

*Mémoire de maîtrise en médecine*

*Changement de la fonction ambulatoire du  
membre inférieur en réponse à différents modèles  
de semelles plantaires et différentes vitesses de  
marche.*

*Changes of the ambulatory function of the lower  
limb in relation to various models of insole and  
different walking speeds.*

*Etudiant*

Jaques, Guillaume

*Tutrice*

Jolles-Haerberli, Brigitte

Département de l'appareil locomoteur

*Co-tuteur*

Favre, Julien

Département de l'appareil locomoteur

*Expert*

Luthi, François

Service de réadaptation de l'appareil locomoteur

## **Abstract :**

Bien que l'arthrose de genou concerne une grande portion de la population âgée, les options de traitement sont limitées et il n'existe pas de moyen de guérison. Le développement de cette maladie est fortement lié aux contraintes mécaniques durant la marche. Cette observation est la base de nombreux types d'interventions ayant pour objectif de diminuer les contraintes afin ralentir la progression de la maladie. Les semelles orthopédiques ont souvent été utilisées à cette fin, mais les résultats des études cliniques ne sont pas concluants. Une raison possible pour ce manque de concordance dans la littérature provient du fait que les études précédentes n'ont pas considéré la globalité de la fonction ambulatoire du genou ; en se focalisant sur le pic du moment d'adduction externe (pEKAM) elles ont peut-être écarté des effets secondaires qui pouvaient expliquer les variations avec des personnes pleinement satisfaites et d'autres pas du tout. De plus ces études n'ont pour la plupart pas non plus évalué les répercussions que peuvent avoir ces interventions sur les articulations adjacentes, à savoir la cheville et la hanche.

-L'objectif de ce travail était d'analyser la fonction du genou, de la cheville et de la hanche, chez de patients avec une arthrose débutante portant différents types de semelles orthopédiques et marchant à différentes vitesses, dans le but d'évaluer un possible système de réponse entre les différentes variables à l'intérieur du genou, mais aussi sur les articulations adjacentes.

-Méthodologie :

1. Revue de littérature dans le but de :

- Se familiariser et de sélectionner les variables décrivant la fonction du genou pendant la marche en lien avec la gonarthrose.
- Formuler les hypothèses de recherche sur la base des variables sélectionnées

2. Collecte de données :

Analyse de la marche en laboratoire pour un groupe de 7 patients avec arthrose débutante.

3. Analyse statistique:

Des analyses statistiques ont ensuite été effectuées afin de modéliser les effets des propriétés des semelles et de la vitesse sur la fonction du genou et d'identifier une corrélation entre les différentes variables biomécaniques sélectionnés.

-Les résultats escomptés étaient d'obtenir une compréhension plus globale de l'effet des semelles et de la vitesse sur la fonction du genou de la cheville et de la hanche, et de mettre en évidence un éventuel système de réponse entre les différentes variables sélectionnées.

A terme, cela devrait aider au design de nouvelles interventions ou semelles orthopédique dans le traitement de l'arthrose du genou.

Mots-clés du travail : gonarthrose, marche, semelle, EKAM.

## **Table des matières :**

### 1/introduction :

1.1 Préambule	p.3
1.2 Gonarthrose	p.3
1.3 pEKAM : Pic du moment d'adduction externe du genou	p.3
1.4 Interventions visant à diminuer l'EKAM	p.4
1.4.1 les semelles	p.4-5
1.4.2 la vitesse de marche	p.4
1.4.3 synthèse intermédiaire 1	p.4
1.5 Autres variables associées au développement de l'arthrose du genou	p.5
1.5.1 EKAM impulse	p.5
1.5.2 Pic du moment de flexion du genou : pKFM	p.5-6
1.5.3 Angle de flexion du genou au contact talon-sol : hKFA	p.6
1.5.4 Synthèse intermédiaire 2	p.6
1.6 Influence d'une modification de l'EKAM sur les articulations adjacentes	p.7
1.6.1 Moment d'adduction de la hanche HAM	p.7
1.6.2 Moment d'éversion de la cheville AEM	p.7
1.6.3 Synthèse intermédiaire 3	p.8
1.7 Objectifs de cette étude	p.8
1.8 Hypothèses	p.8

### 2/Méthode :

2.1 : Sélection des patients pour l'étude.	p.9
2.2 : Capture du mouvement pour l'analyse biomécaniques de la marche	p.9-10
2.3 Vicon	p.11
2.4 Modalités de récolte des données Vicon pour cette étude	p.11-12
2.5 Préparations des données Vicon : Le tracking	p.12-13
2.6 Analyse biomécanique des données Vicon : Biomove	p.13-14
2.7 Analyse statistique des données biomécaniques de la marche	p.14

### 3/ Résultats

3.1 Description de la population	p.15
3.2 Corrélation des différentes variables par rapport au pEKAM	p.15
3.2.1 EKAM Impulse	p.16
3.2.2 pKFM	p.16
3.2.3 hKFA	p.17
3.2.4 HAM	p.17
3.2.5 AEM	p.18

### 4/Discussion

4.1 Les différentes variables	p.19
4.1.1 EKAM Impulse	p.19
4.1.2 pKFM	p.19
4.1.3 hKFA	p.19
4.1.4 HAM	p.20
4.1.5 AEM	p.20
4.2 Limitations	p.20-21
4.3 Perspectives	p.21
4.4 Conclusions	p.22

### 5/Abstract

p.23

## **1/ Introduction :**

### **1.1/Préambule :**

Il convient de préciser que l'ensemble des études citées dans cette introduction s'intéressent à des comparaisons inter-individuelles, c'est à dire comparant l'influence de certaines interventions sur certaines variables pour des « groupes » de sujets. Notre étude pour sa part, s'intéresse au plan intra-individuel, c'est à dire l'influence de la variation d'une variable sur une autre pour un même sujet de l'étude.

### **1.2/Gonarthrose**

L'arthrose du genou est une maladie incurable touchant une part importante de la population âgée<sup>1</sup>. C'est la principale cause de douleur du genou chez les patients de plus de 50ans. Cette maladie est en augmentation et, pour l'heure, n'a pas encore de traitement étiologique. De plus elle est associée à une limitation importante des tâches de la vie quotidienne<sup>2</sup>, au même titre que des maladies tels que la BPCO ou l'insuffisance cardiaque.

L'étiologie n'est que partiellement connue, on sait toutefois qu'une augmentation de la charge mécanique sur l'articulation est associée à l'initiation et à la progression de la maladie et des symptômes<sup>3</sup>.

La modification de ce dernier nous offre l'opportunité d'envisager des traitements à bas risques et à bas coûts.

La principale forme d'arthrose du genou touchant le compartiment médial du genou (80%), c'est à cette forme spécifiquement que s'intéresse cette étude.

### **1.3/Le pic du moment d'adduction externe du genou (pEKAM) : caractéristiques et implications clinique**

Cette constatation a mené à de nombreuses études sur la biomécanique du genou durant la marche, et l'identification de «variables» tels que le pic du moment d'adduction externe du genou (Peak External Knee Adduction Moment, pEKAM) , qui reflète la distribution médio latérale de la charge a travers le genou<sup>4 5</sup>.

Cette variable semble associée tant à l'évolution de l'arthrose du genou sur le plan clinique<sup>6</sup> qu'à son évolution sur le plan radiologique<sup>7</sup>, les patients arthrosiques possédant une pEKAM plus importante perdant significativement plus en qualité<sup>8</sup> et /ou en quantité<sup>9</sup> de cartilage que les autres patients.

De plus la pEKAM, est significativement plus élevée chez les patients atteints d'arthrose avancée, engendrant donc un cercle vicieux<sup>10</sup>.

### **1.4/Interventions visant à diminuer le pEKAM**

Le pEKAM a été le sujet d'innombrables publications<sup>6,10</sup> depuis maintenant plus de 20ans avec pour objectif sa diminution, et cela aux moyens de différentes stratégies : des semelles pour la plupart, mais aussi des attelles valgusantes<sup>47</sup> et des modifications de la marche.

Parmi les semelles orthopédiques, la plus étudiée est la « semelle à coin latéral ».

#### **1.4.1/Les semelles**

Le coin latéral permet effectivement de diminuer le pEKAM<sup>11</sup> mais avec des résultats cliniques mitigés<sup>3</sup> certains patients y répondant positivement et d'autres pas du tout, rendant son utilisation en clinique questionnable<sup>12</sup>. (l'étude de Jones et Chapman<sup>13</sup> semble démontrer que même en séparant les patients en deux groupes « répondeur » et « non répondeur » la semelle à coin latéral ne diminue pas significativement la douleur des patients dans une étude de 70 patients).

A noter que dans les pathologies arthrosiques, l'effet placebo est très important<sup>14</sup>, ceci pouvant expliquer certaines différences observées entre les études.

En raisons de l'inconfort occasionné par les coins latéraux, différents design ont été testés, avec notamment différentes « semelles a coin latéral partiel », avec pour conclusion que le coin latéral complet diminuait sensiblement mieux le pEKAM que le coin partiel<sup>15</sup>. Des coins latéraux avec un « support d'arche » semblent améliorer le confort du patient tout en gardant le bénéfice en terme de réduction du pEKAM, voir même en l'augmentant<sup>16</sup>.

Il existe aussi différents angles de coins latéraux (en général compris entre 5° et 10°)<sup>17</sup>, un angle plus important permettant une diminution plus marquée du pEKAM mais augmentant aussi l'inconfort.

D'autres types de semelles ont aussi été étudiés tels que des « mobility shoe » sensée mimer une marche pied nu ou des chaussures a rigidité variable<sup>18</sup>. Ces types de semelles tentent de reproduire la biomécanique de la marche « pied nu », qui impose des contraintes plus faible sur les articulations du genou et de la hanche.<sup>19</sup>

Les mobility shoes semblent diminuer sensiblement le pEKAM<sup>18</sup>

Des semelles à rigidités variables ont aussi été développées et semblent être capable de diminuer le pEKAM à 6/12mois mais sans amélioration clinique significative<sup>20</sup>.

Ainsi ces semelles ne semblent pas apporter plus de bénéfices que les semelles à coin latéral.



Différentes semelles utilisée dans notre étude :

De gauche à droite : semelle sur-mesure, semelle confort, et coin latéral recouvert par semelle confort.

#### **1.4.2/La composante vitesse**

Certaines autres interventions ont aussi été étudiées afin de diminuer le pEKAM, en faisant notamment varier la vitesse de marche des patients. L'étude de Mundermann<sup>21</sup> montre que la majorité des patients marchant à des vitesses plus lentes, diminuent leur pEKAM, et ce, surtout chez les patients avec arthrose débutante. Cette étude recommande donc cette intervention pour faire varier le pEKAM.

#### **1.4.3/Synthèse intermédiaire 1**

Nous voyons donc, dans les différentes études citées ci-dessus, que le pEKAM est une variable clé dans l'évolution de l'arthrose. Cette variable peut être modifiée par différents types de semelles mais aussi par la vitesse de marche du patient. Notre étude va utiliser ces deux interventions (semelle et vitesse) pour faire varier le pEKAM des sujets et d'en évaluer l'influence sur d'autres variables impliqués dans la biomécanique du genou et du membre inférieur (en effet, comme expliquer au points 1.5 de ce travail, une intervention visant uniquement à diminuer le pEKAM ne garantit pas une diminution des charges totales sur le genou, ni une amélioration clinique).

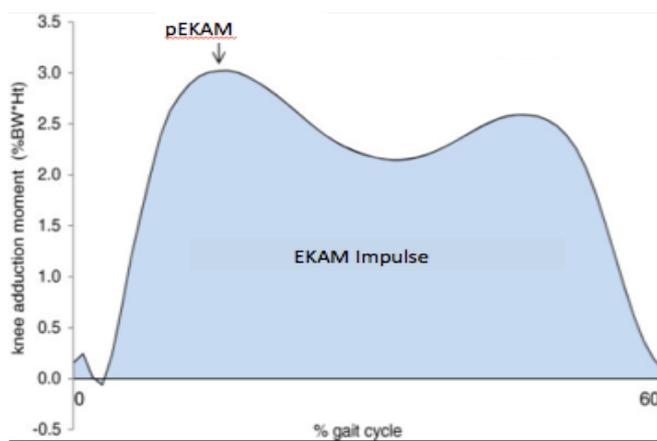
Notre étude se veut innovante, car elle s'intéresse aux variations du pEKAM et des autres variables sur le plan individuel, contrairement aux études précédentes qui évaluaient des réponses de groupes de patients pour une intervention spécifique.

### **1.5/Autres variables associées au développement de l'arthrose du genou :**

Etant donné les résultats mitigés des différentes semelles visant à diminuer le pEKAM sur l'évolution de la gonarthrose et sur la clinique des patients, il semblerait que d'autres variables doivent être prise en considération afin d'assurer l'efficacité des interventions.

#### **1.5.1/ l'EKAM Impulse**

A noté que l'EKAM peut être mesurée soit en terme de « pic » ou en terme « d'impulse »<sup>22</sup>, qui représentent respectivement la valeur maximal du premier pic du moment d'adduction externe, et l'exposition totale du moment d'adduction externe au cours de la phase d'appuis. Différentes études ont utilisé l'une ou l'autre de ces variables<sup>7</sup> (ou les deux), sans qu'il n'ait été véritablement prouvé que l'une ou l'autre soit mieux corrélée au développement de l'arthrose du compartiment médial. (Absence de littérature comparant directement ces deux variables). Ces deux variables sont décrites comme positivement corrélée dans la littérature.



*Levinger, Menz<sup>23</sup>*

#### **1.5.2/ Pic du moment de flexion du genou (pKFM)**

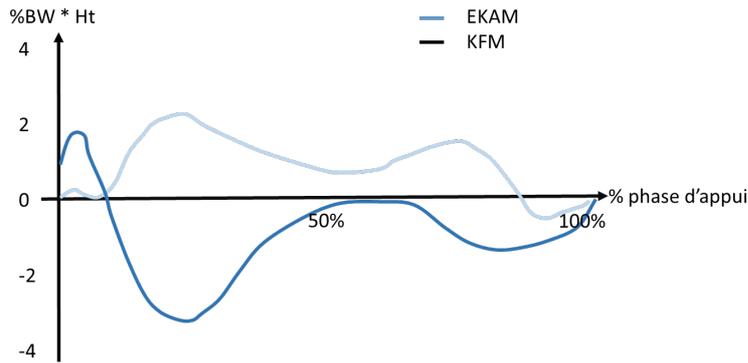
Après des années de résultats contradictoires et peu significatif en terme d'amélioration clinique des sujets avec les différents types de semelles, l'étude de Walter et Lima (2010)<sup>24</sup> a apporter un éventuel élément de réponse : Cette étude est l'une des premières à étudier des patients avec des capteurs de force à l'intérieur d'une prothèse du genou. Cette étude a bel et bien confirmé que le pEKAM est la principale variable représentant la charge réelle sur le compartiment médial du genou (tout comme l'étude de zaho et Banks<sup>25</sup>), mais elle ajoute une seconde variable : le pic du moment de flexion (pKFM).

En effet, il semblerait que pour pouvoir appréhender la problématique dans son ensemble, l'analyse d'autres variables soit nécessaire pour améliorer l'estimation de la charge sur le compartiment médial. (Ainsi, une simple « diminution du pEKAM ne garantit pas une diminution de la charge sur le compartiment médial » (dans le cas ou elle s'associerait à une augmentation du pKFM concomitante)).

L'étude de Manal et Gardinier va dans le même sens, cette étude attribuant 63% de la charge du compartiment médial au pEKAM, et 23% au pKFM.<sup>26</sup>

D'autres études avec un nombre plus important de patients portant des prothèses avec capteurs de forces ont vu le jour, avec l'analyse d'un nombre toujours plus grand de variables. L'étude de Trepczynski et Kutzner<sup>27</sup> souligne l'importante variabilité de la relation « pEKAM et charge sur le compartiment médial » entre les individus et surtout entre les différentes activités.

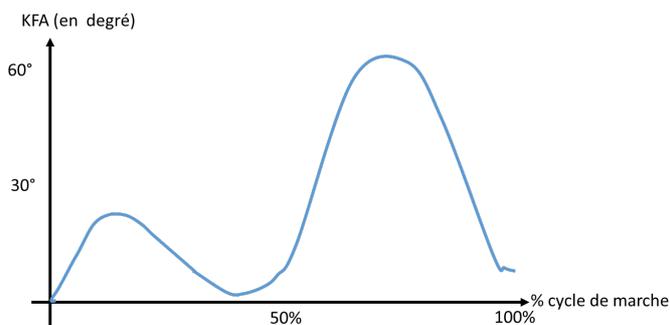
Finalement l'étude de Chehab et Favre<sup>28</sup> publiée en novembre 2014, incluant des patients suivit par IRM (sur 5 ans) confirme un lien entre pEKAM, pKFM et développement de lésions du cartilage.



Courbes typiques de l'EKAM et du KFM au cours de la phase d'appui. (Manal et Gardinier)<sup>25</sup>

### **1.5.3/ Angle de flexion lors du contact talon sol (heel-strike) : hKFA**

L'angle de flexion au moment du « heel strike » est une autre variable qui semble elle aussi associée à la progression de lésions cartilagineuses<sup>29</sup>. (Genou plus fléchi = plus de perte de cartilage à 5 ans). De plus il a été montré que l'âge et le degré d'arthrose sont aussi associés à une position du genou plus fléchi.



Variations de l'angle de flexion du genou au cours d'un cycle complet de marche. Le contact talon-sol correspond au début de la phase de marche.<sup>30</sup>

### **1.5.4/ synthèse intermédiaire 2**

Comme il vient d'être discuté dans les 3 paragraphes précédant, le pEKAM n'est pas la seule variable associée à l'évolution de l'arthrose du genou.

Il serait donc souhaitable de modifier ces 4 variables (pic EKAM, EKAM impulse, KFM et KFA) de manière synergique pour obtenir des interventions thérapeutiques visant à retarder/soulager l'arthrose du genou. En effet, une intervention qui entraînerait des « modifications multidirectionnelles » où les différentes modifications des variables s'annihileraient pourrait perdre de son effet.

Or les études citées jusqu'ici dans ce travail n'évaluent pas l'effet des différentes semelles et des variations de vitesse sur ces variables.

Cette étude va évaluer ce risque, en recherchant des corrélations entre le pEKAM et les autres variables, pour un même individu. Ainsi il sera possible de voir si une diminution du pEKAM s'associe à une diminution concomitante des autres variables associées au développement de l'arthrose du genou, ou si au contraire certaines autres variables tendent à contrebalancer cet effet. Cette étude recherche donc un « système de réponse » des différentes variables du genou sur le plan individuel.

### **1.6/ Influence d'une modification du pEKAM sur les articulations adjacentes**

Un dernier courant actuel de la littérature s'intéresse aux conséquences de ces différentes semelles sur les articulation adjacentes du genou<sup>31</sup>; la cheville et la hanche.

En effet il a déjà été montré que l'augmentation du pEKAM chez les patients arthrosiques a des répercussions sur la biomécanique de la hanche et de la cheville (dans une moindre mesure<sup>32 33</sup>).

Les patients avec une arthrose avancée du genou présentent une augmentation des contraintes sur l'ensemble des articulations du membre inférieur, avec un risque potentiel de décompenser une arthrose de hanche ou de cheville préexistante.

#### **1.6.1/ Moment d'abduction de la hanche (HAM)**

Les patients avec gonarthrose sévère ont un HAM plus basse par rapport aux contrôles.<sup>28</sup>

En ce qui concerne l'influence des semelles sur l'articulation de la hanche, il ne semble pas exister de relation clair. En effet l'étude de Butler tout comme celle de Nester<sup>34</sup> démontre un effet du coin latéral sur le pEKAM, et sur la cheville mais pas sur le moment d'abduction de la hanche. Une récente étude nous montre qu'il n'y aurait pas de conséquence clinique des coins latéraux sur les articulations adjacentes<sup>35</sup>.

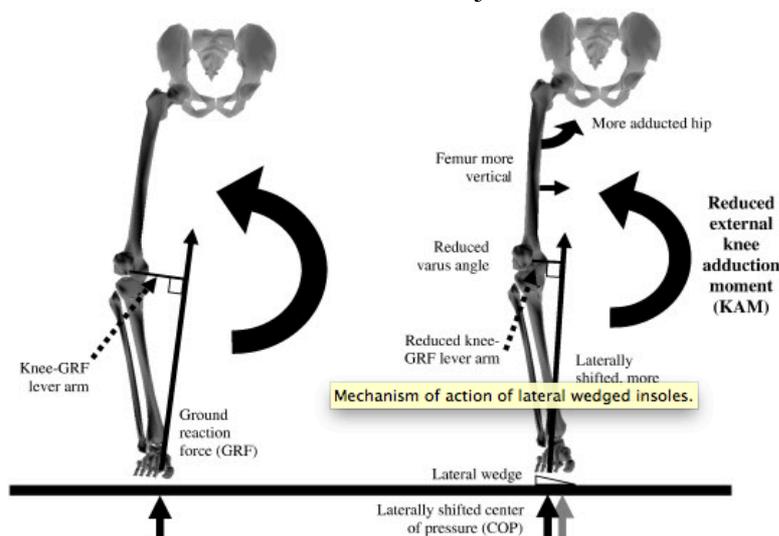


Fig. 2.  
Mechanism of action of lateral wedged insoles.

*Schéma explicatif de l'effet du coin latéral sur l'alignement de l'ensemble du membre inférieur. Les moments adduction de la cheville et de la hanche devrait être inversement corrélé à celui du genou.<sup>31</sup>*

#### **1.6.2/ Moment d'éversion de la cheville AEM**

D'après certaines études, la fonction de la cheville serait impliquée dans la diminution ou non réponse du pEKAM au coin latéral<sup>36</sup>.

Certaines études semblent montrer un système de réponse entre les différents moments du membre inférieur, du côté de la jambe portant une semelle, mais aussi du côté controlatéral<sup>37</sup>. Cette étude ne semble en revanche pas démontrer un lien clair entre le moment d'éversion de la cheville et le pEKAM et l'HAM du côté ipsilatéral.

L'étude de Butler<sup>38</sup> étudie l'influence du coin latéral dans le plan frontal sur la cheville et la hanche. Cette étude démontre une influence du coin latéral sur le moment d'éversion de la cheville (augmentation significative), une diminution sur le pEKAM du genou, mais ne démontre par pour autant une association significative entre ces deux variables.

### **1.6.3/ Synthèse intermédiaire 3**

On remarque dans les différentes études citées ci-dessus, que sur le plan inter-individuel, il ne semble pas y avoir un système de réponse entre les différentes articulations du membre inférieur. On remarque toutefois que les différentes semelles ont des effets sur la cheville principalement, mais aussi sur la hanche.

Notre étude a tenté d'évaluer un éventuel système de réponse entre le pEKAM et les moments d'adduction des articulations adjacentes pour un même individu soumis à différents types de semelle et différentes vitesses de marche. Et cela dans le but d'éviter des complications sur la hanche ou la cheville d'un patient bénéficiant d'une intervention.

### **1.7/ Objectifs de cette étude**

Pour cette étude nous avons fait des mesures sur un échantillon de patients avec arthrose médiale faible à modérée du genou, en les soumettant à différentes conditions ayant pour but de faire varier leur pEKAM. Pour ce faire nous avons fait marcher chaque patient à différentes vitesses et avec différents types de semelles.

Nous avons décidé de nous intéresser aux 4 principales variables de l'articulation du genou en lien avec la gonarthrose, à savoir ; le pEKAM, l'EKAM impulse, le pKFM et l'angle de flexion au contact talon-sol.

De plus, nous nous sommes intéressés aussi aux variables dans le plan frontal (moment d'abduction/adduction) des articulations adjacentes, à savoir la cheville et la hanche.

Nous avons utilisé 4 types de semelle, ainsi que des variations de vitesse, pour entraîner des modifications sur la biomécanique de la marche. Cette étude n'avait pas pour objectif de voir si une semelle spécifiquement influençait tels ou tels variable, mais plutôt de voir si la modification du pEKAM (peut importe à quelle vitesse et avec quel type de semelle) entraînait systématiquement la variation d'une autre variable, ou si au contraire on observait certains patients réagissant dans un sens, et d'autres de façon totalement différente, et cela non seulement au sein du genou, mais aussi au niveau de la hanche et de la cheville.

### **1.8/ Hypothèse :**

Pour l'ensemble des variables étudiées dans cette étude, il n'existe à notre connaissance aucune étude démontrant une corrélation entre le pEKAM et les autres variables pour un même sujet. (En effet les autres études se sont concentrées sur des comparaisons interindividuelles)

Hypothèse de l'influence d'une modification du pEKAM sur les autres variables liées à la gonarthrose:

A1/ Comparaison avec l'EKAM impulse : On s'attendait à une corrélation positive entre ces deux variables, car toutes deux représentent le moment d'adduction externe du genou, et sont utilisée indépendamment dans différentes études.

A2/ Comparaison avec le pKFM, les interventions diminuant le pEKAM uniquement sont cliniquement peu efficaces. L'hypothèse était que certaines des variables associée au développement de l'arthrose contrebalancent cet effet, on s'attendait donc à l'absence de corrélation, ou une corrélation inverse du KFM.

A3/ Comparaison avec l'angle de flexion au contact talon-sol ; Les interventions diminuant l'EKAM uniquement sont cliniquement peu efficace. L'hypothèse était que certaines des variables associée au développement de l'arthrose contrebalancent cet effet, on s'attendait donc à une corrélation négative (genou plus fléchi) ou à l'absence de corrélation.

Pour les articulations adjacentes :

B1/ Comparaison avec l'HAM : Comme le pEKAM représente la distribution de la charge médio-latéral au niveau du genou, on s'attendait à une corrélation inverse au niveau de la hanche. En effet une intervention modifiant l'axe anatomique du membre inférieur, devrait influencer l'ensemble des articulations du membre inférieur

B2/ Comparaison avec l'AEM : On s'attendait à une corrélation inverse du moment d'éversion de la cheville, en raison de la modification de l'axe anatomique du membre inférieur. Dans une proportion moins importante que pour le genou, car l'effet des semelles a moins de bras de levier étant donné la courte distance entre le sol et l'articulation.

## **2/Méthode**

### **2.1 : Sélection des patients pour l'étude.**

Les patients présentés dans cette étude, sont des patients volontaires avec une arthrose débutante recrutés par annonces dans le réseau CHUV et dans différents cabinets.

Critères d'inclusion :

- Homme ou femme, de 30 à 70 ans
- Radiographie du genou de moins d'une année disponible pour évaluer la localisation et la sévérité de la gonarthrose
- Gonarthrose médiale uni- ou bilatérale (stade Kellgren et Lawrence I à III ou Ahlbäck I à II)
- Genu varus de 0 à 10°
- Tous les patients ayant accepté les modalités de l'étude et ayant signé le consentement éclairé.

Critères d'exclusion :

- Atteinte neurologique centrale ou périphérique
- Antécédents de chirurgie des membres inférieurs (hormis arthroscopie)
- Infiltration intra-articulaire durant les 6 derniers mois
- Morphotype de rotule convergente
- Utilisation régulière de dispositifs mécaniques pour le traitement de la gonarthrose (semelles, chaussures, attelles...)
- Marche avec assistance (cane, déambulateur, ..)
- Incapacité à marcher 500 mètres en continu
- Tous les patients ayant refusés les modalités de l'étude ou n'ayant pas signé le consentement éclairé.

### **2.2 : Mesure du mouvement pour l'analyse biomécaniques de la marche :**

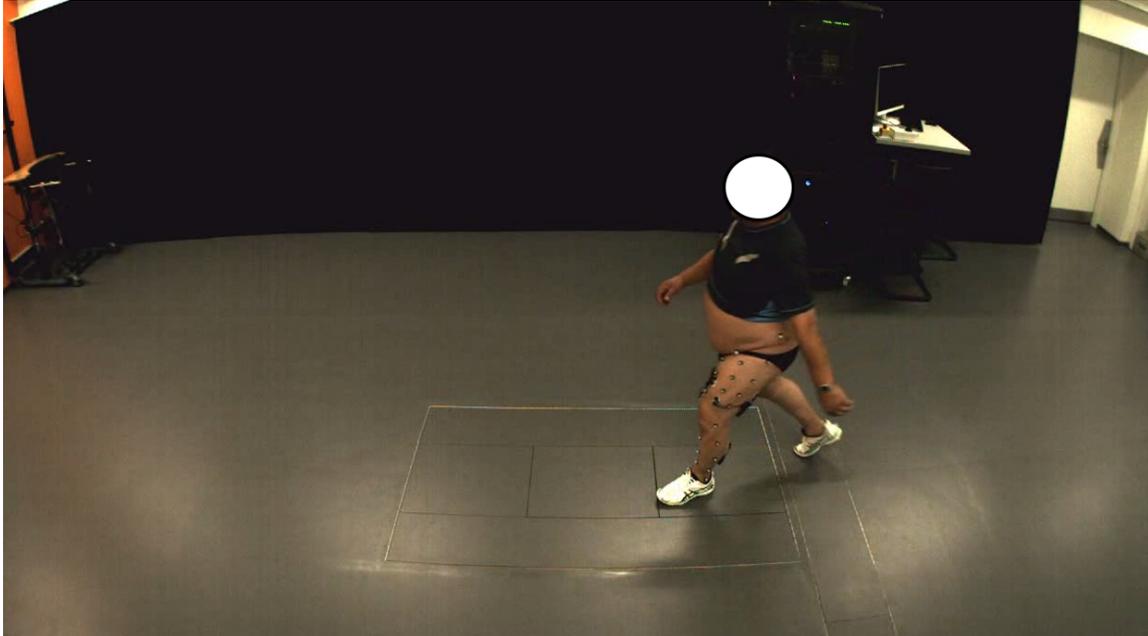
Afin d'obtenir des valeurs précises sur les différentes variables biomécaniques de la marche, nous avons utilisés le système Vicon, qui est un système de mesure du mouvement optique (Oxford, UK), ainsi qu'un système de plateforme de force placé au milieu de la zone de marche du patient (Kistler, Winterthur, CH).

Ce système est basé sur des caméras infrarouges (14 dans notre laboratoire) qui sont placées à des positions fixes dans la salle, ainsi que des marqueurs réfléchissants placés directement sur le sujet. (Ces derniers ont été placés par un physiothérapeute diplômé).

Dans cette étude nous avons utilisé 34 marqueurs en position statique (calibrage) et 32 marqueurs lors de la marche des sujets.

Les marqueurs<sup>39,40,41</sup> sont des sphères réfléchissantes de 2cm qui renvoient la lumière émise par les caméras infrarouges. On parle, dans ce cas la de marqueurs « passif », puisque le marqueur n'émet pas de signal directement, mais se contente de réfléchir celui émis par la caméra. Ce système de marqueur est relativement facile d'installation et peu encombrant (léger, sans fil) pour le sujet lors de sa marche, raison pour laquelle nous l'avons choisit pour cette étude.

Ce système va permettre une reconstruction 3D de la marche du patient, basée sur la position des marqueurs dans l'espace et dans le temps.



*Une personne en train d'effectuer une marche dans notre laboratoire de marche. Le sujet pose actuellement son pied gauche sur l'une des plateformes de force. On remarque les nombreux marqueurs réfléchissants placés sur sa jambe gauche.*

### **2.3 Vicon**

Comme évoqué ci-dessus le système Vicon nous a permis de reconstruire en 3D la position des marqueurs dans l'espace.

La capture du mouvement a lieu au centre du laboratoire, là où un maximum de caméra infrarouge détecte un même marqueur. En effet pour que le programme soit capable de localiser dans l'espace un marqueur, il doit le détecter sur au moins deux caméras.

Les caméras ressemblent à un appareil photo numérique standard entouré d'un anneau de LED. Ces LED émettent un signal infrarouge (invisible à l'œil humain) qui va rebondir sur les marqueurs, pour retourner à la caméra numérique et être détecté par le système.

Durant la capture, les coordonnées de tous les marqueurs, sont analysées par le système Vicon qui va relier les positions de chaque marqueur pour former des trajectoires continues, qui représentent les trajets de chaque marqueur tout au long de la marche. Chaque caméra détecte donc les marqueurs en deux dimensions. Le programme Vicon va ensuite reconstruire le trajet de chaque marqueur dans les trois dimensions, par simples règles trigonométriques, connaissant la position des caméras. Ainsi pour qu'un marqueur soit localisé, il doit être visible par au moins deux caméras Vicon.

### **2.4 Modalités de récolte des données Vicon pour cette étude :**

Chaque patient a été tout d'abord « calibré » par des mesures statiques à l'aide de 34 marqueurs. Les autres mesures, lors des marches ont été effectuées avec 32 marqueurs.

Chaque patient a effectué le test dans le laboratoire de marche de la façon suivante.

Il a effectué des marches sur une distance de 10m à sa vitesse préférée, puis à vitesse plus lente et plus rapide.

La vitesse de marche n'était pas contrôlée : il était premièrement demandé aux patients de marcher à leur vitesse habituelle, puis à une vitesse plus lente et finalement à vitesse augmentée.

Pour chaque mesure de vitesse, il a été demandé au patient d'effectuer des marches dans le labo jusqu'à l'obtention de 3 marches satisfaisantes. Une marche était considérée comme

satisfaisante lorsque le pied à analyser du patient s'appuyait totalement sur une des plateformes de force.

Les deux principales variables que nous avons modifiées durant la marche étaient :

- le type de semelles
- la vitesse de la marche

Chaque patient a marché avec quatre types de chaussage, des semelles normales (semelles de base fournie avec la chaussure test), des coins latéraux, des semelles confort (avec un support d'arche) et des semelles orthopédiques faites sur mesure. (Cette semelle sur mesure, est un type de semelle classique bien connu des podologues qui l'élaborent en fonction de la morphologie du pied de chaque patient et des caractéristiques leur marche).

Ainsi chaque patient a marché selon 12 modalités (4 chaussages à 3 vitesses)

Afin d'augmenter la fiabilité de chacune des mesures nous avons fait marcher le patient à trois reprises pour chacune des modalités de marche. Les résultats des 3 marches ont ensuite été moyennés.

Le centre du laboratoire de marche est équipé de deux plateformes de forces, sur lesquelles le patient doit impérativement poser un seul pied. Ces mesures de forces associées aux mesures cinématiques permettront le calcul des différentes variables d'intérêt de cette étude.

Pour chaque marche, le contact talon-sol (heel-strike) correspond au début de la séquence d'intérêt (0%) et à la fin (100%) du cycle de marche.

## **2.5 Préparations des données Vicon : Le tracking**

Le système Vicon permet d'afficher en 3D les différents marqueurs détectés par les caméras lors de la marche. En revanche le système n'est pas capable de reconnaître les différents marqueurs entre eux. De plus il arrive que certains marqueurs ne soient pas détectés (ex. marqueur détecté par 0 ou une caméra seulement).

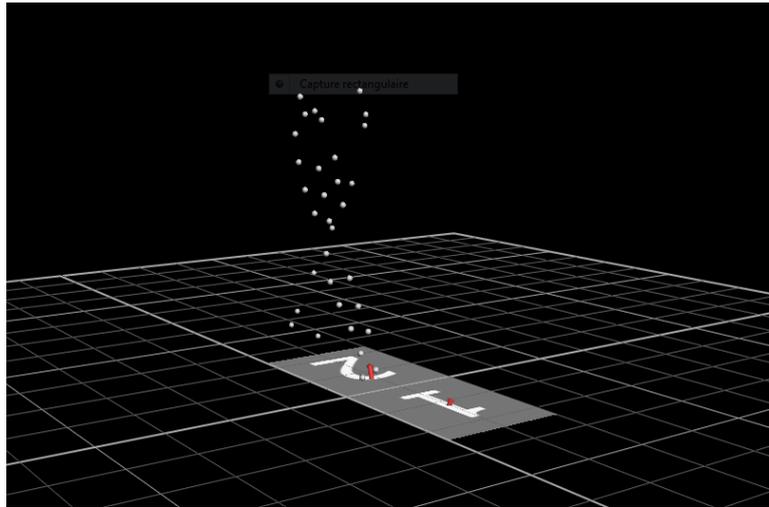
Il n'est non plus rare que le système détecte des fantômes, c'est à dire des signaux comparable à des marqueurs qui ne le sont pas.

Afin d'obtenir un set de donnée propre, il faut « tracker » les marqueurs qui nous intéressent pour notre modèle.

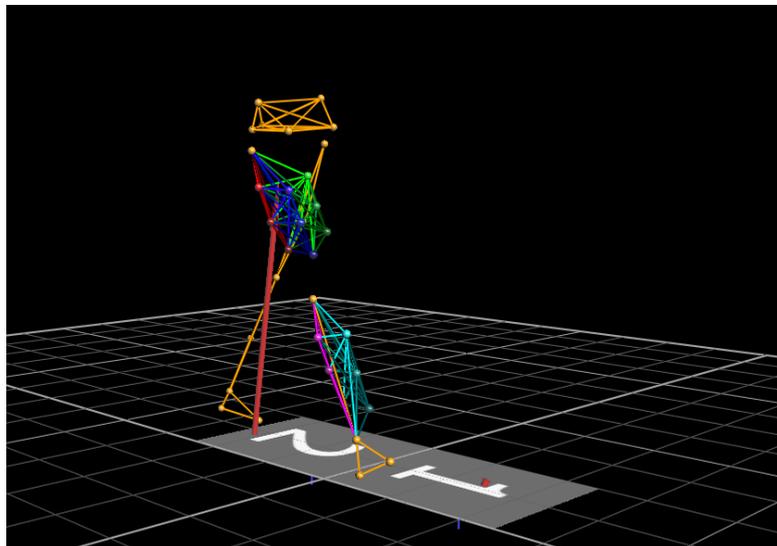
Le travail de tracking des données Vicon consiste en plusieurs points :

- 1) Sélection de la séquence d'intérêt. (la séquence labélisé doit inclure un cycle de marche complet ; juste avant l'appui du talon sur le sol, puis juste après que le talon se lève, lors du cycle suivant).
- 2) Identification et labélisation des différents marqueurs, parmi les différents signaux détecté par le système (ex : ce marqueur correspond a l'épine iliaque antéro-supérieur droite).
- 3) S'assurer de l'absence d'identification de signaux parasites (parfois le système labélise des signaux qui ne représente pas un marqueur réel)
- 4) S'assurer de l'absence de croisement entre deux marqueurs labélisé.
- 5) Reconstruction par régression des signaux manquants (ex : le signal de l'épine iliaque antéro-supérieur droite peut disparaître pendant un cours lapse de temps, il faudra donc reconstruire ce signal manquant).

Une fois le tracking terminé, le set de données est prêt pour être analyser et calculer les différentes variables d'intérêt.



*Capture d'écran de l'un de nos sujets tels que détecté par le logiciel vicon, les différents marqueurs apparaissent en trois dimensions sur l'écran. Données avant tracking.*



*Set de donnée post-tracking. On remarque que les marqueurs ont été « labellisés », chaque couleur correspondant à un marqueur spécifique.*

## **2.6 Analyse biomécanique des données Vicon : Biomove**

Comme expliqué précédemment le programme Vicon permet de reconstruire les trajectoires de la marche en 3D.

Afin d'analyser à proprement parler la cinétique et cinématique de la marche, nous avons utilisé un protocole déjà bien connu et validé dans le domaine<sup>39 40 41</sup>.

Et comme expliqué dans l'introduction, les variables que nous voulons mesurer et comparer dans cette étude sont le pEKAM (external knee adduction moment), l'EKAM impulse, le moment de flexion (pKFM) et l'angle de flexion au heel strike (hKFA) pour les variables au niveau du genou.

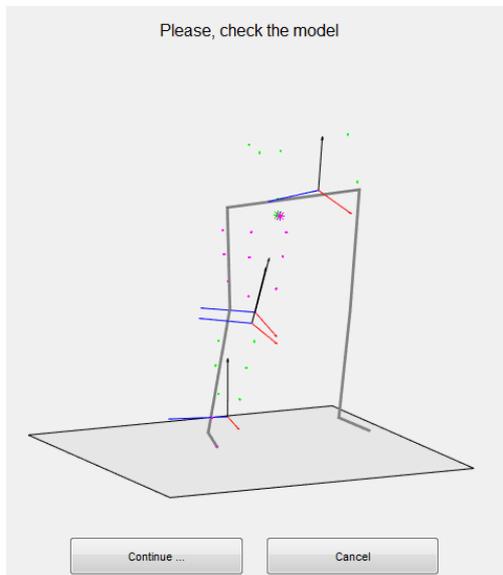
Mais aussi le moment d'adduction de la hanche (HAM) et le moment d'éversion de la cheville (AEM).

Pour passer des trajectoires du programme Vicon aux valeurs biomécaniques de nos variables, nous avons utilisé le logiciel biomove (Stanford university CA).

Ce logiciel nous permet de calculer les différentes variables biomécaniques de la marche.

Ce programme possède différents systèmes de « contrôle qualité » des données analysées.

Une fois ces différents système de « contrôle qualité » et éventuelles corrections du tracking effectués, les valeurs de poids et taille du patient entrées, le programme calcule les différentes valeurs des variables d'intérêt.



*Système de « contrôle qualité » des données vicon. Il faut s'assurer d'avoir les axes au niveau de la cheville, du genou et du pelvis. Ainsi que la présence de tous les marqueurs.*

## **2.7 Analyse statistique des données biomécaniques de la marche**

Une fois les valeurs des différentes variables obtenues sur biomove, nous les avons analysé grâce au logiciel Excel.

Dans notre recherche d'un « système de réponse » entre les différentes variables agissant sur le membre inférieur, nous avons, comme cité précédemment, procédé à une comparaison du moment d'adduction externe du genou (pEKAM) avec 6 autres variables : l'EKAM impulse, le moment de flexion du genou (pKFM), l'angle de flexion du genou (lors de l'appui du talon) (hKFA) pour les variables du genou, ainsi que le moment d'éversion de la cheville (AEM) et le moment d'adduction de la hanche (HAM) pour les articulations adjacente.

Ainsi, pour chaque sujet, nous avons obtenu un tableau avec 12 variables (4 types d'interventions à 3 vitesses différentes), et les 6 variables d'intérêt citées ci-dessus.

Nous avons ensuite normalisé ces valeurs afin de faciliter la comparaison entre les sujets. Cette « normalisation » a permis d'avoir la même moyenne (0) et le même écart-type (1) pour chaque variable de chaque sujet (cette transformation n'affecte donc pas l'analyse intra-patient).

Nous avons ensuite systématiquement comparé, chaque variable avec le pEKAM, afin de voir si sa modification influençait systématiquement certaines autres variables, et cela au moyen du coefficient de corrélation de Pearson. Nous avons choisit une valeur alpha de 5% comme association statistique significative.

Nous avons procédé en deux phases lors de notre analyse statistique :

1/ Comparaison directe de chaque variable par rapport au pEKAM, pour chaque patient, et calcul du coefficient de corrélation R. Chaque patient possède 12 valeurs de pEKAM qui ont été comparées aux 12 valeurs de chaque autre variable.

2/ Comparaison des valeurs normalisées de tous les patients (afin de s'affranchir des variations inter-individuelle) et calcul de la corrélation moyenne. Les 84 valeurs de pEKAM (12 interventions pour 7 patients) ont été comparées aux 84 valeurs de chacune des variables.

### **3/ Résultats :**

Avant de présenter l'analyse des résultats à proprement parler, il convient de décrire la population des patients testés :

#### **3.1/ Description de la population :**

Cette étude inclus 7 sujets avec arthrose médiale du genou de stades Kellgren-Lawrence 1 à 3. Les patients sont âgés en moyenne de 58,5 ans (+/- 9ans).

Les valeurs du 1<sup>er</sup> pic d'EKAM sont de 2,85 +/- 1,65 (%BW\*Ht) Ces valeurs de pEKAM sont en adéquations avec d'autres études<sup>5,6</sup>.

Population	sexe	âge	taille (cm)	poids (Kg)	EKAM à vitesse normale avec semelle contrôle (%BW*Ht)
Patient 1	Homme	67	170	116	3,385
Patient 2	Homme	58	183	75	3,343
Patient 3	Homme	65	178	89	2,489
Patient 4	Femme	66	153	90,5	4,491
Patient 5	Homme	66	167	90,5	2,175
Patient 6	Homme	50	173	73	1,177
Patient 7	Homme	58	170	78	3,271

#### **3.2/ Corrélation entre les différentes variables :**

EKAM avec	Impulse	KFM	KFA	HAM	AEM
Pat 1	-0.284	0.746 **	0.754 *	-0.989 ***	-0.383
pat2	0.423	0.948 ***	0.721 *	-0.988 ***	0.258
pat3	-0.671 *	0.953 ***	0.956 ***	0.127	0.833 ***
pat4	-0.82 **	0.924 ***	0.95 ***	-0.965 ***	0.55
pat5	-0.737 *	0.9 ***	0.416	-0.755 **	-0.747 **
pat6	-0.114	0.715 *	0.68	-0.834 ***	-0.18
pat7	-0.79 **	0.888 ***	0.9 ***	-0.978 **	-0.43
Moyenne de l'ensemble des patients	-0.427	0.867 ***	0.768 ***	-0.769 **	-0.014

Tableau comparatif des différentes variables par rapport au pEKAM, avec leurs coefficients de corrélation R respectifs. Les P-values sont représentées par des \*, avec la valeur alpha ci-dessous

\*= P<0.05, \*\*=P<0.001. \*\*\*= P<0.005

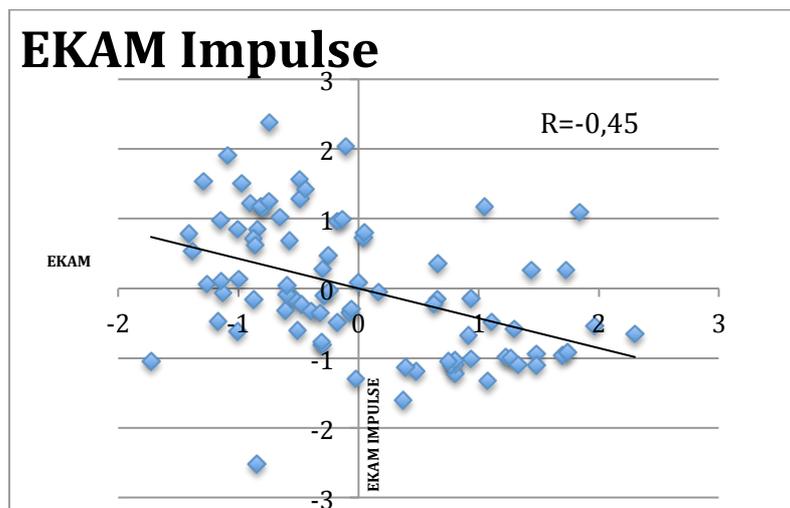
### 3.2.1/ Comparaison du pEKAM avec EKAM impulse

On observe, sur l'ensemble de la population, un coefficient de corrélation non significatif, avec une p-value de 0.711.

Il est toutefois intéressant de noter que certains patients n'ont pas de relation statistique (patient 6 : valeur R nettement supérieur à 0,05), et certains autres patients un coefficient de corrélation significatif (patient 4 : p-value =0.003) traduisant une variabilité interindividuelle importante.

On constate donc un pattern très variable d'association, avec 3 patients sans aucune relation (1,2 et 6), 4 patients avec une p-value significative, dont deux patients avec relation faible (3 et 5) et deux patient avec une relation modérée (4 et 7).

Il est intéressant de noter que la corrélation, retrouvée chez les patients 1,2 et 6) est négative.



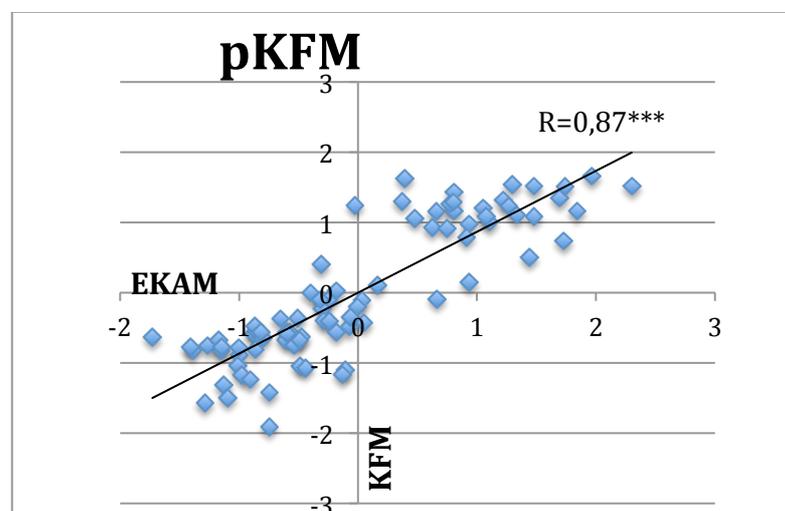
*Distribution des valeurs normalisées d' EKAM impulse en fonction du pEKAM.*

### 3.2.2/ Comparaison du pEKAM avec pKFM.

On observe, sur l'ensemble de la population, un coefficient de corrélation hautement significatif (valeur P = 3.34E-05)

De plus la relation pEKAM-pKFM est significative pour l'ensemble des patients (dont 5 patients avec des valeurs P <0.001).

La corrélation est positive entre pEKAM et pKFM

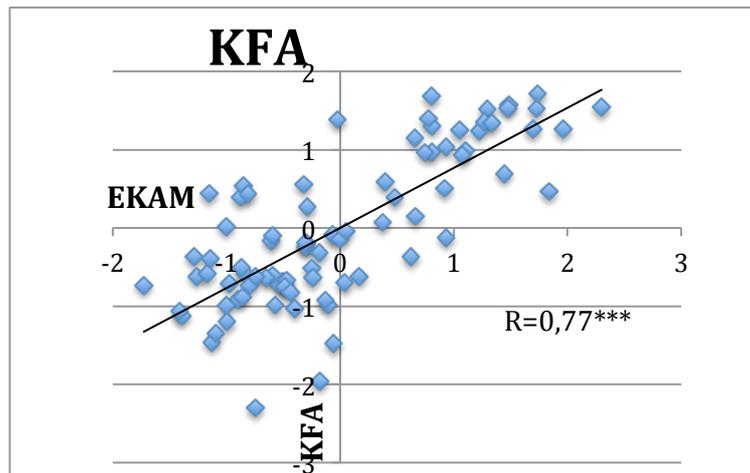


*Distribution des valeurs de KFM normalisées en fonction du pEKAM*

### 3.2.3/ Comparaison du pEKAM avec hKFA

On observe, pour l'ensemble de la population un coefficient de corrélation hautement significatif (p-value=0.0006)

En revanche ici, le pattern de relation est très hétérogène entre les différents individus. En effet alors que les patients 5 et 6 ne montre aucune relation (p-value de 0,284 et 0.68 respectivement), les patients 3, 4 et 7 en ont des coefficients de corrélation très significatifs.

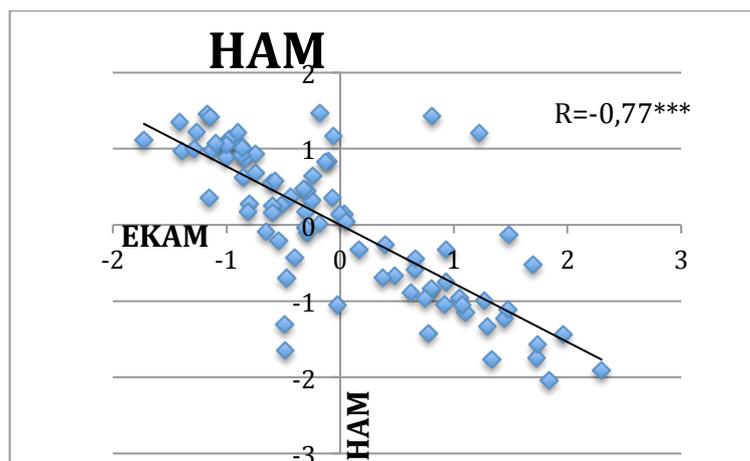


*Distribution des valeurs de KFA normalisées en fonction du pEKAM*

### 3.2.4/ Comparaison du pEKAM avec Moment abduction de la hanche.

On observe, pour l'ensemble de la population, un coefficient de corrélation significatif (valeur  $P=0.0051$ ), avec un relation inverse (plus le pEKAM augmente, plus l'HAM diminue).

De plus la relation semble extrêmement stable entre les individus (5 patients avec des valeurs  $R > 0,75$ ), seul un patient semble n'avoir aucune relation (patient 3, avec un R de 0.13)

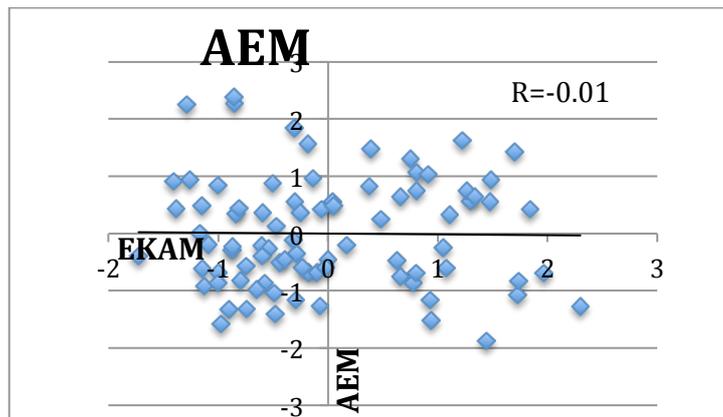


*Distribution des valeurs de HAM normalisées en fonction du pEKAM*

3.2.5/ Comparaison EKAM et Moment d'éversion de la cheville.

On observe, pour l'ensemble de la population, un coefficient de corrélation non significatif ( $p$ -value=0.667).

Pattern hétérogène de réponse avec la majorité des patients sans relation au niveau de l'articulation de la cheville. Seul les patients 3 et 5 semblent avoir une corrélation (très importante et importante respectivement).



*Distribution des valeurs d'AEM normalisées en fonction du pEKAM*

#### **4/Discussion :**

Il convient de rappeler que l'un des principaux aspects innovant de cette étude, réside dans le fait que nous avons mesuré l'association des différentes variables pour un même patient. Ceci n'avait à notre connaissance pas été fait dans d'autres études.

##### 4.1.1/ pEKAM avec EKAM impulse

Ces résultats ont comparé directement le « pic EKAM » et « l' EKAM Impulse ». Ces deux variables ont été décrites et utilisées indépendamment dans de nombreuses études, avec une préférence pour l'EKAM impulse en terme de perte de cartilage au long terme. Nous nous attendions donc à une corrélation positive.

Les résultats de cette étude ont montré l'absence de relation (en moyenne) entre les deux variables. Toutefois la majorité des patients (4) ont quand même montré une corrélation statistiquement significative (et négative).

Ces observations confirment l'importance de mesurer les deux variables dans les études futures.

Ainsi il semblerait qu'une diminution du pEKAM s'associe parfois à une augmentation de la phase d'exposition à l'EKAM (aire sous la courbe).

##### 4.1.2/ pEKAM avec pKFM.

Notre étude a montré une forte association, constante entre les différents sujets, du pEKAM et du pKFM.

Cette observation va à l'encontre la littérature, qui dit que le KFM peut varier indépendamment du pEKAM<sup>21,25</sup> (entre les différents sujets), et donc que le pEKAM ne devrait plus être considéré comme un marqueur unique pour le risque de développement d'arthrose. Cette observation doit toutefois être nuancée, car la littérature comparait des collectifs de patient entre eux, alors que notre étude compare les deux variables pour un même patient.

Notre étude a montré une association intra-patient claire entre pEKAM et KFM. Cette observation est rassurante pour l'élaboration de stratégies visant à diminuer la charge sur le compartiment médial, car elle montre que si l'on diminue le pEKAM, on diminue aussi un autre prédicteur du développement de l'arthrose du genou ; le moment de flexion.

De plus la littérature parle d'une hétérogénéité de la réponse, le pKFM pouvant diminuer ou augmenter chez certains patients pour une même variation du pEKAM. Ceci n'est absolument pas supporté par notre étude, puisque tous les patients ont augmenté significativement leur pKFM en réponse à l'augmentation du pEKAM. Là encore, cette apparente discordance avec les données de la littérature est en lien avec la différence de design (comparaison inter-patient pour la littérature, vs intra-patient pour cette étude)

##### 4.1.3/ pEKAM avec hKFA

On s'attendait à avoir une relation négative ou l'absence de relation entre pEKAM et hKFA, ce fût bien le cas. En effet plus les patients ont diminué leur pEKAM, plus le genou s'est fléchi au contact talon-sol. Cette observation suggère l'importance de mesurer l'angle de flexion au contact talon-sol pour pouvoir prédire l'efficacité d'une intervention qui viserait à freiner le développement de l'arthrose du genou. Ainsi la diminution du pEKAM a été contrebalancée par une augmentation de l'angle de flexion, ceci pouvant expliquer l'absence d'effet de certaines semelles.

#### 4.1.4/ pEKAM et Moment abduction de la hanche.

La très très forte corrélation inverse observée dans cette étude confirme notre hypothèse de système de réponse dans le plan frontal entre le genou et la hanche. Cette observation souligne l'importance d'une prise en charge globale du membre inférieur lors des interventions thérapeutiques. Ainsi lorsque l'on modifie le pEKAM au niveau du genou, la hanche semble immédiatement la compenser pour permettre le maintien du corps en position debout. Par conséquent il ne serait pas souhaitable de modifier de façon importante le pEKAM d'un patient souffrant déjà d'une pathologie de la hanche.

Cette observation souligne l'importance de mesurer les variations de biomécanique de la hanche lors de l'élaboration de nouvelles interventions. Il serait en effet, souhaitable de trouver des interventions qui modifient le moins possible sa fonction.

Ces résultats vont cependant à l'encontre des études de Nester et Butler<sup>34, 38</sup>, qui n'avaient pas relevé d'influence significative des semelles sur la hanche. (Comparaisons inter-sujets)

#### 4.1.5/ pEKAM et Moment d'éversion de la cheville.

L'absence de corrélation observée entre pEKAM et AEM infirme notre dernière hypothèse. Il semblerait que l'articulation de la cheville ne participe pas au « système de réponse » du membre inférieur. Cela peut s'expliquer par la faible distance entre le sol et l'articulation de la cheville, le moment étant dépendant de cette distance.

On remarque toutefois que deux individus ont présenté une corrélation entre pEKAM et AEM. Le sujet 3 était le sujet qui n'avait pas présenté de corrélation entre HAM et AEM, cette constatation nous amène la possibilité d'un système de réponse qui nécessiterait au minimum deux articulations du membre inférieur pour le maintien de la statique du membre inférieur.

Cette possibilité nécessiterait un pool de patients plus important, afin de se vérifier. Le patient 5 qui lui aussi a présenté une relation entre pEKAM et AEM, dans ce cas « modérée » avait aussi une corrélation « modérée » au niveau de l'articulation de la hanche.

Cette « absence de corrélation significative » va dans les sens de l'étude de Butler<sup>38</sup> qui avait identifié une influence du coin latéral sur le moment d'éversion de la cheville mais sans association avec le pEKAM.

Toutefois cette étude soulignait l'importance de l'analyse de la biomécanique de la cheville, car le coin latéral a tout de même une influence sur l'articulation de la cheville.

#### 4.2/ Limitations :

La première limitation de cette étude est le petit nombre de patients (7) analysés.

En effet, pour les corrélations qui semblent varier entre les patients (4 patients sur 7 qui ont une corrélation positive entre pEKAM et EKAM impulse, le patient 3 qui semble répondre au niveau de la cheville au lieu de la hanche), il aurait été souhaitable d'avoir un plus grand pool de patient. Cela aurait pu nous permettre de classer les patients en différents patterns de réponse. Si un patient répond différemment dans cette étude il est en effet difficile de prouver que son pattern de réponse ne provient pas d'une erreur de mesure ou d'analyse des données (Cela est toutefois peu probable car la méthodologie de récolte et d'analyse des données suit des protocoles validés dans différentes études). Une étude similaire avec un plus grand pool de patient serait donc souhaitable.

Bien que la récolte des données vicon et son analyse par le logiciel biomove soit standardisée, il n'est pas possible de garantir une fiabilité de 100% des mesures étant donné les différentes interventions de notre part (erreur lors du tracking manuel, erreur du système par exemple).

Les différents patients ont effectué une marche avec des semelles « sur-mesure » élaborées par un podologue. Ces semelles sont spécifiques à chaque patient, ainsi chaque patient de cette étude n'a pas été soumis exactement aux mêmes interventions en terme de biomécanique. Cela n'étant pas un problème pour cette étude, car les différentes interventions ont été choisies dans le but de faire varier le pEKAM puis de comparer ces variations en intra-sujet.

Finalement cette étude a utilisé deux interventions pour faire varier le pEKAM ; les semelles et la vitesse. En raison du petit pool de patient, il ne nous a pas été possible de séparer ces deux interventions, ainsi les corrélations, ou leurs absence, présentées dans cette étude pourraient être le reflet d'une intervention uniquement ou d'une annulation mutuelle.

La variation de la vitesse pourrait expliquer certains résultats de notre étude sur les variables du genou.

L'absence de corrélation entre pEKAM et EKAM impulse pourrait être expliquée par les variations de vitesse de cette étude. En effet un patient marchant plus rapidement, aura tendance à avoir un « pic EKAM » plus élevé, mais avec un temps d'appui plus court (qui aura tendance à diminuer l'EKAM impulse). Étant donné l'absence de littérature sur la relation « pic EKAM, EKAM impulse en fonction de la vitesse », et notre design d'étude ne nous permettant pas d'isoler les vitesses (on se retrouverait avec uniquement 4 valeurs au lieu de 12 par patient, nombre insuffisant pour identifier une corrélation), de nouvelles études faisant varier l'EKAM à vitesse constante seraient intéressantes pour en identifier clairement la cause, ainsi que des études avec un seul type de semelle testé à différentes vitesses.

La composante vitesse pourrait aussi avoir influencé le pKFM. En effet, la littérature démontre une forte corrélation positive entre vitesse de marche et pKFM<sup>42</sup>. Dans cette étude on remarque une influence importante de la vitesse sur le pEKAM et aussi le pKFM, ainsi la relation trouvée dans cette étude entre pEKAM et pKFM, pourrait être poussée par cette composante.

Pour la corrélation négative entre pEKAM et hKFA, on sait que plus les patients marchent vite, plus ils ont un angle en flexion important (étude de Hanlon<sup>43</sup>). Cette relation pourrait aussi pousser nos résultats dans le sens de la corrélation positive observée dans cette étude.

Il serait donc intéressant de faire une étude avec le même design, mais avec plus de patients, plus de semelles mais à vitesse constante, afin de pouvoir s'assurer que le pKFM et le hKFA ne dépendent pas uniquement de la vitesse.

#### 4.3/ Perspective :

Cette étude montre un système de réponse entre les différentes variables (très bien corrélé pour le pKFM, l'HAM et le KFA, mais aussi avec l'EKAM impulse pour certains patients). Ces relations ont été mesurées chez des patients marchant avec différents types de semelles à différentes vitesses. Il faudra donc confirmer que ce système de réponse est applicable pour une intervention « semelle », ou « vitesse » uniquement.

De plus il existe d'autres types d'interventions visant à modifier le pEKAM qui n'ont pas fait l'objet de cette étude et qui pourraient avoir un système de réponse différent.

Les attelles valgus<sup>44</sup> sont une alternative aux semelles, en effet ces dernières ont déjà montré des résultats similaires<sup>20</sup>, voir même supérieurs<sup>45</sup> (surtout dans le cadre d'arthrose avancée) à ceux des semelles tant en terme de réduction du pEKAM que de diminution de la douleur.

Étant donné qu'elles agissent par un mécanisme différent sur l'articulation du genou, il est probable qu'elles aient un système de réponse différent de celui identifié dans cette étude avec

les semelles. De futures recherches seraient donc souhaitables pour confirmer ou infirmer cette hypothèse.

Il existe encore d'autres interventions pour tenter de diminuer les contraintes sur l'articulation du genou, tels que des mesures d'interventions visant à éduquer les patients à marcher. Notre étude même si elle ne permet pas de le confirmer, suggère que la vitesse joue un rôle prépondérant dans les contraintes imposées à l'articulation.

Les semelles que nous avons testé dans cette étude sont des semelles standardisée faites en série (sauf la semelle sur-mesure). Il serait intéressant d'évaluer l'effet de semelles plus complexes, élaborées en fonction de la biomécanique individuelle de la marche de chaque patient, et de voir si une telle semelle permettrait d'influencer les différentes variables dans la direction souhaitée. On pourrait ainsi arriver à choisir la semelle la plus adéquate pour chaque patient, et ainsi retarder l'évolution de sa gonarthrose ou le soulager cliniquement.

#### 4.4/ Conclusion :

Dans ce travail, on constate que les interventions (différentes semelles et différentes vitesses) ont des effets peu prévisibles sur les différentes variables associées au développement de la gonarthrose, notamment par une augmentation de l'angle de flexion concomitante à la diminution de pEKAM, qui pourrait expliquer l'absence de bénéfice clinique de ces interventions observées dans de nombreuses études.

Ce travail relève le même problème avec l'EKAM impulse qui ne semble pas statistiquement corrélé pour l'ensemble des sujets au pEKAM, on constate même que sur le plan individuel la relation est inverse chez certains sujets.

En revanche une diminution du pKFM semble clairement corrélée à une diminution du pEKAM, ainsi la mesure d'une des deux variables lors de nos interventions semble nous assurer une diminution concomitante de l'autre variable.

On voit aussi que nos interventions visant à modifier la biomécanique de la marche par des semelles orthopédiques ainsi que par une variation de vitesse entraînent des modifications sur l'articulation de la hanche. D'autres interventions seraient donc préférables chez certains patients avec des pathologies au niveau de la hanche.

Pour conclure, lors de l'élaboration d'interventions visant à diminuer les contraintes et freiner le développement de l'arthrose, il semble nécessaire, d'après cette étude, de contrôler les variations de pEKAM, EKAM impulse, hKFA (les variations de pKFM étant fortement positivement corrélée à celle d'EKAM, sa mesure semble superflue).

De plus afin d'évaluer les influences sur les articulations adjacentes la mesure de l'HAM semble nécessaire (fortes influences des interventions sur cette articulation), tout comme celle de l'AEM qui semble varier toutefois uniquement chez certains sujets (et pas du tout pour la plupart).

- <sup>1</sup> Felson, Naimark, Anderson, et al. 1987 The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*;30:914–8.
- <sup>2</sup> Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ, et al. 1994. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *Am J Public Health* 84:351–358.
- <sup>3</sup> Andriacchi, Mundermann, 2006. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 18:514–8.
- <sup>4</sup> Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, et al. 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 61:617–622.
- <sup>5</sup> Schipplein OD, Andriacchi TP. 1991 Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res*1991;9:113–19
- <sup>6</sup> Amin S, Luepingsak N, McGibbon CA, et al. 2004. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum* 51:371–376.
- <sup>7</sup> Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, et al. 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 61:617–622.
- <sup>8</sup> Creaby MW, Wang Y, Bennell KL, et al. 2010. Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 18:1380–1385.
- <sup>9</sup> Bennell KL, Bowles KA, Wang Y, et al. 2011. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 70:1770–1774.
- <sup>10</sup> Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, et al. 2002. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 83:889–
- <sup>11</sup> Hinman RS, Bowles KA, Meclaf BB, et al. 2012. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects of lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech* 27:27–33.
- <sup>12</sup> Parkes MJ, Maricar N, Lunt M, et al. 2013. Lateral wedge insoles as a conservative treatment for pain in patients with medial knee osteoarthritis: a meta-analysis. *JAMA* 309:722–
- <sup>13</sup> Jones RK, Chapman GJ, Forsythe L, et al. 2014. The Relationship between reductions in knee loading and immediate pain response whilst wearing lateral wedged insoles in knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 32:1147–1154.
- <sup>15</sup> Hinman RS, Bowles KA, Payne C, et al. 2008. Effect of length on laterlly-wedged insoles in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 59:144–147.
- <sup>16</sup> Nakajima K, Kakihana W, Nakagawa T, et al. 2009. Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. *Gait Posture* 29: 208–213.

- <sup>17</sup> Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, et al. 2002. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 83:889–
- <sup>18</sup> Shakoor N, Lidtke RH, Sengupta M, et al. 2008. Effects of specialized footwear on joint loads in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 59:1214–1220.
- <sup>19</sup> Shakoor N, Block JA. 2006. Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 54:2923–2927.
- <sup>20</sup> Erhart-Hledik JC, Elspas B, Giori NJ, et al. 2012. Effect of variable-stiffness walking shoes on knee adduction moment, pain, and function in subjects with medial compartment knee osteoarthritis after 1 year. *J Orthop Res* 30:514–521.
- <sup>21</sup> Mündermann A., Dyrby C. O., Hurwitz et al. 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis and Rheumatism*. 50(4):1172–1178.
- <sup>22</sup> Bennell KL, Bowles KA, Wang Y, et al. 2011. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 70:1770–1774.
- <sup>23</sup> Levinger P, Menz HB, Morrow AD, et al. 2013. Relationship between foot function and medial knee joint loading in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res*. 2013 Aug 8;6(1):33. doi: 10.1186/1757-1146-6-33.
- <sup>24</sup> Walter JP, D’Lima DD, Colwell CW Jr, et al. 2010. Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait. *J Orthop Res* 28:1348–1354.
- <sup>25</sup> Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, et al. 2007. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *J Orthop Res* 25:789– 893.
- <sup>26</sup> Manal, K.; Gardinier, E.; Snyder-Mackler, et al 2015. A More Informed Evaluation of Medial Compartment Loading: the Combined Use of the Knee Adduction and Flexor Moments. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015 July ; 23(7): 1107–1111
- <sup>27</sup> Trepczynski A, Kutzner I, Bergmann G, et al. 2014. Modulation of the Relationship Between External Knee Adduction Moments and Medial Joint Contact Forces Across Subjects and Activities. *arthritis & rheumatology* 1218–1227
- <sup>28</sup> Eric F. Chehab, Julien Favre, Jennifer C. Erhart-Hledik et al 2014 Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with five year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014 Nov;22(11):1833-9.
- <sup>29</sup> Favre, Erhart, Chehab, 2016 Baseline ambulatory knee kinematics are associated with changes in cartilage thickness in osteoarthritic patients over 5 years. *J Biomech*. 2016 Jun 14;49(9):1859-64
- <sup>30</sup> Jooeun Ahn, Neville Hogan, 2012, Walking Is Not Like Reaching: Evidence from Periodic Mechanical Perturbations. Published online.

- <sup>31</sup> Hinman RS, Bowles KA, Meclaf BB, et al. 2012. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects of lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech* 27:27–33.
- <sup>32</sup> Cappozzo A, Catani F, Croce UD, et al. 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech* 10:171–
- <sup>33</sup> Chapman, Parkes, Forsythe et al. 2015 Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles. *Osteoarthritis Cartilage* Aug;23(8):1316-22.
- <sup>34</sup> Nester, Van der Linden, Bowker et al 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait, *Gait and Posture* 17, 180- 187
- <sup>35</sup> Mehmet E. Tezcan, Berna Goker, Roy Lidtke et al. 2017 Long-term effects of lateral wedge orthotics on hip and ankle joint space widths. *Gait & Posture* 51, 36–40
- <sup>36</sup> Chapman, Parkes, Forsythe et al 2015. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: an ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 23(8):1316-22
- <sup>37</sup> Resende, Deluzio, Kirkwood et al 2015. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture* 41:395-401
- <sup>38</sup> R.J. Butler, J.A. Barrios, T. Royer, et al 2009. Effect of laterally wedged foot orthoses on rearfoot and hip mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthet. Orthot. Int.*, 33 pp. 107–116
- <sup>39</sup> Andriacchi, Alexander, Toney et al 1998. A Point Cluster Method for In Vivo Motion Analysis: Applied to a Study of Knee Kinematics, *J. Biomechanical Eng.* 120, pp. 743-749.
- <sup>40</sup> C.O. Dyrby, T.P. Andriacchi 2004. Secondary motions of the knee during weight bearing and non-weight bearing activities *J. Orthop. Res.*, 22 pp. 794–800
- <sup>41</sup> E.S. Grood, W.J. Suntay. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.*, 105 (1983), pp. 136–144
- <sup>42</sup> Kirtley, Whittle, Jefferson. 1985 Influence of speed on gait parameters. *Journal of biomedical engineering* p282-288

<sup>43</sup> Hanlon, anderson, 2006. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics, hanlon, gait and posture Nov;24(3):280-7

<sup>44</sup> Jones RK, Nester CJ, Richards JD, et al. 2013. A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis. Gait Posture 37:368–372.

<sup>45</sup> Hawkins 2012. Bracing and Orthoses: A Review of Efficacy and Mechanical Effects for Tibiofemoral Osteoarthritis Neil A. Segal, MD, MS, CSCS 2012