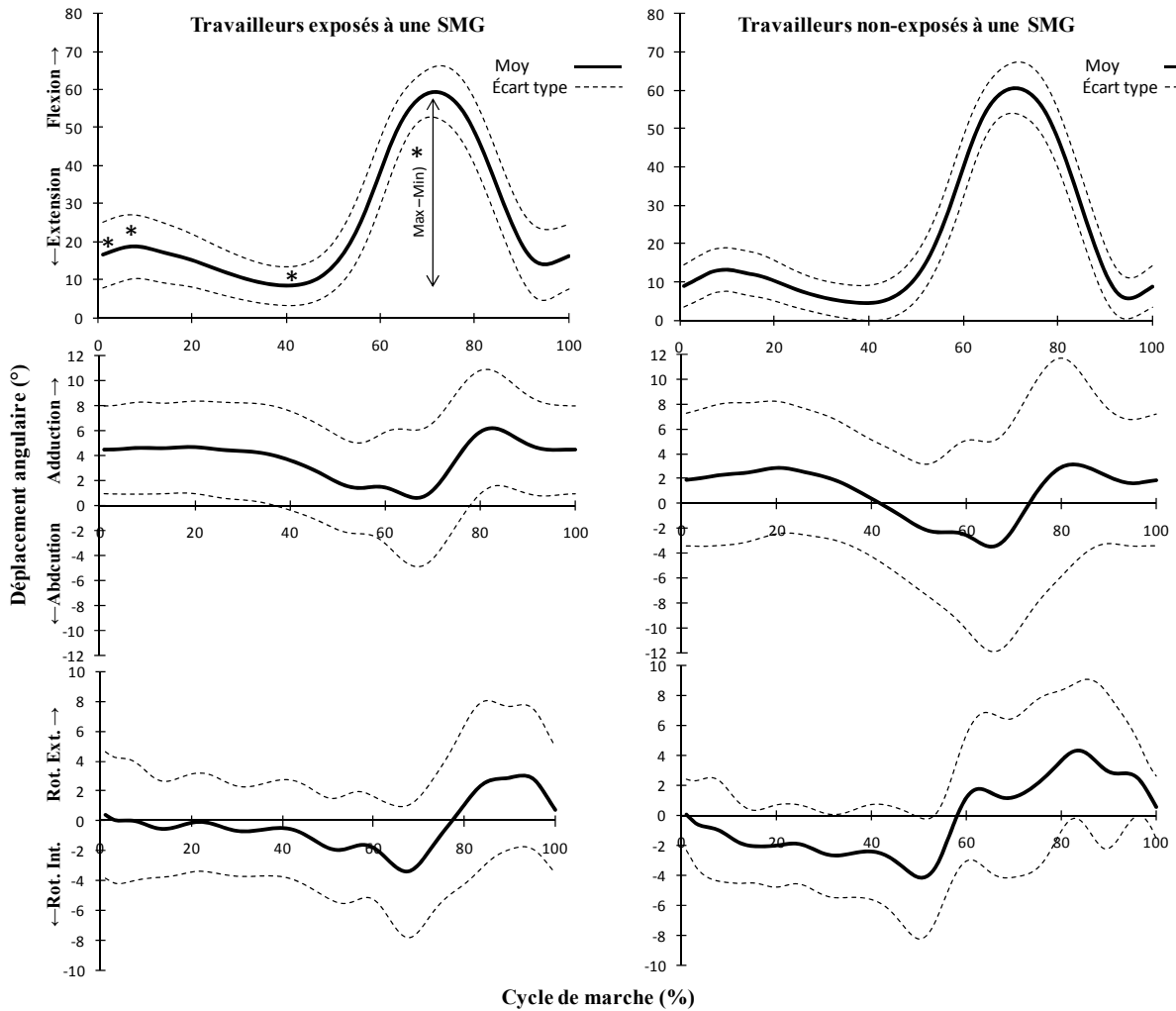


Figure 1 : Profils cinématiques (courbes moyennes et écarts types) des travailleurs exposés à une SMG (à gauche) et des travailleurs non exposés (à droite) pour les mouvements de flexion/extension, d’abduction/adduction et de rotation interne/externe calculés pour un cycle de marche. Des différences significatives (* $p < 0.05$) sont observées pour les angles de flexion lors des périodes du cycle de marche suivantes : au contact initial, lors du chargement et vers la fin de la phase d’appui; les valeurs des angles de flexion sont plus élevées pour les travailleurs exposés à une SMG. L’amplitude articulaire (max-min) en flexion est significativement plus grande chez les travailleurs non exposés à une SMG.

Discussion

Rappelons que cette étude a été mise en œuvre dans le contexte d'une étude pilote. L'objectif était de comparer les profils cinématiques des genoux de travailleurs exposés à une SMG à ceux de travailleurs non exposés. Partant de la prémisse qu'une surcharge aux structures du genou peut entraîner des adaptations neuromusculaires et des modifications de la cinématique à la marche, l'hypothèse à valider était que les travailleurs exposés à une SMG présenteraient des patrons cinématiques du genou différents de ceux des travailleurs non exposés à une SMG.

Les deux groupes de participants étaient similaires en regard des caractéristiques anthropométriques et des résultats aux tests cliniques, sauf pour le poids et le niveau d'activité physique associé aux heures passées au travail. Toutefois, les résultats des ANCOVA démontrent que les différences observées entre les deux groupes pour les variables cinématiques du plan sagittal n'étaient pas attribuables aux poids. Les résultats obtenus à l'aide du questionnaire d'activité physique de Beacke démontrent que les travailleurs exposés à une SMG étaient plus actifs durant les heures consacrées à leur travail que les travailleurs non exposés à une SMG. La plupart des études qui ont étudié la relation entre le type de travail et l'étiologie de la gonarthrose montrent qu'il existe une forte prévalence de la gonarthrose chez les individus qui sont exposés à un travail physique intense [6, 35-41]. À l'opposé, une forte prévalence de la gonarthrose est également observée chez des personnes qui occupent un emploi sédentaire [42-43]. Sachant que l'activité physique contribue au maintien des capacités fonctionnelles [44] chez les personnes gonarthrosique, un travail physique mais sans surcharge mécanique pourrait-il avoir un effet protecteur sur la capacité à travailler? Ceci démontre que le rôle du type de travail (actif ou sédentaire) dans l'incapacité au travail demeure obscur.

En ce qui concerne les variables cinématiques calculées lors de la marche, des différences ont été observées principalement dans le plan sagittal, soit lors des mouvements de flexion/extension du genou. Des angles de flexion du genou plus élevés ont été observés lors du contact initial et lors du chargement chez les travailleurs exposés à une SMG. Les valeurs de ces angles semblent également légèrement plus élevées que celles rapportées dans les écrits scientifiques pour des adultes asymptomatiques (0-5° au contact initial, 15° lors du chargement) [20,45]. Il est intéressant de noter que l'alignement fonctionnel du genou dans le plan sagittal, soit l'angle du genou calculé lors de la calibration (en condition statique), n'était pas plus élevé chez les travailleurs exposés à une SMG. Ceci signifie que les différences observées dans les variables cinématiques du plan sagittal ne sont pas associées à une différence morphologique, car elles ne sont présentes qu'en condition dynamique, lors de la marche. Il est difficile d'expliquer de façon précise pourquoi les travailleurs exposés à une SMG avaient les genoux plus fléchis lors de la marche. La vitesse de marche ne peut expliquer cette observation car les ANCOVA montrent que la différence observée n'est pas attribuable à l'effet de cette variable. Ceci ne peut être expliqué par une diminution de flexibilité des fléchisseurs du genou, car les résultats des tests cliniques ont montré que les deux groupes de participants avaient des valeurs similaires pour le test de flexibilité des ischios-jambiers. En supposant que les travailleurs exposés à une SMG aient eu des changements dégénératifs similaires aux personnes ayant une arthrose tibio-fémorale ou fémoro-patellaire, il aurait été attendu d'observer une diminution de la flexion au genou plutôt qu'une augmentation [12, 21-23]. Cette supposition était aussi basée sur le fait que des modifications cinématiques ont aussi été observées chez des personnes pré gonarthrosiques

asymptomatiques [12, 21-23]. Bien que cette étude exploratoire ne permette pas d'être clairement explicite en regard des différences observées pour les variables cinématiques du plan sagittal, ces résultats soulèvent un questionnement d'un point de vue clinique. Une augmentation de l'angle de flexion observé presque tout au long du cycle de marche peut augmenter le moment interne d'extension au genou. Ceci aura pour effet d'augmenter les forces de compression entre la rotule et les condyles fémoraux associées au recrutement des extenseurs du genou et rendre ces personnes vulnérables au développement de l'arthrose fémoro-patellaire.

Bien que les profils cinématiques dans le plan frontal n'aient montré aucune différence significative, les résultats méritent tout de même une certaine attention. Premièrement, tout comme pour l'alignement fonctionnel du genou dans le plan sagittal, les angles de l'alignement fonctionnel du genou estimé dans le plan frontal en condition statique sont similaires pour les deux groupes, indiquant que les genoux des travailleurs exposés à une SMG n'avaient pas un alignement plus en varus que les genoux des travailleurs non exposés à une SMG. Toutefois, les travailleurs exposés à une SMG ont montré une tendance à avoir leurs genoux plus en adduction (varus) lors du contact initial et cette augmentation de l'angle d'adduction semblait être maintenue tout au long du cycle de marche. Quant aux genoux des travailleurs non exposés à une SMG, ces derniers montraient un déplacement angulaire allant de l'adduction vers l'abduction. Ces résultats supposent que bien que les genoux des deux groupes de participants étaient morphologiquement semblables, ils semblent se distinguer lors d'une tâche dynamique. Ceci est à l'encontre de ce qui est rapporté dans les études de Barrios (2009) et Mundermann (2004) [25, 27], qui rapporte une association entre l'alignement morphologique en varus et le déplacement angulaire vers l'adduction. Rappelons toutefois que la différence observée dans la cinématique du plan frontal de la présente étude n'est pas significative. Les résultats du plan frontal demeurent tout de même intéressants sur le plan clinique. Ils démontrent la pertinence d'évaluer la fonction du genou lors de tests dynamiques car l'angle d'adduction est fortement corrélé au moment adducteur. Le moment adducteur est associé à une augmentation de la charge sur le compartiment médial du genou [27, 46] et au développement de la gonarthrose tibiofémorale médiale.

Portée

Ce projet constitue un modèle original d'intégration où des ingénieurs ont travaillé de concert avec des cliniciens en réadaptation afin d'assurer l'applicabilité en clinique d'une méthode d'évaluation de la cinématique du genou en 3D qui utilise des technologies de pointe extrêmement sophistiquées. Cette méthode pourrait être utilisée pour évaluer l'efficacité de différents traitements de réadaptation sur des facteurs qui sont de plus en plus préoccupants.

Limites

Une première limite de ce projet réside dans le fait que nous ne pouvons confirmer que les changements observés dans les patrons cinématiques des travailleurs sont attribuables à des modifications pathologiques du cartilage. Ce projet se veut exploratoire et nous avons jugé qu'il était éthiquement inacceptable de soumettre les travailleurs à des tests d'imagerie. De plus, il aurait été impossible de respecter le budget alloué pour ce projet en ajoutant ces tests. La mesure de l'exposition à une SMG en milieu de travail constitue une deuxième limite de l'étude. L'exposition peut être très hétérogène d'un travailleur à un autre et d'un emploi à un autre. Bien qu'un effort ait été fait pour documenter la durée d'exposition à une SMG et la réalisation

d'activités sportives ou de loisir soumettant le genou à une surcharge, ces facteurs devront être documentés plus précisément dans la prochaine étude et d'autres facteurs devront être pris en compte comme les antécédents de blessures traumatiques au genou. Nous sommes conscients que la portée des résultats et des conclusions de la présente étude en regard du lien de causalité entre le travail et le développement de la gonarthrose se trouve restreinte, mais ceci n'était pas un objectif primaire de cette étude.

Retombées éventuelles

Cette étude nous a permis de recueillir des données préliminaires pour une étude longitudinale de cohorte qui portera sur le rôle des facteurs mécaniques dans l'évolution de la gonarthrose et de l'incapacité au travail chez les travailleurs atteints de cette maladie. Cette étude est un premier pas vers l'identification de critères biomécaniques qui pourraient permettre d'identifier les facteurs déterminants de la gonarthrose et de l'incapacité au travail chez cette clientèle. De plus, des études récentes montrent que des facteurs cinématiques pourraient être modifiables avec des traitements de physiothérapie [47-48], à condition bien sûr que ces facteurs soient identifiés et mesurés. Il serait ainsi possible d'agir de façon préventive sur ces facteurs en proposant des interventions plus efficaces, car mieux ciblées.

Conclusion

Dans cette étude, les travailleurs avec une SMG ont démontré une cinématique de flexion/extension du genou qui était différente de celle des travailleurs non exposés SMG. Même si la nature de l'étude ne nous permet pas de conclure que la différence est une conséquence de l'exposition à une surcharge mécanique au genou, nous croyons que l'analyse cinématique du genou lors de la marche possède un grand potentiel d'utilisation clinique.

Références

- [1] Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng* 2004; 32(3): 447-57.
- [2] Felson DT. An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis. *Radiol Clin North Am* 2004; 42(1): 1-9, v.
- [3] Shakoor N, Loeser RF. Osteoarthritis. *Sci Aging Knowledge Environ* 2004; 2004(35): dn2.
- [4] Felson DT, Hannan MT, Naimark A, Berkeley J, Gordon G, Wilson PW, et al. Occupational physical demands, knee bending, and knee osteoarthritis: results from the Framingham Study. *J Rheumatol* 1991; 18(10): 1587-92.
- [5] Jensen LK, Eenberg W. Occupation as a risk factor for knee disorders. *Scand J Work Environ Health* 1996; 22(3): 165-75.
- [6] Lindberg H, Montgomery F. Heavy labor and the occurrence of gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res* 1987; (214): 235-6.
- [7] Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 2004; 22(3): 625-32.
- [8] Solomonow M. Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14(1): 49-60.
- [9] Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91 Suppl 1: 95-101.
- [10] Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16(6): 549-67.
- [11] Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou Z, D'Ambrosia R. Muscular co-contraction and control of knee stability. *J EMG Kinesiol* 1991; 1: 199-208.
- [12] Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubble-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech* 2008; 41(4): 868-76.
- [13] Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 2008; 26(3): 332-41.
- [14] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, et al. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2002; 10(7): 573-9.
- [15] Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2001; 34(7): 907-15.
- [16] Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res* 1991; 9(3): 398-405.
- [17] Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemester N, de Guise JA. New accelerometric method to discriminate between asymptomatic subjects and patients with medial knee osteoarthritis during 3-d gait. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(4): 1415-22.
- [18] Sharma L, Dunlop DD, Cahue S, Song J, Hayes KW. Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. *Ann Intern Med* 2003; 138(8): 613-9.
- [19] Amin S, Baker K, Niu J, Clancy M, Goggins J, Guermazi A, et al. Quadriceps strength and the risk of cartilage loss and symptom progression in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2009; 60(1): 189-98.
- [20] Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait*. 1988. Waterloo, ON. (University of Waterloo Press).

-
- [21] Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait Posture* 2007; 25(1): 86-93.
- [22] Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault AB, Lepage, L. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 1997; 5: 21-7.
- [23] Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14(10): 722-8.
- [24] Amin S, Luepingsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum* 2004; 51(3): 371-6.
- [25] Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum* 2004; 50(4): 1172-8.
- [26] Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2002; 61(7): 617-22.
- [27] Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009; 24(10): 850-4.
- [28] Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14(3): 287-94.
- [29] Beacke JAH, Burema J, Frijters JER. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr* 1982; 36(5): 936-42.
- [30] Tegner Y, Lysholm J, Lysholm M, Gillquist J. A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 1986; 14(2): 156-9.
- [31] Gajdosik R, Lusin G. Reliability of an Active-Knee-Extension Test. *Phys Ther* 1993; 63(7): 1085-88.
- [32] Ganjikia S, Duval N, Yahia L, de Guise J. Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee* 2000; 7(4): 221-231.
- [33] Sudhoff I, Van Driessche S, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait Posture* 2007; 25(4): 533-43.
- [34] Hagemester N, Parent G, Van de Putte M, St-Onge N, Duval N, de Guise J. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech* 2005; 38(9): 1926-31.
- [35] Jarvholm B, From C, Lewold S, Malchau H, Vingard E. Incidence of surgically treated osteoarthritis in the hip and knee in male construction workers. *Occup Environ Med* 2008; 65(4): 275-8.
- [36] Jensen LK. Knee osteoarthritis: influence of work involving heavy lifting, kneeling, climbing stairs or ladders, or kneeling/squatting combined with heavy lifting. *Occup Environ Med* 2008; 65(2): 72-89.
- [37] Maetzel A, Makela M, Hawker G, Bombardier C. Osteoarthritis of the hip and knee and mechanical occupational exposure--a systematic overview of the evidence. *J Rheumatol* 1997; 24(8): 1599-607.
- [38] Seidler A, Bolm-Audorff U, Abolmaali N, Elsner G. The role of cumulative physical work load in symptomatic knee osteoarthritis - a case-control study in Germany. *J Occup Med Toxicol* 2008; 3(1): 14.
- [39] Klussmann A, Gebhardt H, Liebers F, Engelhardt LV, David A, Bouillon B, et al. Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis - study protocol of a case control study. *BMC Musculoskelet Disord* 2008; 9(1): 26.
- [40] Amin S, Goggins J, Niu J, Guermazi A, Grigoryan M, Hunter DJ, et al. Occupation-related squatting, kneeling, and heavy lifting and the knee joint: a magnetic resonance imaging-based study in men. *J Rheumatol* 2008; 35(8): 1645-9.

- [41] Rossignol M, Leclerc A, Hilliquin P, Allaert FA, Rozenberg S, Valat JP, et al. Primary osteoarthritis and occupations: a national cross sectional survey of 10 412 symptomatic patients. *Occup Environ Med* 2003; 60(11): 882-6.
- [42] Anderson JJ, Felson DT. Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I). Evidence for an association with overweight, race, and physical demands of work. *Am J Epidemiol* 1988; 128(1): 179-89.
- [43] Leigh JP, Fries JF. Occupation, income, and education as independent covariates of arthritis in four national probability samples. *Arthritis Rheum* 1991; 34(8): 984-95.
- [44] Sharma L, Cahue S, Song J, Hayes K, Pai YC, Dunlop D. Physical functioning over three years in knee osteoarthritis: role of psychosocial, local mechanical, and neuromuscular factors. *Arthritis Rheum* 2003; 48(12): 3359-70.
- [45] Perry J. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*.1992. Thorofare, NJ: Slack.
- [46] Teixeira LF, Olney SJ. Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996; 11(3): 126-134.
- [47] Gaudreault N, Mezghani N, Boivin K, Turcot K, Hagemeister N, de Guise J. Effects of physiotherapy treatment on knee OA gait data using principal component analysis. *Clinical Biomechanics* (article sous presse) 2010, doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.10.004.
- [48] Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemeister N, de Guise JA. The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up. *Osteoarthritis Cartilage* 2009; 17(2): 213-9.