

# Comparaison de la cinématique sagittale entre un tapis roulant motorisé et un tapis incurvé non-motorisé lors d'une marche à vitesse spontanée

CLÉMENT CUNIN <sup>(1)</sup>

*Kinésithérapeute*

[clement.chansavang@free.fr](mailto:clement.chansavang@free.fr)

ANTOINE MARTIN <sup>(1)</sup>

*Kinésithérapeute*

[a.martin-kine@hotmail.com](mailto:a.martin-kine@hotmail.com)

PROMOTEUR : MIKAËL SCOHIER <sup>(1)</sup>

CO-PROMOTEUR : FABIEN BUISSERET <sup>(1, 2)</sup>

<sup>(1)</sup> *Laboratoire forme & fonctionnement humain (FFH)*

*Haute École Louvain-en-Hainaut (HELHa)*

*Montignies-sur-Sambre, Belgique*

<sup>(2)</sup> *Centre de recherche et de formation de la HELHa (CeREF)*

*Mons, Belgique*

[scohierm@helha.be](mailto:scohierm@helha.be)

[buisseretf@helha.be](mailto:buisseretf@helha.be)

RÉSUMÉ. – Les tapis motorisés traditionnels (TMT) sont des outils extrêmement populaires, utilisés avec un objectif sportif, récréatif, de rééducation ou de recherche. Récemment, un nouveau genre de tapis, incurvé et non-motorisé, a vu le jour, mais très peu de travaux ont investigué l'adaptation cinématique sur un tel tapis. L'objectif de cette étude est de comparer la cinématique sagittale d'une marche à vitesse spontanée entre un TMT et un tel tapis incurvé non-motorisé (CNMT; *curved non-motorized treadmill*). Cinquante-trois jeunes adultes en bonne santé ont été recrutés et les variables spatio-temporelles, l'accélération tibiale et la cinématique sagittale de l'épaule, de la hanche, du genou et de la cheville ont été enregistrées lors du passage sur chaque tapis.

Nous avons observé une augmentation de l'accélération tibiale ( $p \leq 0,01$ ) et une plus grande flexion de hanche et de genou ( $p < 0,001$ ) lors de l'attaque-talon sur CNMT. D'autres effets significatifs ont également été observés pour les variables spatio-temporelles et la cinématique de l'épaule notamment ( $p < 0,001$ ). Le CNMT induit ainsi une marche significativement différente de celle observée sur TMT à vitesse égale. Ces observations pourraient contribuer à établir les intérêts cliniques du CNMT.

**ABSTRACT.** – Traditional motorized treadmills (TMTs) are extremely popular devices, used for sporting, recreational and rehabilitative purposes, or even research. Recently, a new type of curved, non-motorized treadmill appeared on the market, yet very little research has been carried out regarding kinematic adaptation on this kind of apparatus. The aim of this study is to compare the sagittal kinematics, while walking at a spontaneous pace, of a TMT with those of a curved, non-motorized treadmill (CNMT). Fifty-three healthy, young adults were recruited and the following measurements were recorded while walking on each treadmill: spatiotemporal variables, tibial acceleration, and sagittal kinematics of the shoulder, hip, knee and ankle. We observed an increase in tibial acceleration ( $p \leq 0,01$ ) and a greater hip and knee flexion ( $p < 0,001$ ) during the heel strike on the CNMT. Other significant effects were also observed, notably with respect to spatiotemporal variables and shoulder kinematics ( $p < 0,001$ ). A CNMT thus engenders a gait that differs significantly from that observed on a TMT at the same speed. These observations could be useful in terms of establishing the clinical applications of the CNMT.

**MOTS-CLÉS.** – Accélération tibiale — Cinématique — Marche — Tapis incurvé non-motorisé — Tapis roulant

### Plan de l'article

1. Introduction
2. Matériel et méthodes
  - 2.1. Population
  - 2.2. Protocole
  - 2.3. Prise de mesures
  - 2.4. Analyse des données
3. Résultats
4. Discussion
  - 4.1. Adaptation cinématique
  - 4.2. Accélération tibiale et force d'impact
5. Conclusion

## 1. Introduction

Les tapis motorisés traditionnels (TMT) se sont largement démocratisés dans les domaines de l'entraînement ou de l'analyse quantifiée de la locomotion humaine. Marche ou course sur TMT et sur sol plat ne sont toutefois pas a priori équivalentes : sur tapis roulant, l'allure est dictée par le dispositif et non par l'individu. Nous pourrions dès lors juger « antinaturels » les TMT.

Depuis 2010, un nouveau genre de tapis a vu le jour, avec la particularité d'être incurvé sur ses extrémités antérieure et postérieure. Une photo de ce type de tapis est présentée en section 2.3 (illus. n°2A). Très utilisé dans un contexte de performance, ce type de tapis roulant présente aussi l'originalité d'être dépourvu de moteur. La vitesse ne peut donc pas être imposée, laissant ainsi à l'utilisateur le choix de moduler à sa guise sa vitesse de marche ou de course, ce qui permettrait d'adopter une locomotion plus naturelle d'après les fabricants. Même s'il s'agit d'un concept jeune, certains travaux se sont intéressés aux tapis incurvés non motorisés (CNMT ; *curved non-motorized treadmill*), principalement dans un but de comparaison avec les TMT. Outre l'intérêt écologique du CNMT, l'argument principal des différents constructeurs est qu'il s'agit d'un tapis qui permet à l'utilisateur de dépenser jusqu'à 30 % d'énergie supplémentaire par rapport à un autre appareil à vitesse égale (<https://www.woodway.com/products/curve/>). La majorité des études existantes se sont essayées à vérifier cette affirmation, en examinant des paramètres cardiométaboliques. En effet, il semble qu'à des vitesses comparables, la consommation d'O<sub>2</sub>, la fréquence cardiaque et la dépense énergétique soient plus élevées sur CNMT que sur TMT, à la marche (Bruseghini *et al.*, 2019 ; Hatchett *et al.*, 2017 ; Smoliga, Hegedus & Ford, 2015 ; Snyder, Myatt *et al.*, 2010) ou la course (Bruseghini *et al.*, 2019 ; Edwards *et al.*, 2017 ; Morgan, Laurent & Fullenkamp, 2016 ; Schoenmakers & Reed, 2018 ; Smoliga, Hegedus & Ford, 2015 ; Snyder, Weiland *et al.*, 2010 ; Wee, Von Heimburg & Van den Tillaar, 2016).

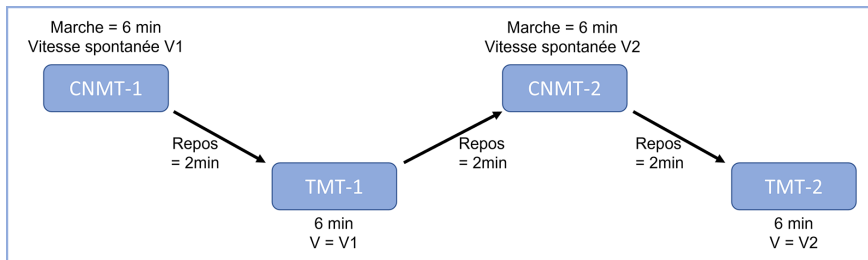
Le nombre de travaux concernant les CNMT reste toutefois maigre par rapport à ceux réalisés sur TMT et peu d'aspects ont été évalués. Au vu de l'originalité de ce nouvel outil, il est logique de penser que la cinématique de la locomotion puisse être altérée ; ce type de modification n'a toutefois été exploré que dans une seule étude (Fullenkamp *et al.*, 2018). L'objectif principal de cette étude était de comparer la cinématique de la marche sur CNMT et TMT, déterminée dans le plan sagittal du sujet et à sa vitesse spontanée. Un autre argument mis en avant par le constructeur est que le revêtement en caoutchouc du CNMT amortirait les chocs et préserverait les articulations. Pour explorer cela, l'accélération du membre inférieur a été mesurée dans un second temps afin de quantifier les valeurs cinétiques du mouvement, permettant de déterminer une éventuelle modification des forces d'impact au cours de la marche.

## 2. Matériel et méthodes

### 2.1. Population

Pour cette étude, 53 individus (20 femmes et 33 hommes) ont été recrutés au sein de la catégorie paramédicale de la Haute école Louvain en Hainaut (HELHa, Montignies-sur-Sambre, Belgique). Ils étaient âgés en moyenne de  $22,9 \pm 3,5$  ans, avec une masse de  $69,8 \pm 12,4$  kg et une taille de  $174,8 \pm 9,3$  cm. Pour participer à ce projet, les volontaires devaient avoir entre 18 et 40 ans et ne pas avoir fait d'exercice intense 48 heures avant l'expérimentation. Toute personne ayant contracté dans les six derniers mois précédant l'étude une pathologie orthopédique ou neuromusculaire susceptible d'influencer les résultats ne pouvait pas être incluse. Il fallait également être exempt de toute affection neurologique ou rhumatismale. Tous les sujets avaient déjà pratiqué précédemment la marche sur TMT, alors qu'aucun n'a rapporté d'expérience antérieure sur CNMT. Le protocole a été mené avec l'approbation du Comité académique de bioéthique (numéro d'acceptation B200-2021-005) et le consentement éclairé de chaque participant a été obtenu par écrit.

### 2.2. Protocole



Illus. n°1.

#### Représentation schématique du protocole de l'étude.

CNMT = tapis incurvé non motorisé; TMT = tapis motorisé traditionnel; V = vitesse de marche.

Le protocole (illus. n°1) débutait par une marche de familiarisation de 6 minutes sur le tapis incurvé non motorisé (CNMT-1). Le sujet avait pour consigne de marcher à la vitesse à laquelle il se sentait le plus à l'aise pour tenir 6 minutes (V1). Après 2 minutes de repos, le volontaire devait marcher 6 minutes sur TMT (TMT-1) à la vitesse V1 préalablement obtenue sur CNMT. Une fois reposé (pause de 2 minutes), une seconde session de marche de 6 mi-

nutes sur CNMT lui était demandée (CNMT-2) et la même consigne que précédemment lui était donnée concernant la vitesse (V2). Enfin, un dernier passage sur TMT (TMT-2) était réalisé à vitesse V2 durant 6 minutes.

Seule la dernière minute de chaque vidéo était examinée. V1 et V2 ont ainsi été calculées grâce à la distance parcourue de la cinquième à la sixième minute, car le CNMT n'enregistre pas la vitesse moyenne. Le CNMT utilisé était un modèle Sprintbok (WaterRower, Tourcoing, France) et le TMT était un N-Mill (Motekforce Link, Amsterdam, Pays-Bas). Les mesures de distanciation physique ont été respectées et le matériel désinfecté par l'opérateur entre chaque session.

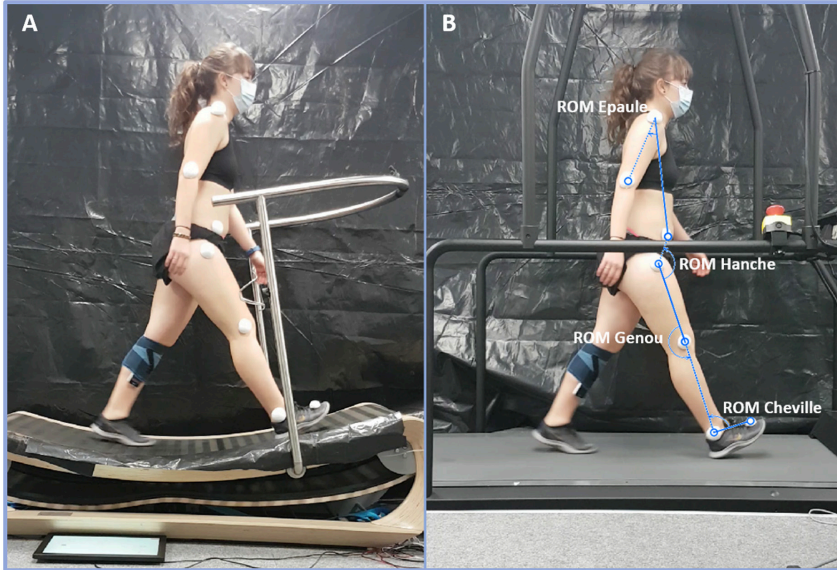
### 2.3. Prise de mesures

Dans un premier temps, les données anthropométriques de chaque participant ont été recueillies. La taille a été mesurée à l'aide d'une toise télescopique mécanique (SECA, Hambourg, Allemagne) et la masse a été déterminée sur un impédancemètre Tanita BC-418 MA (Tanita Corporation, Tokyo, Japon).

Afin d'évaluer les éventuelles modifications de la cinématique dans le plan sagittal durant la marche, des marqueurs en polystyrène étaient fixés sur les repères anatomiques suivants (du côté droit) : acromion, épicondyle latéral, épine iliaque antérosupérieure, centre du grand trochanter, épicondyle fémoral latéral, malléole latérale et tête du deuxième os métatarsien. Pour éviter un biais provoqué par la variabilité interexamineur liée à la palpation, le placement des différents marqueurs a toujours été réalisé par le même investigateur. Le sujet devait garder ces équipements tout au long de l'expérimentation et la trajectoire de ces marqueurs a été enregistrée à chaque passage sur CNMT ou TMT dans le plan sagittal par la caméra d'un smartphone Samsung Galaxy S7 (Samsung Electronics, Séoul, Corée du Sud) à une fréquence de 30 images par seconde. L'appareil était positionné perpendiculairement au tapis, à une distance de 3 m et à 70 cm de hauteur. Une toile noire de 3 m de hauteur pour 5 m de largeur était installée en arrière-plan afin d'optimiser le contraste avec les indicateurs en polystyrène (illus. n°2).

De plus, le téléphone portable du sujet, équipé de l'application Phyphox (version 1.1.6), était inséré dans une genouillère, à la face médiale du tiers proximal de son tibia gauche pendant les différentes phases de mesure. Cette application permet d'utiliser le smartphone comme un accéléromètre et ainsi de recueillir la cinétique du membre inférieur. L'appareil devait être retiré de son emplacement après chaque phase de marche pour importer ses mesures et

était ensuite replacé au même endroit et selon la même orientation par l'expérimentateur avec le plus de précision possible.



Illus. n°2.

Disposition des phases sur tapis incurvé non motorisé (A) et tapis motorisé traditionnel (B) et représentation des angles modélisés par le logiciel.

ROM = amplitude de mouvement.

Source : clichés personnels.

## 2.4. Analyse des données

Les différentes variables ont été recueillies sur dix cycles de marche au cours de la dernière minute de chaque passage sur tapis roulant. Un cycle était défini entre deux attaques-talon du pied droit. Les vidéos étaient traitées à l'aide du logiciel de modélisation et d'analyse vidéo Tracker (Tracker, physlets.org, version 5.1.5). Les marqueurs étaient repérés dans l'espace par le logiciel ou incrémentés manuellement par l'expérimentateur selon la situation. À partir des positions de 3 marqueurs (illus. n°2B), les angles (en °) minimal (MIN) et maximal (MAX) de flexion étaient déterminés pour les différentes articulations. La différence entre MAX et MIN correspondait à l'amplitude de mouvement (ROM ; *range of motion*, en °) de l'épaule, de la hanche, du genou et de la cheville. De plus, l'angulation moyenne à l'attaque-talon (ROM AT, en °) était retenue pour chaque articulation. Pour calculer l'incertitude de mesure associée à la taille des repères, 5 angles ont été préalablement mesurés 10 fois à

la main sur Tracker par l'opérateur et la plus grande différence observée entre 2 mêmes images était de  $2^\circ$ .

La durée exacte des dix cycles analysés a permis d'obtenir le temps du cycle ( $t_{\text{cycle}}$ , en s) et la fréquence du pas ( $f$ , en pas/min). Le rapport de V1 ou V2 sur cette dernière a permis de calculer la longueur du pas ( $L_{\text{pas}}$ , en m) dans la condition CNMT ou TMT.

Phyphox collectait l'accélération tibiale dans les 3 plans à une fréquence de 100 Hz. Afin d'estimer l'impact à chaque pas, dix pics positifs d'accélération tibiale verticale (ACC, en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ) étaient moyennés dans la dernière minute. La composante verticale de l'accélération correspondait plus précisément à l'accélération dirigée parallèlement à la diaphyse tibiale.

Les données ont été extraites avec le programme Excel et analysées graphiquement et statistiquement au moyen de Sigmaplot. Une ANOVA à deux facteurs (Tapis x Timing) à mesures répétées a été utilisée pour comparer la valeur des différentes variables étudiées en fonction du tapis (CNMT ou TMT) et du timing de la prise (V1 ou V2). En cas de différence significative, un test post-hoc de Holm-Sidak a été effectué. Le seuil de signification  $\alpha$  a été fixé 0,05. Seules les différences significatives supérieures à  $2^\circ$  étaient considérées comme pertinentes, présentées et discutées.

### 3. Résultats

V1 était de  $5,4 \pm 0,9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et V2 était de  $5,9 \pm 0,9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ( $p < 0,001$ ). Les analyses statistiques ont révélé un effet significatif du tapis et du timing sur les variables spatio-temporelles ( $p < 0,001$ ) et l'ACC ( $p \leq 0,01$ ) (tableau n°1). Un effet d'interaction significatif a été mis en évidence pour  $f$  ( $p = 0,047$ ), mais pas pour les autres variables analysées. De manière plus précise, des augmentations de  $t_{\text{cycle}}$ ,  $L_{\text{pas}}$  et ACC étaient observables sur CNMT en comparaison à TMT à V1 ( $p =$  respectivement 0,009; 0,006 et 0,01) comme à V2 ( $p < 0,001$ ).  $f$  évoluait inversement à  $t_{\text{cycle}}$  et était ralentie à V1 ( $p = 0,004$ ) et V2 ( $p < 0,001$ ) sur CNMT.

De plus, des différences ont aussi été mises en évidence quand l'évolution des paramètres était comparée entre V1 et V2 sur un même tapis (effet du timing;  $p < 0,001$ ). Ainsi, un accroissement de  $f$ ,  $L_{\text{pas}}$  et ACC et une baisse de  $t_{\text{cycle}}$  ont été observés, quelle que soit la condition, lors de la marche à V2 par rapport à V1 ( $p < 0,001$ ).



	CNMT-1	TMT-1	CNMT-2	TMT-2	Effet du tapis	Effet du timing	Effet d'interaction
V (km.h <sup>-1</sup> )	5,4 ± 0,9	5,4 ± 0,9	5,9 ± 0,9	5,9 ± 0,9	∅	P<0,001	∅
t <sub>cycle</sub> (s)	1,08 ± 0,08*	1,06 ± 0,08§	1,05 ± 0,09§#	1,02 ± 0,09*	P<0,001	P<0,001	P=0,172
f (pas/min)	111,9 ± 8,4*	114,0 ± 8,4§	114,7 ± 9,3§#	118,3 ± 10,4*	P<0,001	P<0,001	P=0,047
L <sub>pas</sub> (m)	0,80 ± 0,10*	0,79 ± 0,08§	0,86 ± 0,09§#	0,83 ± 0,07*	P<0,001	P<0,001	P=0,076
ACC (m.s <sup>-2</sup> )	16,2 ± 6,3*	14,1 ± 4,7§	19,0 ± 8,2§#	17,2 ± 6,5*	P=0,01	P<0,001	P=0,597

Tableau n°1.

**Variables spatio-temporelles et accélération tibiale (moyenne ± écart-type) obtenues à une vitesse de marche spontanée sur CNMT et TMT.**

CNMT = tapis incurvé non motorisé; TMT = tapis motorisé traditionnel; V = vitesse de marche spontanée; t<sub>cycle</sub> = temps du cycle; f = fréquence du pas; L<sub>pas</sub> = longueur du pas; ACC = accélération tibiale. V1 était significativement différente de V2 (p<0,001). ∅ : La vitesse étant la même entre TMT et CNMT, aucun effet du tapis ou d'interaction n'est présenté. \* : Différence significative par rapport à TMT-1 (p≤0,01). § : Différence significative par rapport à TMT-2 (p<0,001). # : Différence significative par rapport à CNMT-1 (p<0,001). La comparaison entre TMT-1 et CNMT-2 n'est pas présentée.

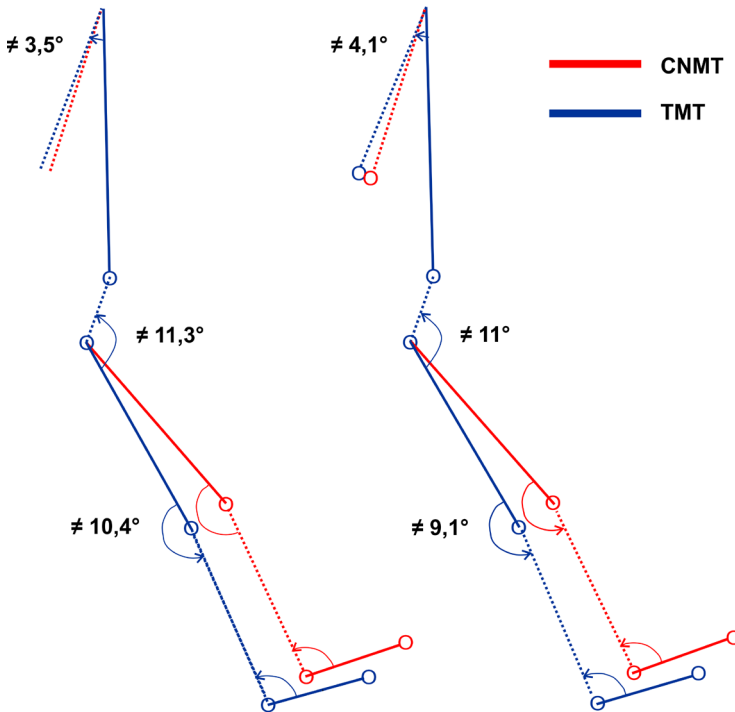
À vitesse équivalente, de nombreuses différences sont apparues entre CNMT et TMT au niveau de l'épaule, de la hanche et du genou concernant MIN, MAX et ROM. Concernant les angulations d'épaule, une diminution de MIN (de 3,2° puis 3,7°) et de ROM (de 4,8° puis 4,6°) a été mesurée sur CNMT *vs* TMT à V1 et V2 (p<0,001). Une baisse significative de MIN (de 10,3° puis 9,9°) et MAX (de 3° puis 2,3°) était observable sur CNMT par rapport à TMT aux deux vitesses en ce qui concerne la hanche (p<0,001). Néanmoins la ROM de hanche était significativement plus importante sur CNMT. La différence était visible à V1 (p<0,001) avec des valeurs de 34,8° et de 27,4° (pour respectivement CNMT et TMT) et à V2 (p<0,001) pour des valeurs de 35,7° et de 28°. Quant au genou, MIN et MAX étaient aussi plus faibles sur CNMT en comparaison à TMT, à V1 de même que V2 (de 4,2° puis 4,3° pour MIN (p<0,001) et de 4,7° puis 3,4° pour MAX (p<0,001)). La ROM de genou restait stable tout au long de l'expérimentation. Aucune différence majeure n'a été observée entre les tapis pour la cheville, hormis une élévation de ROM de 2,7° (p<0,001) sur CNMT-2 par rapport à TMT-2.

Il n'y avait pas de changement significatif de cinématique de la hanche, du genou et de la cheville avant (V1) ou après habitude (V2). Les quelques va-



riations concernaient l'épaule et se traduisaient par une hausse de MAX de  $2,6^\circ$  et de ROM de  $3,3^\circ$  sur CNMT-2 en comparaison à CNMT-1 ( $p < 0,001$ ) ainsi qu'une augmentation de ROM de  $3,1^\circ$  sur TMT-2 *vs* TMT-1 ( $p < 0,001$ ).

L'illus. n°3 représente la posture moyenne d'un sujet obtenue spécifiquement à l'attaque-talon dans les différentes conditions. Un affaiblissement de ROM AT était visible sur CNMT à V1 comme V2, au niveau de la hanche ( $11,3^\circ$  et  $11,0^\circ$ ;  $p < 0,001$ ) et du genou ( $10,4^\circ$  et  $9,1^\circ$ ;  $p < 0,001$ ). La ROM AT d'épaule était significativement plus faible de  $3,5^\circ$  puis de  $4,1^\circ$  ( $p < 0,001$ ) sur TMT aux deux vitesses. Des changements de ROM AT de  $2^\circ$  et puis de  $1,3^\circ$  se produisaient au niveau de la cheville, mais n'étaient pas estimés comme pertinents par l'expérimentateur, car inférieurs à l'erreur de mesure observée. Pour finir, les angles observés à l'attaque-talon ne différaient pas après habitude pour chaque tapis.



Illus. n°3.

Représentations schématiques de la posture moyenne à l'attaque talon pour les conditions CNMT (rouge) et TMT (bleu) à vitesse V1 (gauche) et V2 (droite).

Les écarts affichés étaient significatifs ( $p < 0,001$ ). Aucune différence n'a été observée sur CNMT ou TMT avant (V1) ou après familiarisation (V2) (schéma réalisé avec Tracker). CNMT = tapis incurvé non motorisé; TMT = tapis motorisé traditionnel.

## 4. Discussion

### 4.1. Adaptation cinématique

Il est primordial d'être attentif au protocole de cette étude au moment d'interpréter les données issues de la cinématique. En effet, le traitement des angles a été réalisé de manière différente par rapport à ce qui est couramment présenté dans la littérature analysant la biomécanique de la marche. En cinématique sagittale, il est plus commun d'observer des modèles graphiques ayant le mouvement de flexion du côté positif, l'extension dans le sens négatif et le zéro comme position neutre (Dicharry, 2010; Willems, Schepens & Detrembleur, 2012). Dans cette étude, les angles étaient strictement positifs tout au long du cycle de marche (hormis pour l'épaule) et sans composante de flexion ou d'extension, car ce n'était pas un moyen de présentation possible avec l'application Tracker. De ce fait, une diminution de MIN, MAX ou ROM AT doit être traduite par une plus grande quantité de flexion (flexion de hanche, flexion de genou et flexion dorsale de cheville) tandis qu'une augmentation signifie une plus grande amplitude d'extension (ou un segment moins fléchi). De la même manière, MIN correspondait à l'angle où le membre était le plus fléchi, tandis que MAX reflète l'angle d'extension maximale. Dans le cas de l'épaule, un angle plus négatif implique une plus grande extension alors qu'une valeur plus positive indique une flexion plus importante.

Notre étude a comparé la cinématique sagittale, les paramètres spatio-temporels de la marche ainsi que l'accélération tibiale verticale, entre CNMT et TMT à vitesses équivalentes, chez une population de jeunes adultes en bonne santé. La comparaison de la cinématique angulaire entre les tapis a montré que le CNMT augmente globalement le paramètre de flexion lors de la marche (diminution de MIN, MAX et ROM AT). Cette tendance est en adéquation avec les résultats de Fullenkamp *et al.* (2018) qui ont étudié la cinématique d'une marche sur CNMT et TMT à 5 km.h<sup>-1</sup>. Similairement à ces derniers, une augmentation d'amplitude de mouvement de hanche, sans modification d'amplitude de genou, a été observée sur CNMT. De plus, une plus grande flexion de hanche et de genou de 9 à 11°, sans variation du positionnement de la cheville, survient à l'attaque-talon.

Les résultats ont aussi révélé que la marche sur CNMT induit une modification significative des paramètres spatio-temporels et notamment un allongement de  $L_{\text{pas}}$  (de 1 et 3 cm respectivement à 5,4 et 5,9 km.h<sup>-1</sup>) et de  $t_{\text{cycle}}$  (de 0,02 et 0,03 s), et par conséquent une diminution de  $f$  (de 2,1 et 3,6 pas/min)

par rapport à TMT à même vitesse. Ce sont des changements d'un faible ordre de grandeur, en accord avec Bruseghini *et al.* (2019), qui obtenaient une augmentation de  $L_{\text{pas}}$  de 1 cm et une baisse de  $f$  de 1 pas/min sur CNMT *vs* TMT à 5,2 km.h<sup>-1</sup>. Seneli *et al.* (2011) ont aussi observé une augmentation, mais non significative, de  $L_{\text{pas}}$  de 1 cm entre les tapis à 4,8 km.h<sup>-1</sup> pour une population similaire à la nôtre, mais avec un échantillon composé uniquement de 9 sujets. Enfin, Fullenkamp *et al.* (2018) n'ont pas mentionné de variation de  $L_{\text{pas}}$  et de  $f$  à 5 km.h<sup>-1</sup> chez une population de 20 jeunes adultes. Néanmoins, leur protocole différait de celui de notre étude, car les passages sur tapis duraient 90 secondes, mais les sujets avaient préalablement réalisé un protocole de familiarisation au CNMT de 16 minutes.

Ainsi, notre étude a démontré que la cinématique de la marche était significativement altérée sur tapis incurvé non motorisé en comparaison à celle sur tapis motorisé traditionnel. La cinématique angulaire connaît de nombreux changements, occasionnés de manière évidente par la courbure du tapis. Pour actionner le roulement du tapis incurvé non motorisé, il est nécessaire que le contact initial de chaque pas se produise sur la pente avant du tapis, ce qui amplifierait la flexion de hanche et de genou. La posture au moment de l'attaque-talon est donc modifiée et pourrait induire une modification de la magnitude du choc engendré, qui à notre connaissance n'a pas encore été évalué lors d'une marche sur tapis incurvé non motorisé.

#### 4.2. Accélération tibiale et force d'impact

L'enregistrement de l'ACC avait pour but d'estimer l'intensité de l'impact produit par le sujet. Il a précédemment été montré qu'ACC avait une excellente reproductibilité (Lyytinen *et al.*, 2016; Turcot *et al.*, 2008) et présentait une corrélation significative avec le taux de mise en charge verticale et la grandeur de l'impact survenant au moment de l'attaque-talon (Fortune, Morrow & Kaufman, 2014; Liikavainio *et al.*, 2007). De plus, une plus grande ACC était associée à un taux de mise en charge verticale plus élevé dans l'étude de Gill & O'Connor (2003). Les accéléromètres sont des capteurs inertiels valides et fiables en analyse du mouvement (Kobsar *et al.*, 2020) et dès lors, l'ACC semble être une mesure correcte pour estimer l'amplitude de l'impact et le taux de mise en charge au cours de la marche.

À notre connaissance, cette étude est la première à exposer des données relatives à l'accélération du membre inférieur au cours d'une marche sur tapis incurvé non motorisé. L'accélération tibiale évaluée sur TMT (respectivement

1,44 g et 1,75 g en V1 et V2 et avec soustraction de la composante de pesanteur) était cohérente avec celle (mesurée à la marche sur TMT ou sol plat, par un accéléromètre fixé au tibia chez des sujets sains de moins de 30 ans) obtenue par d'autres auteurs, allant de 1 à 4 g (Bonanno *et al.*, 2019; Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano & Llana-Belloch, 2015; Lavender *et al.*, 2019; Lyytinen *et al.*, 2016; Montgomery *et al.*, 2016). Rappelons que  $g = 9.81 \text{ m.s}^{-2}$ .

Il faut préciser que la surface de locomotion n'était pas similaire entre les deux tapis. La matière du TMT est un mélange de tissu et de caoutchouc tandis que le CNMT est composé de lattes en bois surmontées d'un fin revêtement en caoutchouc. Or le type de surface semble avoir des répercussions sur l'amplitude de l'ACC (Lavender, Mehta & Allread, 2013). La marche sur CNMT a montré une accélération tibiale augmentée de  $2,1 \text{ m.s}^{-2}$  en V1 et de  $1,8 \text{ m.s}^{-2}$  en V2, soit une différence de 0,21 g et 0,18 g, suggérant donc une mise en charge plus importante que sur TMT à vitesse équivalente. Ce sont des variations faibles, mais cliniquement significatives, car supérieures au changement minimum détectable équivalent à 0,17 g établi par Turcot *et al.* (2008). L'inverse a été obtenu dans l'étude de Montgomery *et al.* (2016), qui ont montré une diminution d'accélération tibiale sur tapis non motorisé plat par rapport à un TMT. Cela pourrait laisser penser que l'ACC dépend moins du caractère « non motorisé » de la marche (qui est commun entre CNMT et tapis non motorisé plat), mais plutôt de l'architecture intrinsèque du tapis et donc de l'altération de la cinématique provoquée par l'incurvation du CNMT.

## 5. Conclusion

En conclusion, cette étude a montré que la marche sur tapis incurvé non motorisé est significativement différente d'un point de vue cinématique en comparaison à un tapis motorisé traditionnel à vitesse équivalente. Les particularités du tapis incurvé non motorisé ont induit des changements dans la cinématique sagittale de la locomotion avec notamment une augmentation de flexion de hanche et de genou au moment de l'attaque-talon. Ces observations étaient associées à des différences sur les variables spatio-temporelles et une augmentation d'accélération tibiale, évoquant un effet du tapis incurvé non motorisé sur la mise en charge et la magnitude des impacts. Des études supplémentaires sont nécessaires pour compléter les connaissances des caractéristiques de la marche humaine sur un tel tapis ainsi que les potentiels intérêts cliniques et bénéfiques thérapeutiques de ce nouvel outil.

## Bibliographie

- Bonanno, D. R., Ledchumanasarma, K., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2019). Effects of a contoured foot orthosis and flat insole on plantar pressure and tibial acceleration while walking in defence boots. *Scientific Reports*, 9(1), 1688. doi: [10.1038/s41598-018-35830-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-35830-5)
- Bruseghini, P., Tam, E., Monte, A., Capelli, C., & Zamparo, P. (2019). Metabolic and kinematic responses while walking and running on a motorised and a curved non-motorised treadmill. *Journal of Sports Sciences*, 37(4), 396-403. doi: [10.1080/02640414.2018.1504605](https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1504605)
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and Kinetics of Gait : From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347-364. doi: [10.1016/j.csm.2010.03.013](https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013)
- Edwards, R. B., Tofari, P. J., Cormack, S. J., & Whyte, D. G. (2017). Non-motorized Treadmill Running Is Associated with Higher Cardiometabolic Demands Compared with Overground and Motorized Treadmill Running. *Frontiers in Physiology*, 8, 914. doi: [10.3389/fphys.2017.00914](https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00914)
- Encarnación-Martínez, A., Pérez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2015). Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between Nordic Walking and Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 86(1), 94-99. doi: [10.1080/02701367.2014.975178](https://doi.org/10.1080/02701367.2014.975178)
- Fortune, E., Morrow, M. M. B., & Kaufman, K. R. (2014). Assessment of Gait Kinetics Using Triaxial Accelerometers. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(5), 668-674. doi: [10.1123/jab.2014-0037](https://doi.org/10.1123/jab.2014-0037)
- Fullenkamp, A. M., Toluoso, D. V., Laurent, C. M., Campbell, B. M., & Cripps, A. E. (2018). A Comparison of Both Motorized and Nonmotorized Treadmill Gait Kinematics to Overground Locomotion. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27(4), 357-363. doi: [10.1123/jsr.2016-0125](https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0125)
- Gill, H. S., & O'Connor, J. J. (2003). Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis : A pilot gait study. *Journal of Biomechanics*, 36(11), 1625-1631. doi: [10.1016/S0021-9290\(03\)00189-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00189-1)
- Hatchett, A. G., Parr, B. B., Epstein, L. R., Eggenberger, H. R., & Herring, R. L. (2017). A Comparison of Energy Expenditure Between Motorized and Non-Motorized Treadmills. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49(5S), 925. doi: [10.1249/01.mss.0000519514.12810.bf](https://doi.org/10.1249/01.mss.0000519514.12810.bf)
- Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T. F., Esculier, J.-F., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: A systematic review and meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 62. doi: [10.1186/s12984-020-00685-3](https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3)
- Lavender, S. A., Mehta, J. P., & Allread, W. G. (2013). Comparisons of tibial accelerations when walking on a wood composite vs. A concrete mezzanine surface. *Applied Ergonomics*, 44(5), 824-827. doi: [10.1016/j.apergo.2013.02.004](https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.02.004)

- Lavender, S. A., Wang, Z., Allread, W. G., & Sommerich, C. M. (2019). Quantifying the effectiveness of static and dynamic insoles in reducing the tibial shock experienced during walking. *Applied Ergonomics*, 74, 118-123. doi: [10.1016/j.apergo.2018.08.006](https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.08.006)
- Liikavainio, T., Bragge, T., Hakkarainen, M., Jurvelin, J. S., Karjalainen, P. A., & Arokoski, J. P. (2007). Reproducibility of Loading Measurements With Skin-Mounted Accelerometers During Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(7), 907-915. doi: [10.1016/j.apmr.2007.03.031](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.03.031)
- Lyytinen, T., Bragge, T., Hakkarainen, M., Liikavainio, T., Karjalainen, P. A., & Arokoski, J. P. (2016). Repeatability of knee impulsive loading measurements with skin-mounted accelerometers and lower limb surface electromyographic recordings during gait in knee osteoarthritic and asymptomatic individuals. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 16(1), 63-74. Récupéré de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5089457/>
- Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T., & Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & Posture*, 49, 120-126. doi: [10.1016/j.gaitpost.2016.06.037](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.037)
- Morgan, A. L., Laurent, C. M., & Fullenkamp, A. M. (2016). Comparison of VO<sub>2</sub>peak Performance on a Motorized vs. A Nonmotorized Treadmill. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 1898-1905. doi: [10.1519/JSC.0000000000001273](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001273)
- Schoenmakers, P. P. J. M., & Reed, K. E. (2018). The physiological and perceptual demands of running on a curved non-motorised treadmill : Implications for self-paced training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(12), 1293-1297. doi: [10.1016/j.jsams.2018.05.011](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.011)
- Seneli, R. M., Edlbeck, B. P., Myatt, C. J., Reynolds, K. G., & Snyder, A. C. (2011). Comparison Of Step Length Between Motorized And Non-motorized Treadmills During Walking, Jogging, Or Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(Suppl 1), 693. doi: [10.1249/01.MSS.0000401920.28660.7b](https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000401920.28660.7b)
- Smoliga, J. M., Hegedus, E. J., & Ford, K. R. (2015). Increased physiologic intensity during walking and running on a non-motorized, curved treadmill. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 16(3), 262-267. doi: [10.1016/j.ptsp.2014.09.001](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.09.001)
- Snyder, A. C., Myatt, C. J., Weiland, N., Bednarek, J., & Reynolds, K. G. (2010). Energy Expenditure While Walking on a Non-Motorized Treadmill. [Poster]. Récupéré de [https://www.woodway.com/wp-content/uploads/2019/03/energy\\_exp\\_while\\_walking\\_nmt.pdf](https://www.woodway.com/wp-content/uploads/2019/03/energy_exp_while_walking_nmt.pdf)
- Snyder, A. C., Weiland, N., Myatt, C. J., Bednarek, J., & Reynolds, K. G. (2010). Energy Expenditure During Sub-Maximal Running on a Non-Motorized Treadmill. [Poster]. Récupéré de [https://www.woodway.com/wp-content/uploads/2019/02/energy\\_exp\\_during\\_submax\\_running-1.pdf](https://www.woodway.com/wp-content/uploads/2019/02/energy_exp_during_submax_running-1.pdf)

- Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Hagemester, N., Pelletier, M., & de Guise, J. A. (2008). Test-Retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for 3-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations During Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(4), 732-737. doi: [10.1016/j.apmr.2007.09.033](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.033)
- Wee, V. M., Von Heimburg, E., & Van den Tillaar, R. (2016). Comparison of perceptual and physiological variables of running on a track, motorized treadmill, and non-motorized curved treadmill at increasing velocity. *Acta Kinesiologicalae Universitatis Tartuensis*, 22, 20-35. doi: [10.12697/akut.2016.22.02](https://doi.org/10.12697/akut.2016.22.02)
- Willems, P.-A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marche normale. *EMC - Kinésithérapie - Médecine physique - Réadaptation*, 8(1), 1-30. doi: [10.1016/S1283-0887\(12\)70034-8](https://doi.org/10.1016/S1283-0887(12)70034-8)



