

Prix du meilleur  
mémoire kiné

## Caractérisation cinématique de la marche de sujets présentant un *genu recurvatum*

PAULINE LAVALLÉE  
[pauline.lavallee3@orange.fr](mailto:pauline.lavallee3@orange.fr)

PROMOTEUR : FRÉDÉRIC DIERICK  
CO-PROMOTEUR : FABIEN BUISSETET  
*Laboratoire Forme & Fonctionnement Humain, CeREF*  
*Haute école Louvain-en-Hainaut*  
*Rue Trieu Kaisin, 136*  
B – 6061 Montignies sur Sambre  
[dierickf@helha.be](mailto:dierickf@helha.be)  
[buisseretf@helha.be](mailto:buisseretf@helha.be)

RÉSUMÉ. – Le but de cette étude est de réaliser une analyse de la cinématique du membre inférieur au cours de la marche chez des sujets présentant une déformation de type *genu recurvatum* afin de déterminer les caractéristiques de la marche de ces derniers. La cinématique du membre inférieur dans le plan sagittal durant la marche d'un groupe de 13 sujets présentant un *genu recurvatum* a révélé plusieurs différences significatives comparativement à un groupe de 13 sujets ne présentant pas de déformation. Une augmentation d'extension et une diminution de flexion de la hanche et du genou ainsi qu'une accentuation de la flexion dorsale de la cheville et une réduction de la flexion plantaire ont été observées. Les angles d'élévation maximum de la jambe et du pied ainsi que le minimum de la cuisse et du pied sont plus importants chez les sujets présentant un *genu recurvatum*. L'apparition des événements cinématiques particuliers du cycle de marche est en outre plus tardive chez ces sujets. Les résultats obtenus montrent que les sujets présentant un *genu recurvatum* adoptent une cinématique significativement différente des sujets sains, celle-ci pouvant être impliquée dans une usure prématurée du cartilage articulaire du genou.

ABSTRACT. – The purpose of this study is to perform an analysis of lower limb kinematics while walking in subjects with *genu recurvatum* in order to determine the corresponding gait characteristics. Lower limb kinematics performed

in the sagittal plane during walking in a group of 13 subjects with *genu recurvatum* revealed several significant differences when compared with those of a group of 13 subjects without *genu recurvatum*. An increase in extension and a decrease in flexion of the hip and knee, as well as an accentuated ankle dorsiflexion and a reduced plantarflexion, were observed. Maximal leg and foot elevation angles, as well as thigh and foot minimal ones, were greater in subjects with a *genu recurvatum*. The appearance of distinctive kinematic events in the walking cycle was also delayed in these subjects. The results obtained show that subjects with *genu recurvatum* display gait kinematics which are significantly different from those of healthy subjects, and which may be involved in the premature wearing of the knee articular cartilage.

MOTS CLÉS. – Cinématique — Cycle de marche — *Genu recurvatum*

## 1. Introduction

La déformation de type *genu recurvatum* (GR, fig. n°1) est définie par une hyperextension du genou au-delà de 5°; littéralement, les genoux « se plient dans l'autre sens ». Il est le plus souvent bilatéral, symétrique, d'origine constitutionnelle et asymptomatique, dû à une hyperlaxité ligamentaire (Bussière *et al.*, 2001; Demey, Lustig, Servien & Neyret, 2013). Malgré l'existence d'une hyperlaxité ligamentaire, les sujets sont considérés comme « sains » et c'est cette population spécifique qui fait l'objet de cette étude. L'hyperlaxité ligamentaire est variable selon l'épidémiologie et la proportion de *recurvatum* peut fluctuer de 10% à 25% selon les études (Beighton, 1973; Al-Rawl, Al-Aszawi et Al-Chalabi, 1985).

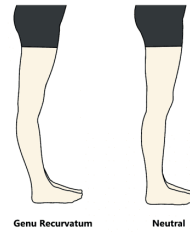


Figure n°1.  
Illustration d'un genou normal et d'un *genu recurvatum*.

Source : <https://muscleand-joint.ca/genu-recurvatum>

Plusieurs modifications structurales sont associées au *genu recurvatum* : une ascension et une excentration de la *patella* (plus la rotation interne du fémur est importante, plus la *patella* se latéralise) ainsi qu'une accentuation du *varus* avec une tubérosité tibiale plus latérale par rapport à la trochlée (Bizot, s.d). Avoir un *recurvatum* n'est donc pas sans conséquence sur l'équilibre articulaire du genou. En effet, il modifie la répartition des pressions sur le genou et en particulier sur la partie antérieure des plateaux tibiaux par un excès de déroulement des condyles fémoraux (Bussière *et al.*, 2001). Il peut donc être responsable d'une usure prématurée du cartilage articulaire et par conséquent être à l'origine d'une gonarthrose. La présence d'une déformation de type *genu recurvatum* chez des patients qui vont subir une arthroplastie totale de genou n'est d'ailleurs pas rare (Seo *et al.*, 2017).

L'analyse de la cinématique du membre inférieur des sujets présentant un *genu recurvatum* asymptomatique au cours de la marche, obtenue grâce à l'étude des angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal, n'a pas été abordée dans la littérature à notre connaissance. Il serait donc pertinent de la comparer à des sujets contrôles (sans déformation) afin de mieux identifier et évaluer l'impact de cette déformation du genou sur le schéma de marche habituel. De plus, la cinématique du membre inférieur étant influencée par la vitesse de progression (Mannering, Young, Spelman et Choong, 2017), il n'est pas interdit de penser que la cinématique des articulations du membre inférieur de sujets présentant un *genu recurvatum* soit dépendante de la vitesse de progression.

## 2. Matériel et méthode

### 2.1. Population

Un questionnaire en ligne, reprenant les différents critères d'inclusion et d'exclusion des candidats à l'étude, a été proposé aux étudiants de la Haute école Louvain-en-Hainaut (HELHa), site de Montignies-sur-Sambre. Chaque sujet devait être âgé de plus de 18 ans et avoir un indice de masse corporelle (IMC) inférieur à 30 kg.m<sup>2</sup>. Les participants ne devaient pas être enceinte, pratiquer de la danse classique, de la gymnastique ou du sport à haute intensité. Il était de même primordial que le volontaire n'ait aucun antécédent de traumatisme des membres inférieurs ou du rachis durant les 6 mois précédant la prise de mesure, ayant nécessité ou non une prise en charge en kinésithérapie, médicale ou chirurgicale. Une vérification de l'intégrité des ligaments croisé antérieur (LCA) et postérieur (LCP) par les tests de Lachman et du Tiroir a été effectuée. Au total, 26 sujets ont été inclus dans l'étude et répartis selon la valeur d'extension maximale passive du genou (*recurvatum* ou non) en deux groupes de 13 sujets. Le premier groupe rassemblait les sujets « contrôle », c'est-à-dire ceux dont l'extension du genou ne dépasse pas 5° d'hyperextension passive (âge = 21 ± 1 ans, poids = 63 ± 11 kg, taille = 1.69 ± 0.10 m, amplitude passive du genou : -3 ± 1°), la deuxième comprenait les sujets présentant un *recurvatum* (âge = 21 ± 2 ans, poids = 65 ± 11 kg, taille = 1.68 ± 0.10 m, amplitude passive du genou : -12 ± 3°)<sup>1</sup>.

---

1. Les chiffres sont exprimés en valeur moyenne ± écart-type.

## 2.2. Protocole

La prise de mesure dynamique a été réalisée durant la marche des sujets sur tapis roulant à 3 vitesses : lente ( $V1 = 2.5 \text{ km.h}^{-1}$ ), moyenne (naturelle,  $V2 = 4.8 \text{ km.h}^{-1}$ ) et rapide ( $V3 = 6.5 \text{ km.h}^{-1}$ ). Les données cinématiques ont été collectées à l'aide d'un système de capture de mouvement VICON® (VICON Motion Systems Ltd., Oxford, UK) composé de 8 caméras opto-électroniques et 16 marqueurs passifs appliqués selon le modèle *Plug-in-Gait* du membre inférieur du VICON® (VICON Motion Systems Ltd, 2017).

Les données fournies par le logiciel Nexus® (relié au VICON®) comprenaient donc l'ensemble des positions des marqueurs au cours du temps ainsi que la valeur des angles des trois articulations principales du membre inférieur, à savoir de la hanche, du genou et de la cheville, durant la totalité de l'acquisition.

Le logiciel R Studio (version 3.4.4.) a été employé pour identifier les *extrema* locaux de chacune des courbes angulaires ainsi que pour calculer le moment d'apparition des points au cours des périodes définies, c'est-à-dire 15 cycles de marche consécutifs. Chaque cycle de marche a été normalisé de 0 % à 100 % correspondant aux attaques talons successives du même pied.

L'analyse statistique des données de l'ensemble de l'étude a été effectuée, à l'aide du logiciel Sigmaplot® v.11.0, sur les variables explicatives de l'étude à savoir le statut du sujet (*recurvatum* ou contrôle) et la vitesse de marche ( $V1$ ,  $V2$  et  $V3$ ). L'interaction de ces deux paramètres (statut  $\times$  vitesse) a également été testée sur l'ensemble des variables. Une ANOVA à mesures répétées à deux facteurs a donc été appliquée (seuil de significativité = 0.05), après vérification de l'homoscédasticité et de la normalité de la distribution des résultats.

## 3. Résultats

### 3.1. Population

L'analyse des données anthropométriques (sexe, âge, taille, poids et IMC) et des vitesses de marche des sujets ne révèle aucune différence significative entre les groupes. Dans la suite du texte, nous n'évoquerons que les différences significatives afin de ne pas alourdir le propos.

### 3.2. Influence du statut

Les sujets présentant un *genu recurvatum* ont une amplitude maximale d'extension de hanche (H1) significativement plus grande de  $4.7^\circ$  que celle des sujets sains ( $p < 0.001$ ). Cette constatation est également valable à propos de l'extension de genou durant la phase d'appui unipodale (G3). Une différence significative ( $p = 0.002$  et  $p < 0.001$ ) de  $4.6^\circ$ ,  $6^\circ$  et  $8.2^\circ$  respectivement pour les vitesses V1, V2 et V3 est identifiable entre les groupes. Les sujets *genu recurvatum* présentent tous une hyperextension de genou ( $\theta < 0^\circ$ ) en G3, à l'inverse des sujets contrôle. Concernant l'influence du statut sur l'amplitude articulaire du genou durant la phase oscillante (G4), ces derniers (contrôle) fléchissent significativement plus le genou de  $3^\circ$  ( $p = 0.038$ ). Des tracés types des angles de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal au cours d'un cycle de marche sont présentés dans les figures n°2, 3 et 4 respectivement.

Concernant le moment d'apparition des événements au cours du cycle de marche, seul celui de la cheville au moment où le pied se pose à plat (C1) présente une différence significative ( $p < 0.001$  et  $p = 0.044$ ) entre les groupes pour V1 et V2 : les sujets contrôle atteignent ce moment respectivement 2.9% et 1.5% plus tôt que les sujets *recurvatum*.

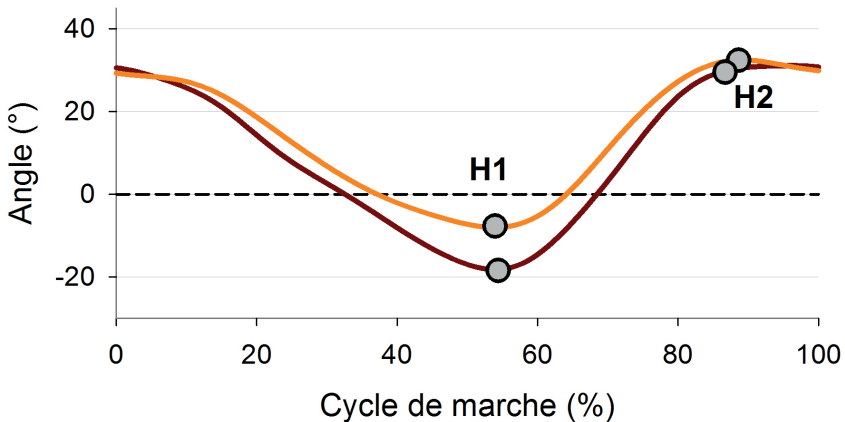


Figure n°2.

Tracé type de l'angle de la hanche d'un sujet contrôle (orange) et d'un sujet *recurvatum* (brun).

Les points correspondant au maximum d'extension (H1) et de flexion (H2) ont été indiqués.

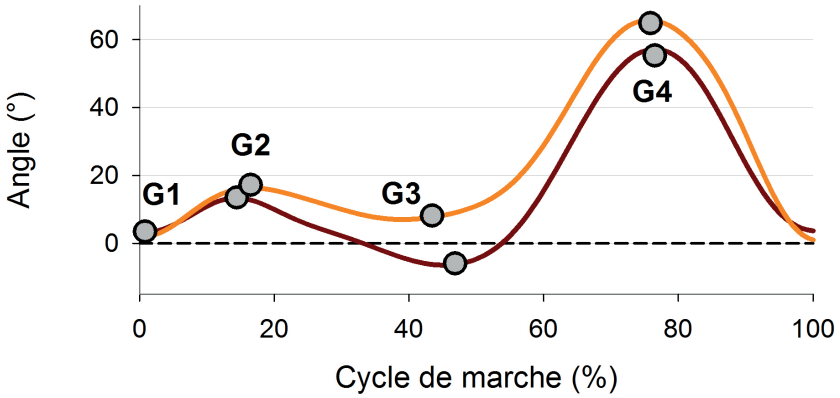


Figure n°3.

Mêmes conventions que pour la figure n°2, mais dans le cas de l'angle du genou. Points remarquables : l'attaque talon (G1), la pose du pied à plat (G2), l'appui unipodal (G3) et le maximum de flexion durant la phase oscillatoire (G4).

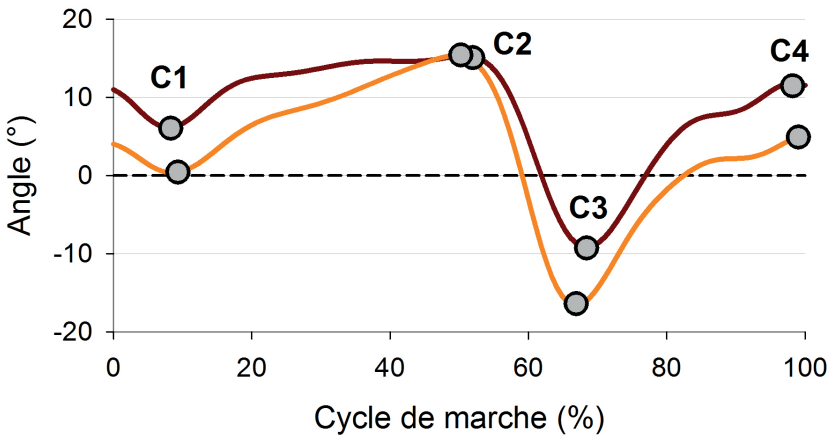


Figure n°4.

Mêmes conventions que pour la figure n°2, mais dans le cas de la cinématique de la cheville. Points remarquables : la pose à plat du pied (C1), le moment de la mise en charge (C2), le décollement des orteils (C3) et la flexion dorsale maximale avant l'attaque talon du cycle suivant (C4).

Le tableau n°1 présente une synthèse des modifications de la marche induites par la présence d'un *genu recurvatum* en comparaison avec le groupe contrôle.

	Valeur angulaire	Moment d'apparition
H1	GR ↗ extension *	GR + tard
H2	GR ↘ flexion	GR + tard
G1	GR ↗ extension	NE
G2	GR ↘ flexion	=
G3	GR ↗ extension *	GR + tard
G4	GR ↘ flexion *	GR + tard
C1	GR ↘ flexion plantaire	GR + tard *
C2	GR ↗ flexion dorsale	GR + tard
C3	GR ↘ flexion plantaire	GR + tard
C4	GR ↗ flexion dorsale *	GR + tôt

Tableau n°1.

Résumé des résultats de la cinématique des *genu recurvatum* comparés aux sujets contrôle.

Légende : *Genu recurvatum* (GR), non évalué (NE), augmentation (↗), diminution (↘), non différent (=). Les \* représentent les résultats significativement différents ( $p < 0.05$ ).

### 3.2. Influence de la vitesse

L'amplitude d'extension ainsi que de flexion maximale de hanche (H1 et H2) s'amplifient de manière très hautement significative avec la vitesse, respectivement de 7.5° et 9.7° en moyenne.

Une tendance similaire à l'évolution de l'amplitude de la hanche est observée au niveau de celle du genou à la marche. Au moment où le pied se pose à plat au sol (G2), la flexion augmente de 11.2°. Il en est de même au maximum de flexion du genou (G4) durant la phase oscillante. Cette fois, une différence de 7° s'observe entre la vitesse V1 et V2 ainsi qu'entre V1 et V3. Il n'y a pas d'influence de la vitesse sur l'angulation du genou au moment de la phase d'appui unipodal (G3) pour les sujets sains. En revanche, cette extension est significativement accentuée ( $p < 0.001$ ) chez les sujets GR lors du passage de V1 à V3 (4.8°) et de V2 à V3 (3.5°).

L'analyse statistique de la cinématique de la cheville montre une amplitude de flexion dorsale du pied significativement réduite ( $p < 0.001$ ) de 3.5° durant la phase d'appui unipodal (C2) au fur et à mesure de l'augmentation de l'allure. À l'inverse, la flexion plantaire est accrue de 12.4° durant la phase de propulsion (C3), c'est-à-dire au moment du décolllement des orteils.

Le moment d'apparition des événements au cours du cycle de marche, correspondant aux mêmes points abordés pour les valeurs angulaires, est influencé par la vitesse. Concernant l'extension maximale de la hanche (H2), celle-ci apparaît significativement ( $p < 0.001$ ) plus tôt de 2.5 % au plus la vitesse augmente (V1 à V3), contrairement à sa flexion maximale ( $p < 0.023$ ) qui arrive plus tard. Le moment d'apparition de G2, quand le pied se pose à plat sur le sol, est significativement ( $p = 0.022$ ) augmenté de 1 % avec la rapidité de la marche, de V1 à V3. Enfin, il n'y a pas d'influence de la vitesse sur le moment d'apparition de la cheville à l'instant où le pied se pose à plat (C1) pour les sujets *recurvatum*. En revanche, cette flexion plantaire apparaît significativement plus tôt ( $p < 0.001$  et  $p = 0.006$ ) chez les sujets sains lors de l'augmentation de la vitesse de V1 à V2 (3.3 %) et de V1 à V3 (2%). Cette dernière influence significativement ( $p < 0.001$ ) le moment d'apparition de l'événement phase d'appui unipodal (C2) et du décolllement des orteils (C3), respectivement de 15.3 et 5.2 %, de manière à ce qu'ils surviennent plus tôt au cours du cycle. La flexion dorsale maximale précédant l'attaque talon (C4) survient significativement plus tardivement ( $p < 0.001$ ) de 11.8 % au plus la vitesse augmente.

	Valeur angulaire	Moment d'apparition
H1	↗ extension *	+ tôt *
H2	↗ flexion *	+ tard *
G1	=	NE
G2	↗ flexion *	+ tard *
G3	↗ * extension	+ tôt
G4	↗ flexion *	+ tôt
C1	↗ flexion plantaire *	+ tard *
C2	↘ flexion dorsale *	+ tôt *
C3	↗ flexion plantaire *	+ tôt *
C4	↘ * flexion dorsale	+ tard *

Tableau n°2.

Résumé des résultats de la cinématique en fonction de la vitesse.

Les notations sont identiques au tableau n°1.



## 4. Discussion

### 4.1. Le groupe contrôle

Les valeurs remarquables d'angles de la hanche, du genou et de la cheville sont des repères usuels dans l'analyse cinématique de la marche (Kadaba, Ramakrishnan et Wootten, 1990 ; Kirtley, 2006 ; Noyes *et al.*, 2016). L'ensemble des valeurs ainsi que leur moment d'apparition dans le cycle de marche des sujets contrôles de l'étude est comparable aux valeurs présentées dans la littérature pour une vitesse naturelle (Kirtley, 2006 ; Kadaba *et al.*, 1990 ; Winter, 1987), correspondant à V2 dans cette étude.

### 4.2. Influence du *genu recurvatum*

Noyes *et al.* (2016) rapportent une analyse cinématique détaillée de la marche avec *genu recurvatum* ainsi que son évolution suite à un programme de réentraînement à la marche. Cependant, les sujets inclus dans leur étude présentent des *genu recurvata* consécutifs à une lésion du complexe ligamentaire postéro-latéral du genou. Malgré que leur échantillon soit donc différent de notre groupe *recurvatum*, il n'est pas interdit de faire une comparaison avec nos résultats, à savoir l'observation d'un premier schéma de marche caractérisé par l'apparition ponctuelle d'une hyperextension du genou à deux moments de la phase d'appui au cours du cycle de marche (à l'attaque talon et lors de la phase d'appui unipodal). Un second schéma est quant à lui caractérisé par la persistance de cette hyperextension observée lors de l'attaque talon pendant l'appui unipodal.

Notre étude révèle une différence non significative de l'amplitude d'extension de l'articulation du genou à l'attaque talon entre les groupes. Cependant Noyes *et al.* (2016) montrent qu'elle est très significativement accentuée chez les sujets *recurvatum* de son expérimentation et que la flexion du genou durant la mise en charge sur le membre est significativement plus importante chez les sujets sains. Nous observons ce même phénomène dans notre étude, cependant la différence ne s'est pas avérée statistiquement significative. Enfin, dans la présente étude, la flexion du genou lors de la phase d'oscillation est significativement inférieure chez les sujets présentant un *recurvatum*.

Bien que les sujets inclus notre étude sont sains et ceux inclus dans celle de Noyes *et al.* (2016) présentent des lésions ligamentaires, l'analyse de leur cinématique montre des similarités, notamment lors de la mise en charge sur

le membre inférieur. Ces modifications au cours du cycle de marche peuvent donc avoir un impact sur l'intégrité articulaire du sujet *recurvatum* comparée à celle des sujets sains. Cela pourrait se produire au moment de la phase d'appui sur le membre qui est fortement accentuée avec le *recurvatum*.

### 4.3. Influence de la vitesse de marche

Notre étude confirme les observations de Kwon *et al.* (2015) et de Dziuba *et al.* (2015) : l'extension et la flexion de hanche augmentent toutes deux avec la vitesse. Concernant l'amplitude en extension du genou au moment de l'attaque talon, nous ne pouvons pas affirmer qu'elle est significativement influencée par la vitesse. Elle a toutefois tendance à diminuer de la vitesse lente à la vitesse naturelle et à augmenter de la vitesse naturelle à la plus rapide chez l'ensemble des sujets. Mannering *et al.* (2017) décrivent cette même diminution, significative de 1.2° lors du passage d'une vitesse lente à une vitesse naturelle. L'étude de Dziuba *et al.* (2015) montre, de plus, que cette diminution existe aussi entre une vitesse lente et une rapide.

La littérature montre que la flexion du genou durant la phase d'appui augmente avec la vitesse. Cette constatation est identique pour l'amplitude de flexion au cours de la phase oscillante (Dziuba *et al.*, 2015; Kwon *et al.*, 2015; Mannering *et al.*, 2017; Winter, 1987). De plus, cette dernière observation apparaît significativement différente selon le statut des sujets dans notre étude. En effet, les sujets présentant un *genu recurvatum* fléchissent moins leurs genoux que les sujets ne présentant pas de déformation. Comme l'ont expliqué Mannering *et al.* (2017), l'augmentation de la flexion du genou durant la phase d'appui lors de la marche à grande vitesse peut permettre la répartition des forces internes du genou sur une plus grande région du cartilage tibio-fémoral. Lelas, Merriman, Riley et Kerrigan (2003) émettent également l'hypothèse que cette flexion du genou lors de la phase d'appui est nécessaire afin de permettre une meilleure « absorption des chocs ». Si ces hypothèses sont avérées, il en résulte l'observation suivante : les sujets présentant un *genu recurvatum* fléchissent moins leur genou durant les deux phases de flexion au cours du cycle de marche et donc répartissent moins bien les forces de compression sur les surfaces articulaires du genou et ce en particulier lors de la phase d'appui. Ceci pourrait être à l'origine d'une diminution de l'absorption des chocs provoqués par la marche et abimer par conséquent leur articulation plus précocement que les sujets ne présentant pas de déformation.

L'amplitude d'extension du genou au moment de la mise en charge s'accroît avec la vitesse. Cette observation est cohérente avec celle réalisée par Clément (2018) : une vitesse de marche naturelle entraîne, entre autres, moins de flexion de genou en fin de phase d'appui comparativement à une vitesse de marche lente. De plus, l'analyse de l'interaction du statut du sujet avec la vitesse de marche montre que les sujets sains présentent, comme dans l'étude de Mannering *et al.* (2017), une diminution d'extension avec la vitesse, bien que celle-ci soit non significative. En revanche, cette hyperextension accrue avec la vitesse est significative pour les sujets présentant un *genu recurvatum*.

L'ensemble des moments d'apparition des points remarquables de la cinématique au cours du cycle de marche est comparable avec les valeurs présentées dans la littérature (Dziuba *et al.*, 2015). Les variations du moment d'apparition sont semblables selon le statut du sujet (*recurvatum* ou sans déformation).

## 5. Conclusion et perspectives de l'étude

Seo *et al.* avançaient l'idée en 2017 qu'une déformation de type *genu recurvatum*, nuisant à l'intégrité de l'articulation, pouvait induire une usure prématurée du cartilage articulaire et être dès lors à l'origine d'une gonarthrose. De plus, les conséquences de cette particularité pourraient être renforcées par des modifications cinématiques au cours de la marche. Les résultats de cette étude ont une certaine importance sur le plan clinique puisqu'ils confirment l'hypothèse que la présence d'une déformation de type *genu recurvatum* influence la cinématique de la marche. En effet, l'extension du genou des sujets présentant un *genu recurvatum* (diagnostiqué en statique) lors de l'appui unipodal au cours du cycle de marche, s'accroissant avec la vitesse, permet de mettre en évidence un *genu recurvatum* dynamique, contrairement aux sujets ne présentant pas de déformation. De plus, les sujets présentant un *genu recurvatum* fléchissent moins leurs genoux, à n'importe quelle vitesse, que les sujets sains durant les deux phases de flexion du cycle de marche. Selon Mannering *et al.* (2017) et Lelas *et al.* (2003), les forces de compression sont donc moins bien réparties sur les surfaces articulaires du genou durant l'amplitude totale de flexion/extension tout au long du cycle de marche. Ces phénomènes pourraient donc être responsables de l'usure prématurée du cartilage articulaire du genou chez les sujets présentant cette déformation.

L'identification d'un *genu recurvatum* durant la marche devrait permettre, pour le kinésithérapeute, d'intervenir à l'aide d'exercices ou d'un programme

de réentraînement à la marche tel que présenté par Noyes *et al.* (2016). Dans cette dernière étude, il est montré qu'après le programme de réentraînement à la marche proposé aux sujets *recurvatum*, les schémas de marche se sont normalisés. Cependant, à notre connaissance, une telle étude n'a pas encore été menée sur des sujets *recurvatum* sans lésions ligamentaires et asymptomatiques. Il serait donc intéressant d'évaluer l'impact d'un tel programme de rééducation sur la marche avec pour objectif à plus long terme d'améliorer la qualité de vie future des personnes possédant un *genu recurvatum* et de retarder par la même occasion la pose d'une prothèse de genou pour pallier l'usure cartilagineuse précoce.

## Bibliographie

- Al-Rawi, Z. S., Al-Aszawi, A. J., & Al-Chalabi, T. (1985). Joint Mobility among University Students in Iraq. *British Journal of Rheumatology*, 24(4), 326-331.
- Beighton, P., Solomon, L., & Soskolne, C. L. (1973). Articular Mobility in an African Population. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 32(5), 413-418.
- Bizot, P. (s. d). *Genu recurvatum de l'adulte* [PDF]. Consulté à l'adresse [https://www.clubortho.fr/cariboost\\_files/Genou\\_20Recurvatum\\_20Bizot.pdf](https://www.clubortho.fr/cariboost_files/Genou_20Recurvatum_20Bizot.pdf)
- Bussière, C., Ait Si Selmi, T., Neyret, P. (2001). Genu recurvatum. *EMC - Appareil locomoteur*, 8(4), 1-9 [Article 14-327-A-10]. Repéré à <https://www.em-consulte.com/article/8295/genu-recurvatum>
- Clément, J., Toliopoulos, P., Hagemester, N., Desmeules, F., Fuentes, A., & Vendittoli, P.-A. (2018). Healthy 3D Knee Kinematics during Gait: Differences between Women and Men, and Correlation with X-ray Alignment. *Gait & Posture*, 64, 198-204. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.024>
- Demey, G., Lustig, S., Servien, E., Neyret, P. (2013). Genu recurvatum osseux. *EMC - Appareil locomoteur*, 8(4), 1-9 [Article 14-327-A-10]. Consulté à l'adresse <https://www.em-consulte.com/en/article/844415>
- Dziuba, A. K., Żurek, G., Garrard, I., & Wierzbicka-Damska, I. (2015). Biomechanical Parameters in Lower Limbs during Natural Walking and Nordic Walking at Different Speeds. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 01/2015; ISSN 1509-409X. <https://doi.org/10.5277/abb-00077-2014-01>
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis Theory and Practice*. Consulté à l'adresse <http://www.sciencedirect.com/science/book/9780443100093>
- Kwon, J. W., Son, S. M., & Lee, N. K. (2015). Changes of Kinematic Parameters of Lower Extremities with Gait Speed: A 3D Motion Analysis Study. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 477-479. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.477>

- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting Peak Kinematic and Kinetic Parameters from Gait Speed. *Gait & Posture*, 17(2), 106-112.
- Mannering, N., Young, T., Spelman, T., & Choong, P. F. (2017). Three-dimensional Knee Kinematic Analysis during Treadmill Gait: Slow Imposed Speed *versus* Normal Self-selected Speed. *Bone & Joint Research*, 6(8), 514-521. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.68.BJR-2016-0296.R1>
- Noyes, F. R., Dunworth, L. A., Andriacchi, T. P., Andrews, M., & Hewett, T. E. (1996). Knee Hyperextension Gait Abnormalities in Unstable Knees: Recognition and Preoperative Gait Retraining. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(1), 35-45. <https://doi.org/10.1177/036354659602400107>
- Seo, S.-S., Kim, C.-W., Lee, C.-R., Seo, J.-H., Kim, D.-H., & Kim, O.-G. (2018). Outcomes of Total Knee Arthroplasty in Degenerative Osteoarthritic Knee with genu recurvatum. *The Knee*, 25(1), 167-176. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.10.008>
- Winter, D. A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo, Ontario : University of Waterloo Press.

