



Effets des orthèses plantaires thermoformées sur la marche

L'objectif de cette étude à laquelle ont participé 14 sujets adultes sains et volontaires (10 hommes et 4 femmes), a été de déterminer l'effet du port des orthèses thermoformées avec renforts latéraux sur les paramètres spatiaux, temporels, et cinématiques du membre inférieur pendant la marche. Les renforts latéraux limiteraient, entre autres, les mouvements de pronosupination de l'arrière-pied. Ces résultats pourraient être dus à l'augmentation des entrées tactiles induites par le port des orthèses thermoformées.

Les orthèses plantaires sont utilisées afin de rapprocher le plus possible le pied du sujet d'un fonctionnement statique et dynamique idéal. Elles vont avoir une influence importante sur les mouvements de l'arrière-pied (pronation et supination) lors de la course à pied et de la marche. L'insertion de renforts latéraux apparaît diminuer la pronation de l'arrière-pied (Nester *et al*, 2003). Or, il semble exister une relation directe entre une pronation exagérée et les blessures en course à pied (McKenzie *et al*, 1985). De plus, le port d'orthèses augmenterait l'absorption des chocs lors du contact initial (Redmond *et al*, 2000).

D'autre part, l'insertion d'orthèses thermoformées modifie les appuis plantaires et par conséquent les entrées proprioceptives et tactiles. Il a été précédemment démontré, en condition quasi-statique, que les orthèses thermoformées permettent de mieux répartir les appuis plantaires (Berger *et al*, 2005). Enfin, Mündermann *et al* (2003) ont montré l'influence positive des orthèses moulées, sur le *pattern* de course. Celles-ci réduisent la valgisation maximum de l'arrière-pied et la rotation maximum externe du tibia et modification de l'axe du genou. De ce fait, la recherche des effets combinés de ces deux types d'orthèses apparaît intéressante à évaluer.

L'objectif de cette étude a été de déterminer l'effet du port d'orthèses thermoformées avec renforts latéraux sur les paramètres spatiaux, temporels, et cinématiques des membres inférieurs pendant la marche.

Matériel et méthodes

Dix sujets adultes sains volontaires ont participé à cette étude : 8 hommes et 2 femmes, âgés de $26,4 \pm 4,7$ ans. Leurs caractéristiques anthropométriques étaient de : $171,5 \pm 7,8$ cm, $68,9 \pm 10,8$ kg, et longueur de pieds de $26,1 \pm 2$ cm soit en pointure française environ un 41 (41 ± 2).

Orthèses plantaires

Deux paires de semelles ont été utilisées pour cette étude :

- une paire de semelles de propreté (condition de référence, REF) ;
- une paire d'orthèses thermoformées avec renforts latéraux (condition expérimentale, OR) (*figure 1*).

La méthode retenue pour la réalisation des orthèses est la thermopression en position corrigée par thermogalbage. La réalisation des semelles nécessite, dans un premier temps, l'obtention d'un moule précis du pied réalisé par un empreinteur sous vide. Les semelles rendues malléables par la chaleur sont ensuite positionnées sous les pieds du sujet et prennent le galbe de ceux-ci. Le moulage de ces orthèses thermoformées en *windlass* va permettre de réaxer naturellement l'arrière et le médiopied.

Protocole

Une analyse cinématique, spatiale et temporelle de la marche sur tapis roulant (vitesse constante de 3,7 km/h) a été réalisée dans deux conditions expérimentales avec insertion des orthèses REF et OR, et ceci dans un ordre aléatoire. Tous les sujets ont utilisé le même modèle de chaussures (*figure 2*). Après un échauffement pieds nus de 5 minutes, puis une minute de marche pour chaque condition, une prise de séquence de 20 secondes a été effectuée. Cette durée permet l'analyse, *a minima*, de 10 cycles complets de marche. Des marqueurs anatomiques étaient placés sur le membre inférieur droit de la manière suivante : articulation coxofémorale, genou, talocrurale (sur le grand trochanter, le condyle latéral fémoral, sur la malléole fibulaire). Deux autres marqueurs ont été utilisés : un sur la chaussure au niveau de la face latérale de l'avant-pied et un autre au niveau la face latérale du talon. Le premier point de repère de la jambe en face postérieure a été placé au milieu du tendon calcanéen entre les mallé-

les, et le second a été situé 15 et 20 cm plus haut, à la jonction myotendineuse du triceps sural sur l'axe longitudinal de la jambe en ligne avec le plis poplité. Les points de repère sur la chaussure ont été alignés de manière à représenter l'axe bissecteur du calcanéum.

Deux caméras étaient utilisées pour filmer le mouvement du membre inférieur. Une était placée dans le plan sagittal permettant une analyse des paramètres spatiaux, temporels et cinématiques de la marche et l'autre dans le plan longitudinal dans le but de se focaliser sur l'analyse cinématique de l'arrière-pied. Ces caméras filmaient à une fréquence d'échantillonnage de 25 Hz.

Le traitement des données vidéo s'est fait avec le logiciel DartfishR™, soit une reconstitution d'images entrelacées à 50 Hz.



Figure 1. Les orthèses plantaires thermoformées avec renforts latéraux (OR) sont composées d'une base de résine Transflux® (1 mm), renforts latéraux identiques, recouvrement Evamic® (2,5 mm), arrière-pied Orthomic® (3 mm) et avant-pied Viscotène® (2,5 mm).



Figure 2. Les sujets marchent sur un tapis roulant à vitesse constante de 3,7 km/h équipés du même modèle de chaussures.



Traitement statistique

La comparaison des données temporelles, spatiales et cinématiques des deux conditions (contrôle et expérimentale) est réalisée à l'aide d'un test statistique non paramétrique : le test de Wilcoxon dont le premier seuil de signification retenu est de $p < 0,05$.

Résultats

Aucune différence significative entre les deux conditions n'a pu être observée sur les paramètres spatiaux. Comme le montre la figure 3, le port des orthèses n'influe pas sur la longueur du pas, la longueur du cycle et le temps de cycle pendant le cycle de marche.

L'insertion des semelles OR induit des diminutions statistiquement significatives du temps de contact ($p < 0,05$) et du temps de double contact ($p < 0,01$) comparativement à la condition REF (figure 4).

Cependant, la vitesse de marche et les longueurs des pas et du cycle de marche ne sont statistiquement pas modifiées par cette insertion (figure 3).

Discussion

Ces orthèses apparaissent donc diminuer le temps de contact et du double contact. Elles sont donc susceptibles de modifier la perfor-

mance des sujets lors de leur utilisation. Ceci devrait être vérifié sur le terrain. En effet, la marche sur tapis roulant n'est pas totalement identique à la marche sur le sol. Plusieurs études chez l'homme démontrent que les modèles cinématiques pendant la marche sur sol et la marche sur tapis roulant changent (Strathy *et al*, 1983; Murray *et al*, 1985), suggérant une diminution des apports d'informations, notamment proprioceptives, entre les deux conditions de marche. Les diminutions du temps de contact et du double contact pourraient s'expliquer par la dureté de ces orthèses qui limite leur déformation. Les renforts participeraient aussi à cette limitation.

De plus, les renforts latéraux diminueraient les mouvements de pronosupination de l'arrière-pied. En effet, les études portant sur l'analyse cinématique de l'arrière-pied pendant la marche comme celle de Nester *et al* (2002) montrent que les orthèses calées médialement apparaissent diminuer de quelques degrés la pronation de l'arrière-pied.

Ces résultats pourraient être dus à l'augmentation des entrées tactiles induite par le port des orthèses thermoformées, celles-ci permettant une meilleure répartition des appuis plantaires (Berger *et al*, 2005). De plus, il ne peut être exclu une modification

du *pattern* musculaire comme l'ont mis en évidence de précédentes études de Nurse et Nigg (2001, 2005).

L'efficacité de ces orthèses sur la performance lors de la course à pied et leurs effets en termes de risque de chutes et/ou entorses serait à développer. De plus, le maintien de ces effets lors du port régulier de ces orthèses reste à étudier, de même que l'évaluation du risque de traumatisme type entorse. ■

Laetitia Berger
Laboratoire de physiologie de l'exercice,
Université de Savoie,
Le-Bourget-du-Lac (73)
laetitia.berger@univ-savoie.fr
Stéphanie Blanc
Centre d'orthopédie du sport,
Voiron (38)

Bibliographie

- Berger L, Calleja J. Effets des semelles thermoformées sur la répartition des appuis plantaires. *Revue du podologue* 2005; 5: 24-26.
- McKenzie D, Clement J, Taunton J. Running shoes, orthotics, and injuries. *1985; 2(5): 334-347.*
- Mündermann A, Nigg B, Humble R, Stefanyshyn D. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech* 2003; 18(3): 254-262.
- Murray P, Spuur B, Sepic B, Gardner M, Molliger A. Treadmill vs floor walking: kinematics, electromyogram and heart rate. *J Appl Physiol* 1985; 59(1): 87-91.
- Nester C, Van Der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture* 2003; 17 5(2): 180-187.
- Nurse M, Nigg B. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech* 2001; 16(9): 719-27.
- Nurse M, Hulliger M, Wakeling J, Nigg B, Stefanyshyn D. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005; 15: 496-506.
- Strathy GM, Chao EY, Laughman RK. Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *J Biomech* 1983; 16(7): 517-22.
- Redmond A, Lumb P, Landorf K. Effect of cast and non cast foot orthoses on plantar pressure and force during normal gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 2000; 90 (9): 441-91.

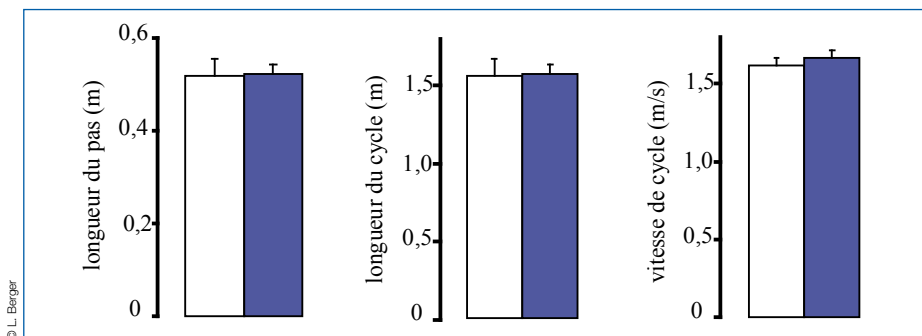


Figure 3. Diagrammes à barre représentant pour chaque condition REF (en blanc) et avec orthèses avec renforts latéraux OR (en bleu), les paramètres spatiaux de la marche et sa vitesse.

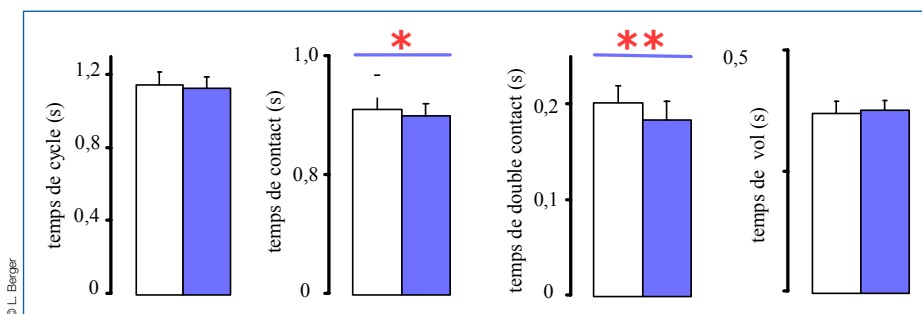


Figure 4. Diagrammes à barre représentant pour chaque condition REF (en blanc) et avec orthèses thermoformées avec renforts latéraux OR (en bleu), les paramètres temporels de la marche. Notez les différences statistiquement significatives à * $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$.