



# Effet des orthèses de pied sur les schémas et la variabilité du couplage de l'articulation de l'arrière-pied et du tibia

## Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability

R. Ferber <sup>a</sup>, I. McClay Davis <sup>b,c</sup>, D.-S. Williams <sup>d</sup>

<sup>a</sup> Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, 2500, University Drive NW, University of Calgary, Calgary, Alta., Canada T2N 1N4

<sup>b</sup> Department of Physical Therapy, University of Delaware, Newark, DE 19716, États-Unis

<sup>c</sup> Joyner Sportsmedicine Institute, Mechanicsburg, PA 17111, États-Unis

<sup>d</sup> Department of Physical Therapy, East Carolina University, Greenville, NC 27858, États-Unis

### MOTS CLÉS

Orthèses de pied ;  
Mécanique de la course ;  
Schémas de couplage de l'articulation ;  
Variabilité

**Résumé** L'objet de cette étude a été de comparer les patterns (schémas) et la variabilité du couplage de l'articulation entre l'arrière-pied et le tibia lors de la course, chez des sujets traités par deux types d'orthèses et des sujets témoins. Onze sujets présentant diverses lésions du membre inférieur avaient été traités sans succès au moyen d'une orthèse standard, puis avec succès par une orthèse inversée. Des données cinématiques tridimensionnelles ont été collectées alors que les sujets couraient sans orthèse, avec une orthèse standard ou avec une orthèse inversée. Onze sujets sains couraient sans orthèse pour permettre la comparaison. Les rapports entre les patterns et la variabilité du couplage de l'articulation entre l'inversion/éversion de l'arrière-pied et la rotation interne/externe du tibia ont été évalués en utilisant une technique de codage vectoriel. On a fait l'hypothèse que lorsque les coureurs traités couraient sans orthèse, ils présentaient des angles de couplage de l'articulation plus faibles et une variabilité de couplage de l'articulation moindre, comparativement aux témoins. De plus, on a fait l'hypothèse qu'il n'y aurait pas de différence dans l'angle de couplage ou la variabilité de couplage chez les coureurs traités, qu'ils portent ou non leur orthèse. Finalement, on a fait l'hypothèse que l'angle de couplage diminuerait et que la variabilité augmenterait chez les coureurs portant une orthèse inversée, comparativement à une orthèse standard ou à l'absence d'orthèse. Aucune différence significative dans les patterns ou la variabilité de couplage de l'articulation n'a été observée entre les sujets traités et les sujets témoins. De plus, aucune différence significative n'a été remarquée selon les types d'orthèses dans le groupe traité. Ces résultats suggèrent que les orthèses du pied ne produisent pas de modification significative du couplage arrière-pied/tibia. Par conséquent, le soulagement constaté avec les orthèses inversées est vraisemblablement dû à des facteurs autres qu'une modification de ce couplage.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

☆ L'article original « Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability » est paru dans Elsevier *Journal of Biomechanics* 2005;38:477-83. Il a été traduit et est publié ici avec l'autorisation de l'éditeur.

**KEYWORDS**

Foot orthotics;  
Running mechanics;  
Joint coupling  
patterns;  
Variability

**Abstract** The purpose of this study was to compare joint coupling patterns and variability of the rearfoot and tibia during running in subjects who were treated with two types of orthotic devices to that of controls. Eleven subjects with various lower extremity injuries were treated unsuccessfully with a standard orthotic, and then successfully with an inverted orthotic. Three-dimensional kinematic data were collected while subjects ran without orthoses and then in standard and inverted orthoses. Eleven healthy subjects ran without orthoses for comparison. The rearfoot inversion/eversion and tibial internal/external rotation joint coupling pattern and variability relationship was assessed using a vector coding technique. It was hypothesized that when the treated runners ran without orthotic devices, they would exhibit lower joint coupling angles and lower joint coupling variability compared to the controls. In addition, it was hypothesized that there would be no difference in the coupling angle or coupling variability between the standard and no orthotic conditions of the treated runners. Finally, it was hypothesized that coupling angle would decrease and variability would increase in the inverted versus the standard and non-orthotic conditions. No significant differences in joint coupling pattern or variability were observed between the treated and control subjects. In addition, no significant differences were noted between the orthotic conditions in the treated group. These results suggest that foot orthotic devices do not produce significant changes in rearfoot-tibial coupling. Therefore, the relief experienced with the inverted orthotic is likely due to factors other than alterations in this coupling.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

## Introduction

Les orthèses de pied se sont révélées extrêmement efficaces dans les lésions provoquées par la course.<sup>1,2</sup> Cependant, le mécanisme à l'origine de ce succès n'est pas très bien connu. Dans leur ensemble, la plupart des études montrent que les orthèses réduisent certains aspects du mouvement de l'arrière-pied.<sup>3-5</sup>

Blake<sup>6</sup> a proposé une orthèse inversée pour des patients qui présentaient des lésions dues à des problèmes de pronation et n'avaient pas répondu à un traitement par une orthèse standard. Selon Blake,<sup>6</sup> cet appareil apporte un support significativement plus grand de l'arche (voûte) plantaire, comparativement à l'orthèse standard. Baitch et al.<sup>7</sup> ont publié par la suite que l'action de l'orthèse inversée consistait en un mouvement significativement réduit de l'arrière-pied, comparativement à l'appareil standard. Cependant, il n'a pas étendu cette estimation au genou.

La majorité des lésions dues à la course sont localisées au niveau du genou.<sup>8</sup> Les orthèses de pied se sont révélées très efficaces dans la réduction de la douleur du genou.<sup>9</sup> La modification du mouvement de l'arrière-pied influe vraisemblablement sur le mouvement du genou en raison des couplages au sein du membre inférieur.<sup>10,11</sup> Au cours de la première partie de la phase d'appui, le calcaneum s'éverse et la tête du talus (astragale) effectue une rotation interne.<sup>10,11</sup> Le tibia accompagne le talus dans sa rotation interne en raison de la puissance de l'articulation de la mortaise de la cheville. Après avoir atteint un pic à mi-distance,

les mouvements s'inversent de telle façon qu'une inversion et une rotation externe du tibia se poursuivent tout au long de la dernière phase de l'appui. Ainsi, le mouvement de l'arrière-pied conditionne celui du genou.

L'un des moyens par lesquels les chercheurs ont étudié le couplage de l'éversion (EV) et de la rotation interne du tibia (RIT) est l'évaluation de l'excursion (amplitude) relative de ces mouvements. Le rapport d'excursion EV/RIT est établi en divisant l'excursion de l'éversion par celle de la rotation interne du tibia, pendant la période allant de l'appui du talon jusqu'aux valeurs maximales respectives (apparaissant à mi-distance environ). Étant donné qu'il y a normalement plus d'éversion que de rotation interne du tibia, on a publié des valeurs de ce rapport allant de 1,0 à 1,8.<sup>12-15</sup>

On a montré que les coureurs présentant une faible courbure des arches (voûtes) plantaires (due, pense-t-on, à une éversion excessive) présentaient les rapports d'excursion EV/RIT les plus élevés.<sup>13-15</sup> Étant donné que les orthèses de pied sont typiquement conçues pour contrôler l'éversion de l'arrière-pied, elles réduiront vraisemblablement l'importance relative de l'éversion par rapport au mouvement de rotation interne du tibia et elles modifieront donc la relation de couplage de l'articulation. Cependant, Nawoczenski et al.<sup>16</sup> ont évalué l'effet des orthèses standards sur le rapport EV/RIT chez des coureurs sains et ont constaté une augmentation du rapport d'excursion EV/RIT qui est essentiellement due à la réduction de la RIT.

Le rapport d'excursion EV/RIT est une valeur isolée qui représente le couplage moyen de l'arti-

culution lors de la première phase de l'appui. Heiderscheit et al.<sup>17</sup> ont proposé l'utilisation d'une méthode de codage vectoriel<sup>18</sup> pour apporter une mesure continue du couplage de l'articulation. Dans cette méthode, les excursions relatives entre les points de mesure successifs d'un graphique angle/angle sont déterminées et l'angle résultant (par rapport à une ligne horizontale) est calculé entre ces points. Ce processus est alors répété tout au long de la période d'appui. En plus de l'angle de couplage, Heiderscheit et al.<sup>17</sup> ont aussi recommandé l'évaluation de sa variabilité chez un même individu comme moyen de mesure du risque de lésion. Ces auteurs ont rapporté que les coureurs présentant un syndrome de douleur fémoropatellaire ne présentaient aucune différence dans les patterns de couplage de l'articulation, mais une variabilité plus faible que celle des témoins sains. Ces résultats sont en faveur de l'hypothèse émise par d'autres auteurs selon laquelle la variabilité du mouvement est nécessaire à l'adaptation à un environnement changeant et à la réduction du risque d'une lésion d'usure.<sup>19,20</sup>

L'influence des orthèses de pied sur les patterns ou la variabilité du couplage de l'articulation du membre inférieur n'a pas été étudiée dans une population de patients. L'approche vectorielle pourrait être susceptible d'apporter de nouvelles conceptions concernant le mécanisme des lésions ainsi que le mécanisme sous-jacent au succès d'une intervention par orthèse. Par conséquent, l'objet de cette étude a été de comparer les patterns et la variabilité du couplage de l'articulation de l'arrière-pied et du tibia au cours de la phase d'appui de la course chez des sujets traités par deux types d'orthèse, comparativement à des sujets témoins. De plus, les patterns et la variabilité de couplage de l'articulation ont été comparés, chez les sujets traités lorsqu'ils couraient sans orthèse (NO), avec une orthèse standard (STD) qui n'apportait aucune amélioration de leurs symptômes ou avec une orthèse inversée (INV) qui les

soulageait. D'après les courbes angle-angle dérivées d'une technique de codage vectoriel, on a émis l'hypothèse que les coureurs traités, lorsqu'ils couraient sans orthèse (NO), présentaient, par rapport au groupe témoin, des angles de couplage réduits (en raison de l'éversion diminuée de l'arrière-pied par rapport à la rotation interne du tibia) ainsi qu'une réduction de la variabilité du couplage. On a aussi pensé qu'il n'y aurait pas de différence significative dans l'angle de couplage ou la variabilité lorsque les sujets couraient avec une orthèse standard (STD), comparativement à leur course sans orthèse. Finalement, on s'attendait à ce qu'il y ait une augmentation significative de l'angle et de la variabilité de couplage lorsque les sujets traités couraient avec un appareil inversé, comparativement à leur course sans appareil ou avec un appareil standard.

## Méthodes

D'après des analyses de force a priori ( $b = 0,20$  ;  $p = 0,05$ , dimension de l'effet et variabilité tirées de la littérature antérieure : Baitch et al., 1991), 11 coureurs (cinq hommes, six femmes) qui avaient été traités par des orthèses de pied par le même thérapeute ont été recrutés pour cette étude. L'âge, le poids et la taille moyens des sujets étaient 29,9 ans ( $\pm 12,2$  ans), 69,2 kg ( $\pm 15,7$  kg) et 169,8 cm ( $\pm 12,9$  cm), respectivement. Les coureurs présentaient des lésions diverses en rapport avec la course (Tableau 1) et un kinésithérapeute diplômé avait effectué un examen clinique standard et remarqué visuellement que chaque sujet présentait une pronation statique excessive de l'arrière-pied ou du médiopied. Ces sujets avaient été initialement appareillés avec une orthèse de pied standard faite d'une coque de graphite inclinée d'un varus de l'arrière-pied de 4 ; les piliers intrinsèques de l'avant-pied étaient équilibrés par des moulages en plâtre sans poids. Tous avaient des symptômes per-

**Tableau 1** Caractéristiques des sujets, degré de l'angle des orthèses inversées (Deg. INV) et diagnostics des lésions.

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Poids (kg)	Deg. INV	Membre	Diagnostic
1	F	41	45,2	25	Gauche	Tendinite tibiale postérieure
2	H	49	100	25	Gauche	Fasciite plantaire
3	H	23	64,1	15	Gauche	Syndrome de compression antérieure
4	H	23	65,5	15	Gauche	Syndrome de compression antérieure
5	H	30	94,1	25	Droit	Syndrome de compression antérieure
6	F	18	49,2	25	Droit	Syndrome de compression antérieure
7	F	20	68,7	25	Droit	Syndrome de la douleur fémoropatellaire
8	F	18	66,2	25	Droit	Fasciite plantaire
9	F	18	62,1	15	Droit	Fasciite plantaire
10	H	52	78,2	15	Droit	Fasciite plantaire
11	F	37	68,2	15	Gauche	Syndrome de la douleur fémoropatellaire

sistants depuis 1-2 mois avant l'utilisation de l'orthèse STD. Chaque sujet a ensuite été appareillé avec une orthèse de graphite INV équilibrée entre 15 et 25° selon la gravité de leur état et de leurs symptômes. Les orthèses étaient prescrites individuellement pour chaque membre. Les 11 sujets ont bénéficié d'une guérison de leurs symptômes grâce à l'orthèse inversée. Ils l'ont portée pendant un minimum de 4 mois avant la collecte des données. Ils ont continué à porter leur orthèse après la guérison de leurs symptômes, car ils pensaient que leurs problèmes réapparaîtraient s'ils ne la portaient plus.

Les données venant de 11 coureurs (cinq hommes et six femmes) ont servi de contrôles (CO) ; ces coureurs n'avaient pas eu de problèmes au niveau du membre inférieur dans les deux dernières années. De plus, des orthèses de pied ne leur avaient jamais été prescrites. L'âge, le poids et la taille moyenne de ces sujets étaient de 21,4 ans ( $\pm 3,1$  ans), 67,0 kg ( $\pm 11,7$  kg) et 173,1 cm ( $\pm 9,3$  cm), respectivement. Ils avaient été choisis au hasard à partir d'une base de données normative préalablement collectée de coureurs courant sans orthèse ; le membre choisi pour l'analyse était apparié à celui du groupe traité. Avant sa participation, chaque sujet signait une lettre de consentement approuvée par le University's Human Subjects Compliance Committee.

Des marqueurs rétro-réfléchissants permettant de suivre le mouvement en 3D étaient placés sur la cuisse, la jambe, le pelvis et l'arrière-pied (Fig. 1). Les marqueurs anatomiques définissant le centre des articulations étaient placés au niveau des localisations ci-après : les deux grands trochanters, le condyle fémoral, médialement et latéralement, les malléoles, médialement et latéralement, la tête du 1<sup>er</sup> et du 5<sup>e</sup> métatarsiens. Une calibration de posture statique était collectée avant chaque état. Seuls les marqueurs étaient éliminés, laissant les bases sur les sujets de telle façon que l'emplace-

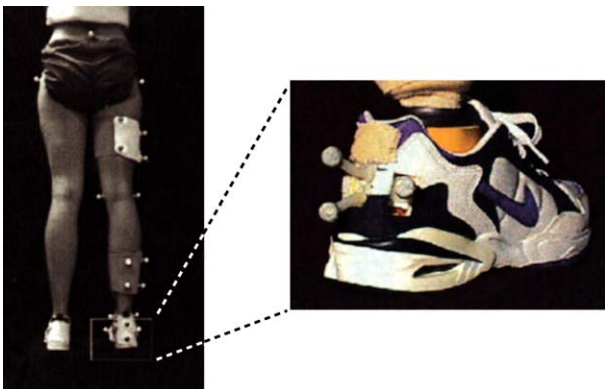


Figure 1 Mise en place des marqueurs réfléchissants sur le membre inférieur étudié.

ment des marqueurs anatomiques soit reproductible entre les états. Trois marqueurs de l'arrière-pied étaient placés directement sur le talon et passaient à travers des fenêtres découpées dans les chaussures (Fig. 1). Ces fenêtres permettaient un mouvement inchangé des marqueurs sur le talon. Il a été déterminé que ces trous se traduisaient par une diminution d'environ 10 % de la stabilité du talon, telle que mesurée par un appareil d'évaluation des matériaux Instron® (Canton, MA, États-Unis). Les sujets couraient le long d'une piste de 25 m à la vitesse de  $3,65 \text{ m s}^{-1}$  ( $\pm 5\%$ ), ce qui était une vitesse de course confortable pour tous les sujets. La vitesse de course était contrôlée en utilisant des cellules photoélectriques placées tous les 2,86 m le long de la piste. Le membre malade des sujets traités et le membre correspondant des sujets témoins étaient sélectionnés pour l'analyse. Huit essais ont été collectés au hasard pour chacun des états : NO, STD et INV. Les sujets témoins effectuaient huit essais pour l'état NO. Les cinq premiers essais acceptables étaient utilisés pour l'analyse, étant donné qu'il avait été établi que cinq essais apportaient une moyenne stable de données cinématiques ou cinétiques.<sup>21,22</sup>

Les données cinématiques étaient collectées au moyen d'une ciné-caméra, système d'analyse de mouvements en 3D (VICON, Oxford Metrics, RU). Elles étaient recueillies à 120 Hz et filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth à 8 Hz avec un retard de zéro du quatrième ordre. Les données cinétiques GRF étaient collectées en utilisant une plaque de compression (BERTEC Corp, Worthington, OH, États-Unis). Elles étaient synchronisées avec les données cinématiques et étaient collectées à 960 Hz et filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth de 50 Hz avec un retard de zéro du quatrième ordre. Les essais étaient normalisés à 100 % d'appuis et cinq essais étaient moyennés pour chaque sujet. Le logiciel MOVE3D (MOVE3D, NIH Biomechanics Laboratory, Bethesda, MD, États-Unis) était utilisé pour calculer les angles tridimensionnels cinématiques de l'articulation. Bien que l'on sache que le mouvement plan transverse est susceptible d'erreurs dues au tissu mou, les études effectuées dans ce laboratoire<sup>23</sup> ont rapporté une bonne variabilité au sein d'une journée ou entre plusieurs jours pour le mouvement plan transverse du tibia par rapport au pied. De plus, les comparaisons des conditions orthopédiques sont faites chez les mêmes sujets et donc les erreurs doivent être les mêmes dans toutes les conditions.

Étant donné qu'il est admis que les marqueurs posés sur la partie la plus basse de la jambe tracent le mouvement de la jambe tout entière, ce segment est désigné sous le nom de tibia afin de rester

en accord avec la notation utilisée dans la littérature.<sup>17,20,24</sup> Les courbes angle-angle de l'éversion/inversion de l'arrière-pied (RF) et de la rotation interne/externe du tibia (TIB) pour chaque essai ont été tracées. L'angle de couplage a été déterminé en utilisant une modification de la technique de codage vectoriel suggérée par Heiderscheit et al.<sup>17</sup> Le vecteur absolu résultant entre deux points adjacents au cours de la phase d'appui de la course a été calculé (voir équation ci-dessous). Après conversion des radians en degrés, la plage des valeurs résultantes pour  $\phi$ , ou angle de couplage, se situait entre 0-90° (Fig. 2).

$$\phi_i = \text{abs} [\tan^{-1}(y_{i+1} - y_i / x_{i+1} - x_i)]$$

Où  $i = 1, 2$  et  $n$ .

Ainsi, avec le mouvement du RF en abscisse et le mouvement du TIB en ordonnée, un angle de couplage de 45° indiquerait des valeurs égales du mouvement plan frontal de l'arrière-pied et du mouvement plan transverse tibial. Un angle supérieur à 45° indique un mouvement plan transverse tibial plus grand que le mouvement plan frontal de l'arrière-pied (Fig. 2).

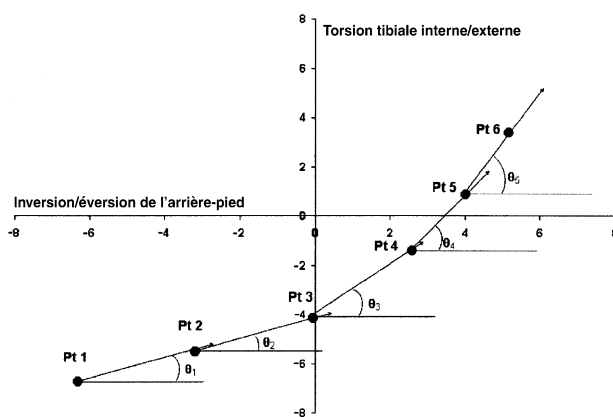


Figure 2 Exemple de technique de codage vectoriel pour déterminer l'angle de couplage de l'articulation entre le RF (arrière-pied) et le TIB (tibia).

Dans le dessein d'analyser l'angle de couplage RF-TIB et la variabilité dans des régions spécifiques de l'appui, chaque courbe de mouvement relatif a tout d'abord été normalisée à 100 % d'appui. Chaque courbe de mouvement relatif a été divisée en quatre phases choisies en fonction d'événements cinétiques discrets déterminés à partir des données de la force de réaction au sol verticale. La phase 1 va de l'attaque du talon au chargement initial (~ 20 % d'appui), la phase 2 du chargement initial à l'acceptation du poids du corps tout entier (~ 20-50 % d'appui), la phase 3 de l'acceptation du poids du corps tout entier à la moitié de la distance à l'extrémité des orteils (~ 50 à 75 % d'appui) et la phase 4 allant de la fin de la phase 3 jusqu'à l'extrémité des orteils (~ 75-100 % d'appui). Pour calculer les valeurs moyennes de l'angle de couplage pour chaque phase de l'appui, chaque point a été moyenné point par point sur cinq essais, ce qui donnait un tracé moyen. À partir de ce dernier, l'angle de couplage moyen pour chaque phase de l'appui était calculé par rapport au temps (Tableau 2). La déviation standard était calculée point par point sur cinq essais et la variabilité du couplage de l'articulation entre les essais et parmi les sujets était calculée pour chaque phase de l'appui par rapport au temps (Tableau 2).

Une analyse de variance à deux facteurs (ANOVA) (phase  $x$  de groupe :  $\alpha = 0,05$ ) avec des mesures répétées sur la phase entre le groupe de contrôle et chaque état du groupe traité a été utilisée pour identifier les différences dans l'angle de couplage de l'articulation RF-TIB. Une autre analyse de variance à deux facteurs (phase  $x$  de groupe :  $\alpha = 0,05$ ) avec des mesures répétées de phases entre le groupe des témoins et chaque état du groupe des traités a été utilisée pour identifier les différences dans la variabilité moyenne des patrons de couplage de l'articulation RF-TIB. Les tests post hoc de Tukey ont été utilisés pour déterminer

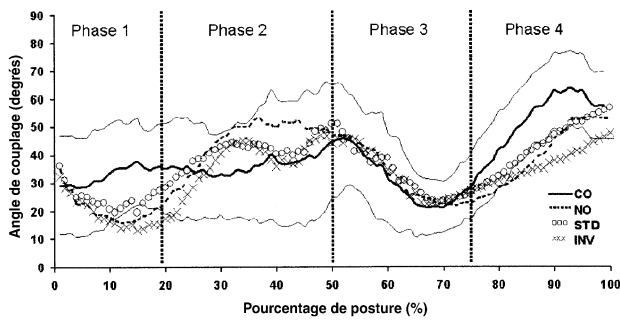
Tableau 2 Résumé de l'angle de couplage et de la variabilité et valeurs de  $p$  pendant les quatre phases de l'appui.

Variable	NO <sup>a</sup>	STD <sup>b</sup>	INV <sup>c</sup>	CO <sup>a</sup>
<i>Angle de couplage (°)</i>				
Phase 1	20,76 (12,40) ; $p = 0,98$	23,71 (11,07)	19,42 (9,41) ; $p = 0,99$	31,04 (13,51) ; $p = 0,28$
Phase 2	40,51 (6,23) ; $p = 0,95$	38,27 (8,79)	34,28 (7,84) ; $p = 0,84$	35,98 (14,21) ; $p = 0,99$
Phase 3	34,93 (8,70) ; $p = 0,94$	34,83 (10,41)	34,14 (9,95) ; $p = 0,93$	32,26 (10,01) ; $p = 0,97$
Phase 4	38,24 (8,97) ; $p = 0,95$	41,53 (10,79)	35,78 (14,98) ; $p = 0,99$	50,25 (9,36) ; $p = 0,10$
<i>Variabilité de couplage (DS)</i>				
Phase 1	11,56 (6,45) ; $p = 0,95$	12,05 (5,39)	10,88 (5,19) ; $p = 0,98$	11,64 (5,30) ; $p = 0,96$
Phase 2	13,40 (3,15) ; $p = 0,96$	14,58 (3,24)	11,82 (2,67) ; $p = 0,65$	13,48 (4,13) ; $p = 0,98$
Phase 3	13,48 (4,28) ; $p = 0,99$	13,81 (3,79)	13,92 (4,36) ; $p = 0,93$	15,70 (2,43) ; $p = 0,94$
Phase 4	8,34 (2,19) ; $p = 0,99$	7,91 (2,04)	8,63 (2,65) ; $p = 0,98$	10,16 (3,15) ; $p = 0,67$

<sup>a</sup> valeurs de  $p$  comparées pour l'état sans orthèse (NO).

<sup>b</sup> valeurs de  $p$  comparées pour l'état avec orthèse standard (STD).

<sup>c</sup> valeurs de  $p$  comparées pour les états et NO. CO : contrôles.



**Figure 3** Courbe de l'angle de couplage moyen de l'articulation RT-TIB du groupe des témoins (les lignes épaisses et les lignes fines représentent la moyenne  $\pm$  1 déviation standard [DS]) et celui des sujets traités lorsqu'ils couraient dans les trois conditions différentes d'orthèse au cours de la phase d'appui de la marche. CO : contrôles ; INV : prothèse inversée ; NO : pas d'orthèse ; STD : orthèse standard.

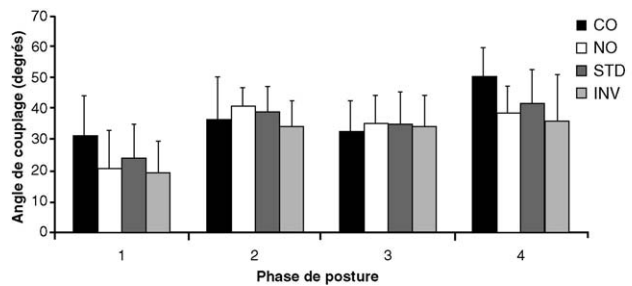
les différences, s'il y en avait, pour l'angle de couplage de l'articulation et sa variabilité dans les hypothèses choisies :

- hypothèse 1 : NO par rapport aux témoins ;
- hypothèse 2 : NO par rapport à STD ;
- hypothèse 3 : INV par rapport à NO et STD.

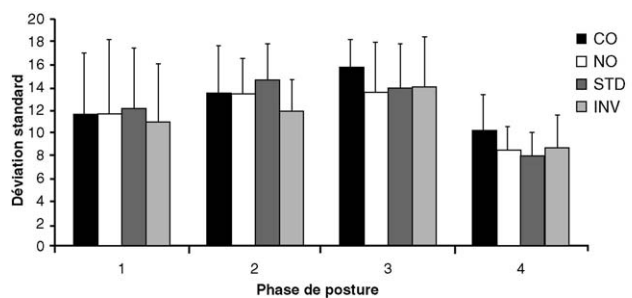
L'hypothèse 1 a été testée entre plusieurs des sujets alors que les hypothèses 2 et 3 ont été testées sur les sujets eux-mêmes.

## Résultats

La **Figure 3** montre le pattern de couplage de l'articulation pour le groupe des témoins ainsi que pour le groupe des sujets traités au cours d'une course, dans chaque condition. Au cours des premiers 50 % de l'appui (phases 1 et 2), le groupe des témoins montrait relativement peu de changements dans le pattern de couplage RF-TIB, mais ce dernier fluctuait davantage au cours des derniers 50 % de l'appui (phases 3 et 4 : **Fig. 3**). De plus, les deux états avec orthèse dans le groupe des sujets traités étaient très semblables aux états sans orthèse tout au long de l'appui. Les moyennes et les déviations standard pour les angles de couplage pour chaque phase sont représentées dans le **Tableau 2** ainsi que dans les **Figures 4 et 5**. Aucune différence significative dans l'angle de couplage de l'articulation ou la variabilité n'était observée entre le groupe des témoins et le groupe des traités lorsqu'ils couraient dans l'état NO, pour aucune des phases de l'appui. De plus, aucune différence significative dans l'angle de couplage de l'articulation ou la variabilité n'était observée pour le groupe des traités lorsqu'ils couraient dans l'état STD, comparativement à l'état NO, pour aucune des phases de l'appui. Enfin, aucune différence significative n'était observée lorsque les sujets traités couraient avec une



**Figure 4** Angle de couplage moyen de l'articulation RF-TIB des sujets traités au cours des trois conditions différentes et des sujets témoins pour les quatre phases de l'appui déterminées par les événements de force de réaction verticale au sol. CO : contrôles ; INV : prothèse inversée ; NO : pas d'orthèse ; STD : orthèse standard.



**Figure 5** Variabilité de l'angle de couplage moyen de l'articulation RF-TIB des sujets traités au cours des trois conditions différentes et des témoins pour les quatre phases de l'appui déterminées par des événements de force de réaction verticale au sol. CO : contrôles ; INV : prothèse inversée ; NO : pas d'orthèse ; STD : orthèse standard.

orthèse INV, comparativement aux états NO ou STD, pour aucune phase de l'appui.

## Discussion

L'objet de cette étude était de comparer le pattern et la variabilité du couplage de l'articulation de l'arrière-pied et du tibia au cours de la course chez des coureurs traités et chez des témoins sains pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents aux lésions en rapport avec la course et le succès de l'orthèse inversée. Étant donné que chez les sujets traités on observait visuellement une pronation excessive, on s'attendait à ce que leur angle de couplage soit réduit lorsqu'ils couraient sans orthèse, comparativement aux témoins sains. Cependant, aucune différence n'a été constatée. Ces résultats sont en accord avec ceux de McClay et Manal<sup>12</sup> qui ont comparé le rapport EV/RIT chez les coureurs avec une mécanique normale de l'arrière-pied et chez ceux qui, tout en étant sains, présentaient une pronation excessive. Ces auteurs ont rapporté une éversion semblable au cours de la première moitié de l'appui dans les deux groupes. Cependant, le groupe des pronateurs impliqué dans

cette étude montrait une plus grande excursion tibiale, ce qui se traduisait par un rapport EV/RIT étonnamment plus faible que celui des coureurs présentant une mécanique normale de l'arrière-pied.

Aucune différence n'a été remarquée dans la variabilité du couplage de l'articulation entre le groupe des traités et le groupe des témoins dans la présente étude. Heiderscheit et al.<sup>17</sup> ont étudié des patients avec un syndrome de douleur fémoropatellaire et ils ont publié une réduction de la variabilité du couplage des articulations du membre inférieur en ce qui concerne le couplage de la rotation de la cuisse et de la rotation de la jambe, comparativement entre le groupe des patients avec une jambe malade et le groupe des témoins. Ces résultats suggèrent qu'il pourrait y avoir eu une flexibilité réduite de leur système qui en ferait des systèmes à risque plus élevé de lésions. Cependant, Heiderscheit et al.<sup>17</sup> n'ont pas déterminé les patterns de couplage RF-TIB ou leur variabilité et il est donc difficile de comparer leurs résultats à ceux de la présente étude. Les sujets de la présente étude présentaient aussi toute une série de lésions en rapport avec la course, ce qui pourrait avoir ajouté une variabilité aux résultats entre les sujets et avoir diminué les chances de détecter des différences dans certains cas.

Les questions restantes se concentrent sur la comparaison entre les sujets portant une orthèse dans le groupe des traités. Aucune différence dans l'angle de couplage ou dans la variabilité n'a été observée lorsque les sujets traités couraient en portant un appareil standard ou sans orthèse. C'était un résultat attendu, étant donné que l'appareil standard ne réduisait pas les symptômes cliniques parmi les coureurs traités de ce groupe. Cependant, en dépit de l'amélioration des symptômes apportée par les orthèses INV, aucune augmentation dans leur angle de couplage ou dans la variabilité n'a été observée lorsque les coureurs porteurs d'une orthèse INV étaient comparés à ceux qui n'avaient pas d'orthèse ou portaient une orthèse STD. On avait pensé que courir avec une orthèse INV se traduirait par une augmentation significative de l'angle de couplage. Cependant, cela n'a pas été observé lors de la présente étude. C'est en contraste frappant avec les résultats de Baitch et al.<sup>7</sup> qui ont publié que l'orthèse inversée réduisait significativement l'amplitude de l'éversion de l'arrière-pied, comparativement à l'orthèse STD ou à l'absence d'orthèse. Cependant, Baitch et al.<sup>7</sup> ont étudié un appareil INV à 25° qui aurait pu se traduire par une réduction de l'éversion de l'arrière-pied plus grande, comparativement aux sujets de la présente étude qui portaient des orthèses

équilibrées entre 15 et 25° selon la gravité de leur pathologie et de leurs symptômes (Tableau 1).

Il y a des facteurs qui pourraient avoir influencé les résultats de cette étude. L'étude est rétrospective. Par conséquent, les patterns de couplage de l'articulation observés chez les sujets traités pourraient ne pas avoir été présents avant la lésion. Des études prospectives sont nécessaires pour apporter un éclairage sur la relation entre les patterns de couplage de l'articulation et la lésion. Deuxièmement, les sujets traités étaient des utilisateurs permanents d'orthèse et l'absence de cet appareil pourrait ne pas être réellement instructive sur la mécanique des coureurs avant le traitement orthopédique. Par conséquent, les vraies différences impliquant l'absence d'orthèse ou le port d'une orthèse INV ou STD pourraient être masquées. Troisièmement, il est possible que l'inclusion d'un plus grand nombre de sujets se soit traduite par une signification statistique pour certaines des comparaisons. Cependant, une estimation de l'importance des groupes indiquait que 11 sujets étaient suffisants.

Cependant, en dépit de ces limitations et d'après les résultats de ces données, il apparaît que ni les patterns de couplage de l'articulation RF-TIB ni la variabilité n'étaient différents entre les coureurs traités et les témoins sains. De plus, ces résultats suggèrent que ni les orthèses STD ni les orthèses INV ne produisent de modification significative dans le pattern de couplage RF-TIB ou la variabilité, comparativement à l'absence d'orthèse. Par conséquent, l'amélioration apportée par l'orthèse INV est vraisemblablement due à des facteurs autres qu'une modification de ce couplage articulaire.

## Références

1. Eggold JF. Orthotics in the prevention of runner's overuse injuries. *Phys Sportsmed* 1981;9:181-5.
2. Kilmartin TE, Wallace A. The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries: a review of the literature. *Br J Sports Med* 1994;28:180-4.
3. Bates BT, Osternig LR, Mason B, James LS. Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *Am J Sports Med* 1979;7:338-42.
4. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther* 1994;74:149-61.
5. Rodgers MM, Leveau BF. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999;4:86-90.
6. Blake RL. Inverted functional orthosis. *J Am Podiatr Med Assoc* 1986;76:275-6.

7. Baitch SP, Blake RL, Finegan PL, Senatore J. Biomechanical analysis of running with 25° inverted orthotic devices. *J Am Podiatr Med Assoc* 1991;81:647-52.
8. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2000 running injuries. *Br J Sports Med* 2000;36:95-101.
9. Eng JE, Pierrynowski MR. Evaluation of soft orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 1993;73:62-70.
10. Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex. Part 2: pronation and supination. *Foot Ankle* 1989;9:248-53.
11. Inman VT. *The joints of the ankle*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1976.
12. McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1998;13:195-203.
13. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther* 1998;78:404-16.
14. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000;15:54-64.
15. Williams 3rd DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;16:341-7.
16. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21:317-27.
17. Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik RE. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *J Appl Biomech* 2002;18:110-21.
18. Sparrow WA, Donovan E, Van Emmerik RE, Barry EB. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *J Mot Behav* 1987;19:115-29.
19. Holt KG, Jeng S, Ratcliffe R, Hamill J. Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *J Mot Behav* 1995;27:164-78.
20. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;14:297-308.
21. Bates BT, Dufek JS, Davis HP. The effect of trial size on statistical power. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:1059-65.
22. Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait Posture* 2001;14:98-103.
23. Ferber R, McClay Davis I, Williams 3<sup>rd</sup> DS, Laughton C. A comparison of between-day reliability of discrete 3-D lower extremity variables in runners. *J Orthop Res* 2002;20:1139-45.
24. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 1993;31(suppl7):S421-8.

Retrouvez l'article original sur [www.emc-consulte.com](http://www.emc-consulte.com)  
et découvrez toutes les fonctionnalités du site

emc-consulte®