




Disponible en ligne sur  
 ScienceDirect  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France  
 EM|consulte  
www.em-consulte.com



ARTICLE ORIGINAL

# Effets d'une orthèse plantaire biomécanique chez un cycliste souffrant d'un syndrome de la bandelette ilio tibiale

## *Effect of biomechanical foot orthotics in one cyclist affected by iliotibial band syndrome*

S. Delacroix<sup>a,\*</sup>, D. Hasdenteufel<sup>a</sup>, N. Legrand<sup>a</sup>, L. Chèze<sup>b</sup>, A. Lavigne<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire clinique de podologie et du sport, 6, rue Calmels, 75018 Paris, France

<sup>b</sup> Laboratoire de biomécanique et mécanique des chocs, université Claude-Bernard–Lyon-1, INRETS, bâtiment Omega, 43, boulevard du 11-Novembre-1918, 69622 Villeurbanne cedex, France

<sup>c</sup> Institut national de podologie, 8, rue Sainte-Anne, BP 72152, 75021 Paris cedex 01, France

Reçu le 13 octobre 2008 ; accepté le 11 mars 2009

### MOTS CLÉS

Orthèse ;  
Biomécanique ;  
Cycliste ;  
Bandelette  
iliotibiale ;  
Analyse du  
mouvement

### Résumé

**Objectifs.** – Le port d'une paire d'orthèses plantaires biomécaniques thermoformées (OPBT) confectionnées sur mesure vise à compenser le trouble posturo dynamique engendrant, chez un cycliste, un syndrome de la bandelette iliotibiale (SBIT). Le recours à l'analyse du mouvement a pour but de quantifier les effets de cette thérapeutique chez ce cycliste.

**Méthodes.** – Un cycliste entraîné, âgé de 31 ans, pesant 72 kg et mesurant 177 cm a participé à l'étude. Celui-ci souffre d'un SBIT au niveau du genou gauche et présente un trouble posturo dynamique bilatéral avec des pieds varus et un genu varum. Deux séries de tests sont réalisées, la première sans orthèses et la seconde avec orthèses. Les mouvements du cycliste sont enregistrés par un système d'analyse du mouvement (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, États-Unis). La cinématique articulaire des chevilles, des genoux et des hanches, la cinématique segmentaire des pieds, des jambes et des cuisses, ainsi que les distances entre le centre articulaire des genoux et le cadre du vélo sont étudiés.

**Résultats.** – Les principaux résultats montrent que l'orthèse permet de réduire la distance genou-cadre ( $p < 0,001$ ) grâce au couplage ostéoarticulaire partant du pied et se répercutant sur les étages supérieurs. Ce couplage génère une rotation interne de tout le segment jambier ( $p < 0,001$ ) ainsi qu'une valgisation du genou ( $p < 0,001$ ) et une adduction de hanche ( $p < 0,001$ ).

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [delacroix@l-c-p-s.com](mailto:delacroix@l-c-p-s.com) (S. Delacroix).

**KEYWORDS**

Foot orthotics;  
Biomechanics;  
Cycling;  
Iliotibial band  
syndrome;  
Motion analysis

**Summary**

*Aims.* – The aim of biomechanical foot orthotics is to compensate a postural and dynamic disorder leading to an iliotibial band syndrome in one cyclist. The purpose of motion analysis is to quantify the effect of foot orthotics in this cyclist.

*Method.* – One trained cyclist (age, 31 years; body mass, 72 kg; height, 178 cm) has participated in this study. He suffers from an iliotibial band syndrome in left knee and he has a postural and dynamic disorder with varus feet and genu varum. Two sets of tests are conducted, the first without orthotics and the second with orthotics. The cyclist's movements are recorded by a 3D motion analysis system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Kinematic joint angles of ankle, knee and hip and distance between knee center and bike are studied.

*Results.* – The results show that the orthosis reduces the distance between knee center and bike ( $p < 0.001$ ) through joint coupling starting at foot and affecting upper joints. This coupling creates an internal rotation of thigh ( $p < 0.001$ ) and shank ( $p < 0.05$ ), knee valgus ( $p < 0.001$ ) and hip adduction ( $p < 0.001$ ).

© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**1. Introduction**

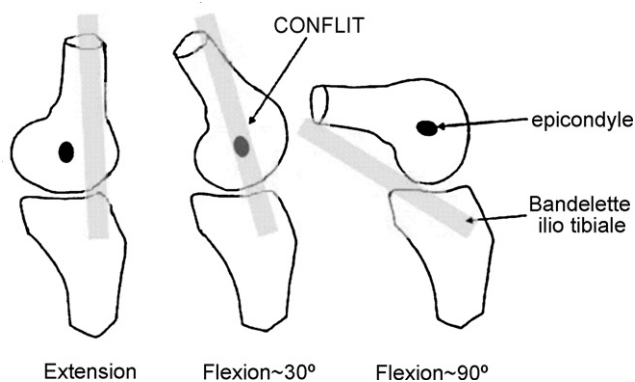
Chez le cycliste, il existe une hyper sollicitation des muscles et tendons croisant l'articulation du genou, engendrée par les mouvements répétitifs de flexion et d'extension [3,37]. Les tendinopathies du genou représentent jusqu'à 40% des douleurs rencontrées chez le cycliste [3,6,37]. Le syndrome fémoropatellaire (SFP), le syndrome de la bandelette iliotibiale (SBIT) et la tendinite de la patte d'oie (TPO), sont les pathologies majeures [3] touchant chacune une région spécifique du genou. Ainsi, le SFP est une douleur de la partie antérieure [1,38], le SBIT est une douleur du compartiment externe [20,26] alors que la TPO est une douleur de la face interne du genou [1].

Le SBIT résulte d'un conflit entre la tubérosité latérale du condyle externe du fémur et les fibres postérieures de la partie distale de la bandelette iliotibiale [3,20,26]. En effet, la répétition des mouvements de flexion et extension du genou entraîne un balayage de la bandelette ilio tibiale, de part et d'autre de l'épicondyle, semblable au mécanisme d'un essuie-glace (Fig. 1) [7]. Lorsque le genou est en extension, la bandelette iliotibiale se situe en avant de l'épicondyle alors que dans un mouvement de flexion, la bandelette glisse progressivement en arrière de cette tubérosité. Aux alentours de 30 à 40 degrés de flexion du genou, les fibres postérieures de la bandelette sont en contact avec

le sommet de l'épicondyle, entraînant un conflit plus important [3,26]. Lors du pédalage, l'amplitude de flexion du genou se situe entre 30 et 110 degrés [32], c'est pourquoi le cycliste est sujet à cette pathologie. Dans le cyclisme, le SBIT représente la deuxième cause de blessures par surutilisation [20,35], soit entre 7 et 24% des douleurs du genou [20,35]. L'étiologie de la douleur est multifactorielle [3,27] regroupant à la fois des facteurs intrinsèques, comme la morphologie et la biomécanique du cycliste, mais aussi des facteurs extrinsèques, tel que l'ajustement des réglages du vélo. Ainsi, ce syndrome peut être favorisé par des anomalies osseuses du membre inférieur comme un genu varum, plus ou moins associé à un valgus podal et une rotation interne exagérée du tibia [1,2,7,27]. En outre, le varus podal associé au genu varum peut lui aussi favoriser la pathologie [7] tout comme une inégalité de longueur des membres inférieurs [2,27]. Un déséquilibre musculaire peut aussi être à l'origine du SBIT, notamment dans le cas d'une hypo extensibilité du tenseur du fascia lata (TFL) [2,27] ou une faiblesse des abducteurs de hanche [5,14]. De plus, cette pathologie peut survenir à cause d'un mauvais réglage du vélo. Ainsi, une selle trop haute ou trop en arrière [1,3], une rotation exagérée donnée au pied par des cales automatiques mal réglées [8,18] ou un manque de mobilité du pied [17,28] sont autant de paramètres favorisant le SBIT.

En phase aiguë, les traitements généralement pratiqués passent par une mise au repos, la prescription d'antalgiques et d'anti-inflammatoires non stéroïdiens, voire d'infiltrations locales [7,10]. La correction des facteurs extrinsèques consiste à modifier les réglages du vélo au niveau de la selle et des pédales [3,28,36]. Lorsque l'algie a disparu, le traitement des facteurs intrinsèques du SBIT repose essentiellement sur une rééducation spécifique faisant appel aux étirements du TFL [2,7], aux massages transverses profonds de la bandelette iliotibiale [2,7,27] et au renforcement des abducteurs de hanche [5,15,24]. Les techniques physiothérapeutiques comme les ultrasons, les ionisations ou la cryothérapie sont parfois utilisées [2,7,27]. En cas d'échec du traitement et pour quelques rares cas, la chirurgie est employée [13].

Les quelques études portant sur les effets du port d'orthèses plantaires chez le cycliste n'ont montré que peu d'intérêt [21,30]. En effet, bien que les patients rapportent



**Figure 1** Physiopathologie du syndrome de la bandelette iliotibiale (SBIT).

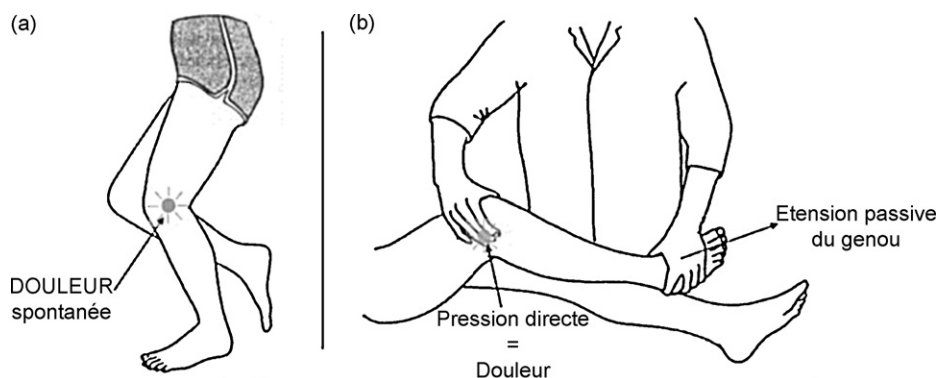


Figure 2 Test de Renne (a) et de Noble (b).

une diminution des douleurs du genou, aucune modification de la cinématique de ce dernier n'a été observée.

Le but de notre travail consiste à évaluer les effets du port d'orthèses plantaires biomécaniques thermoformées (OPBT) chez un cycliste présentant un SBIT.

## 2. Matériel et méthode

### 2.1. Patient

Un cycliste entraîné, âgé de 31 ans, pesant 72 kg et mesurant 177 cm a participé à l'étude. Les examens cliniques pratiqués par un podologue clinicien montrent qu'il souffre d'un SBIT au niveau du genou gauche. Le diagnostic est orienté à partir de l'interrogatoire, du tableau clinique et affirmé par les tests de Renne et de Noble (Fig. 2) [7]. En effet, le patient se plaint d'une douleur située sur la partie externe du genou irradiant la jambe, qui n'apparaît, à ce jour, qu'à la pratique du cyclisme, le patient ne pratiquant pas la course à pied. Le temps d'apparition de cette douleur se situe entre 30 minutes et une heure et est fonction de l'intensité du travail effectué. En effet, lorsque le patient débute son activité sportive avec une vitesse avoisinant les 35 km/h la douleur apparaît au bout de 30 minutes alors qu'il faut attendre une heure pour une vitesse de l'ordre de 25 km/h. Par ailleurs, un trouble posturo dynamique est présent avec, en dynamique de marche, des pieds légèrement varisant associés à un genu varum quantifié à un écart de trois travers de doigt. Le test de Renne permet une apparition spontanée de la douleur lorsque le patient est en appui unipodal du côté incliné avec un genou fléchi entre 30 et 40 degrés (Fig. 2a) [7]. De plus, grâce au test de Noble, la pression directe effectuée, par le praticien, sur la face externe du condyle fémoral externe, à 3 cm au-dessus de l'interligne articulaire du genou, réveille la douleur lors de l'extension passive du genou, aux alentours de 30 à 40 degrés de flexion (Fig. 2b) [7]. De plus, ce patient présente un genou sec de mobilité normale qui, associé à différentes palpations asymptomatiques, permettent d'éliminer toutes pathologies du ligament latéral externe du genou, de la corne antérieure du ménisque externe, de l'aileron rotulien externe et du tendon distal du biceps crural. Enfin, l'examen clinique suffisant à poser le diagnostic, aucun examen complémentaire n'a été demandé. Dans le but de compenser le trouble posturo dynamique engendrant la dou-

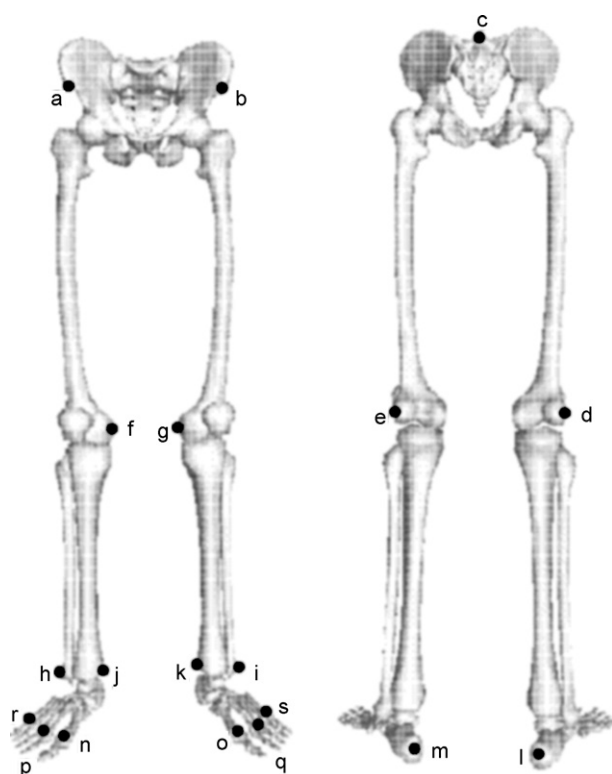
leur, des orthèses plantaires biomécaniques thermoformées sont confectionnées en trois dimensions et sur mesure. La correction est plurifactorielle, fonction de la pathologie et du trouble posturo dynamique propre à l'individu et à son activité. Par la spécificité du cyclisme, l'action des orthèses est principalement concentrée sous l'avant pied, surface d'appui entre le pied et la pédale [1,25,29].

### 2.2. Méthode

Pour les besoins de l'expérimentation, le patient utilise son propre vélo. La première étape consiste à vérifier l'ajustement de ce dernier, notamment au niveau de la selle et des pédales. Trois points sont alors contrôlés. Pour la hauteur de selle, lorsque la pédale est au plus bas et le talon en appui sur celle-ci, la jambe doit être en extension [8]. Pour le recul de selle, le genou ne doit pas dépasser la verticale partant de la pédale lorsque la manivelle est à l'horizontale [8]. Au niveau des pédales, l'orientation donnée au pied doit engendrer une rotation tibiale neutre voire interne avec une rotule stable, centrée en permanence avec une congruence parfaite (on parle d'un point de vue clinique de rotule au zénith) [34].

Le vélo est ensuite positionné sur un *home-trainer* et il est demandé au cycliste d'adopter une cadence de pédalage spontanée. Les mouvements du cycliste sont enregistrés par un système d'analyse du mouvement (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, États-Unis) composé de six caméras numériques infrarouges. Afin de modéliser les membres inférieurs, dix-neuf mires réfléchissantes sont placées sur le cycliste (Fig. 3). La position du vélo est repérée grâce à des mires placées sur le cadre. Les positions en trois dimensions de ces mires sont obtenues grâce au logiciel EVaRT 5.0.4 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, États-Unis). La fréquence d'acquisition des données est de 200 Hz et la trajectoire des marqueurs est filtrée à l'aide d'un filtre passe bas de Butterworth de deuxième ordre avec une fréquence de coupure de 10 Hz.

Le cycliste effectue deux séries de tests, la première sans OPBT et la seconde avec OPBT. Entre les deux séries, les mires ne sont pas démontées. Chaque série commence par une période d'échauffement (sans OPBT) ou de familiarisation (avec OPBT) de dix minutes, puis trois séquences d'enregistrement de dix secondes chacune sont effectuées, espacées les unes des autres de trois minutes. Lors de cette



**Figure 3** Position des marqueurs sur des points anatomiques. a, b : épines iliaques antérosupérieures ; c : sacrum ; d, e : condyles fémoraux externes ; f, g : condyles fémoraux internes ; h, i : malléoles externes ; j, k : malléoles internes ; l, m : faces postérieures des calcaneums ; n, o : têtes des premiers métatarsiens ; p, q : milieux des avants pieds ; r, s : têtes des cinquièmes métatarsiens.

étude, le patient porte ses OPBT pour la première fois. Une période d'adaptation de dix minutes lui est accordée, pendant laquelle il pédale sur son vélo, afin qu'il puisse se familiariser avec les nouveaux éléments présents dans sa chaussure.

La cinématique articulaire en trois dimensions des chevilles, des genoux et des hanches est calculée à partir d'une séquence de rotations élémentaires successives autour d'axes mobiles [39]. Par ailleurs, la cinématique segmentaire des pieds, des jambes et des cuisses est obtenue en étudiant les mouvements de ces segments autour des axes du laboratoire (séquence autour d'axes fixes). Enfin, les distances entre le centre articulaire des genoux et le cadre du vélo sont déterminées. Les données sont obtenues grâce à un programme développé au sein du laboratoire sous Matlab et sont normalisées sur un cycle de pédalage (C) comprenant quatre phases : la poussée (P), la transition basse (TB), la traction (T) et la transition haute (TH). Des données quantitatives sont extraites pour chaque série de test (sans OPBT et avec OPBT), pour chaque séquence (trois séquences de dix secondes), pour chaque C (environ 15 par séquence) et chaque phase du cycle. Ces données correspondent aux valeurs moyennes de rotation segmentaire du pied, du tibia et du fémur. De plus, les valeurs moyennes de rotation interne/externe de la cheville, du genou et de la hanche sont calculées. De même, les valeurs moyennes

d'abduction/adduction de la hanche, de varus/valgus du genou et de pronosupination de la cheville sont étudiées. Enfin, la valeur moyenne de la distance, entre le centre articulaire des genoux et le cadre du vélo, est aussi calculée.

Les données quantitatives obtenues sont comparées entre les deux conditions (sans OPBT versus avec OPBT) en utilisant un test non paramétrique de Mann & Withney. Le seuil de significativité des tests est fixé à 1%.

### 3. Résultats

À la cheville, le port de l'OPBT permet une rotation interne du tibia par rapport au pied (Fig. 4a) plus importante durant toutes les phases du C ( $p < 0,001$ ). L'augmentation s'échelonne entre 1,6 et 2,5 degrés avec une augmentation maximum qui survient lors de la TH. Il existe également une augmentation de la supination de la cheville (Fig. 4b) au cours des différentes phases du C ( $p < 0,001$ ). Cette supination varie entre 2,9 et 4,6 degrés avec une supination maximum pendant la TH.

Au niveau du genou, la rotation interne du tibia par rapport au fémur (Fig. 4c) est moins importante au cours de toutes les phases du C ( $p < 0,001$ ). La diminution s'étend de 1,1 à 2,8 degrés avec un écart maximum observé pendant la P. De plus, le genou est légèrement plus en valgum (Fig. 4d) sur l'ensemble du C et plus particulièrement lors des phases de TB et de T ( $p < 0,001$ ). L'augmentation du valgum se situe entre 0,5 et 1,1 degrés avec une augmentation maximum qui apparaît pendant la TB. Lors des phases de P et de TH il n'y a pas de différences significatives ( $p = 0,248$ ,  $p = 0,808$ ).

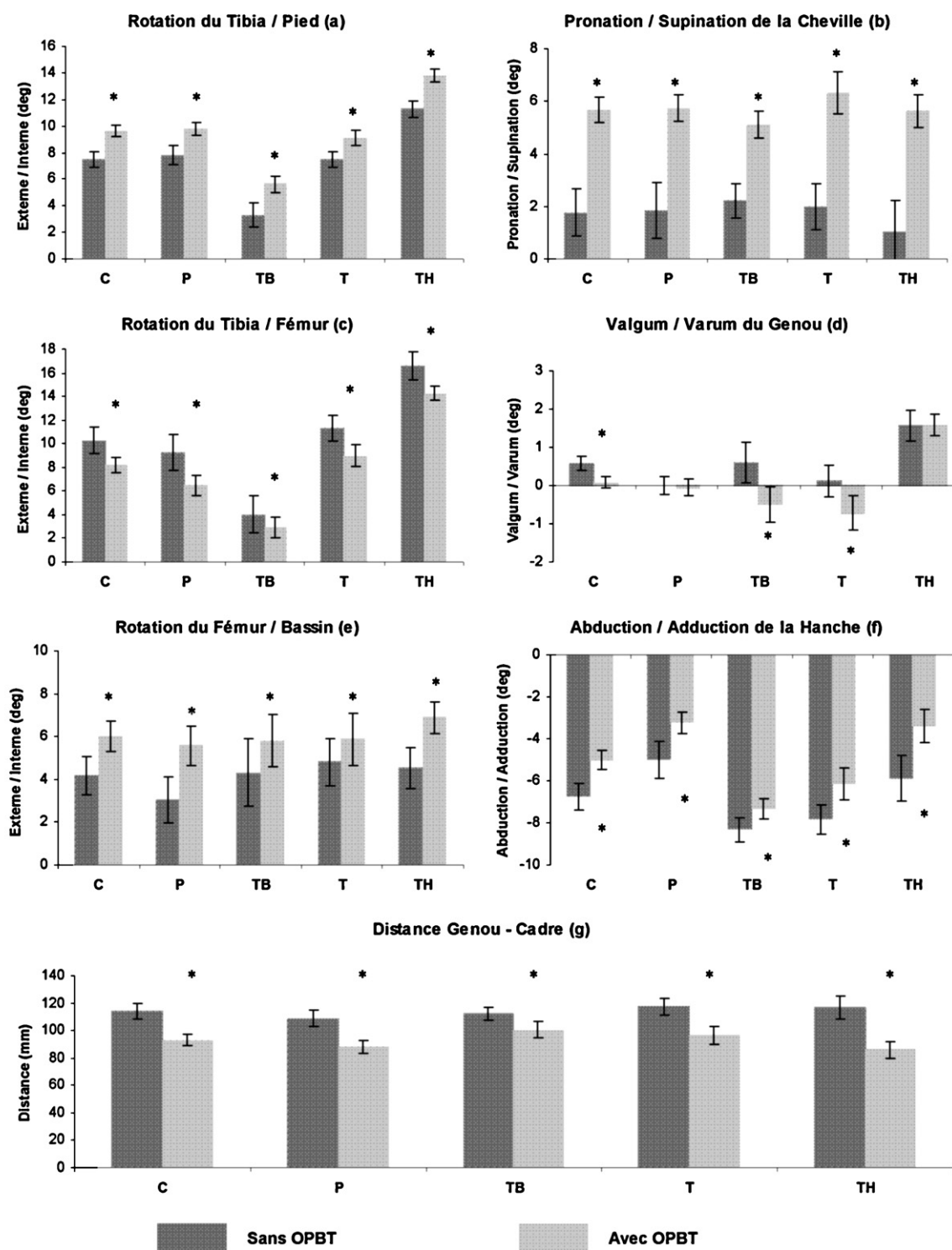
En ce qui concerne la hanche, la rotation interne du fémur par rapport au bassin (Fig. 4e) augmente durant toutes les phases du C ( $p < 0,001$ ). Cette augmentation varie entre 1,1 et 2,5 degrés et est maximum au cours de la P. L'abduction de hanche (Fig. 4f) diminue quelles que soient les phases du C ( $p < 0,001$ ). Cette diminution s'échelonne entre 1 et 2,5 degrés avec une diminution maximum durant la TH.

Par conséquent, la distance séparant le centre articulaire du genou et le cadre du vélo (Fig. 4g) est réduite durant toute les phases du C ( $p < 0,001$ ). Cette réduction s'étend de 11,9 à 30,7 mm avec une réduction maximum observée pendant la TH.

D'autre part, il existe une augmentation de la rotation externe segmentaire du pied (Fig. 5a) durant toutes les phases du C ( $p < 0,001$ ). Celle-ci varie entre 1,2 et 1,5 degrés et est maximum lors de la phase de TH. De plus, la rotation interne segmentaire du tibia (Fig. 5b) augmente au cours de toutes les phases du C ( $p < 0,05$ ). Cette augmentation s'étend de 0,7 à 1,3 degrés avec un maximum atteint lors de la phase de TB. Enfin, la rotation interne segmentaire du fémur (Fig. 5c) augmente au cours de toutes les phases du C ( $p < 0,001$ ). Cette dernière s'échelonne entre 1,3 et 3 degrés avec une augmentation maximum lors de la phase de P.

D'un point de vue clinique, l'effet des orthèses sur la douleur ressentie par le patient a été mesuré grâce à l'échelle visuelle analogique (Eva). Elle se présente sous la forme d'une règlette à deux faces sur laquelle se déplace un curseur. Le patient déplace le curseur de la gauche (l'absence de douleur) vers la droite (douleur maximale imaginable) selon ce qu'il perçoit de l'intensité de sa



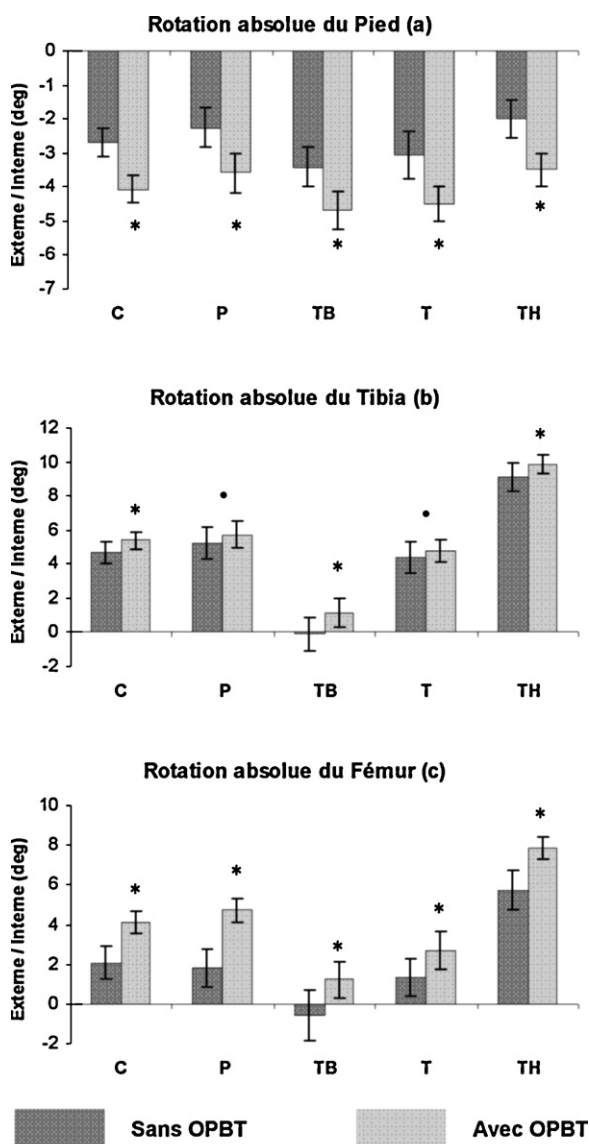


**Figure 4** Données cinématiques articulaires moyennes de la cheville, du genou et de la hanche et distance genou-cadre moyenne au cours du cycle de pédalage (C) et des différentes phases du cycle (poussée [P], transition basse [TB], traction [T], transition haute [TH]). \*  $p < 0,001$ .

douleur. Le score Eva, situé entre 0 et 10, est visualisé par le thérapeute sur la seconde face de la règle. Le patient rapporte une reprise sans douleur du cyclisme dès la cinquième sortie avec le port des orthèses et le score EVA passe de 6 (sans OPBT) à 0 (avec OPBT).

#### 4. Discussion

Le but de l'OPBT est de modifier l'angulation articulaire du genou afin de soulager le patient de sa pathologie. L'action d'éversion de l'OPBT a pour but de créer un valgus et



**Figure 5** Données cinématiques segmentaires moyennes du pied, de la jambe et de la cuisse au cours du cycle de pédalage (C) et des différentes phases du cycle (poussée [P], transition basse [TB], traction [T], transition haute [TH]). •  $p < 0,05$ , \*  $p < 0,001$ .

une rotation externe du pied et d'entraîner une réaction en chaîne distoproximale. Les principaux résultats mis en avant montrent que l'OPBT a permis de réduire la distance genou-cadre. Cela a été rendu possible grâce au couplage ostéoarticulaire partant du pied et se répercutant sur les étages supérieurs ayant pour conséquence de générer une rotation interne de tout le segment jambier ainsi qu'une valgisation du genou et une adduction de hanche (Fig. 4 et 5).

Ce couplage peut s'expliquer par la théorie des chaînes articulées qui stipule que les modifications de l'élément distal de la chaîne a une répercussion sur les éléments proximaux [16]. En outre, il existe un couplage entre l'éversion du pied et la rotation interne du tibia à la course [9,12]. De plus, des auteurs évoquent que le valgus de l'arrière pied, créé par des orthèses plantaires valgissantes, entraîne une valgisation du genou [31,40]. D'autres montrent que

l'addition d'un strapping au niveau de la cheville permet de diminuer le varus du pied et du genou [33]. De plus, lorsque le bassin est relativement fixe, le valgum du genou entraîne nécessairement une adduction au niveau de la hanche. L'ensemble de ces phénomènes combinés les uns aux autres peuvent expliquer l'action de couplage par éversion de l'OPBT.

Dans notre étude, le valgus du pied n'est pas mesurable car le cycliste utilise des cales automatiques, fixant le pied à la pédale et n'offrant que très peu de mobilité. Ainsi, la supination du pied observée est en partie due au déplacement du genou en valgum entraînant la jambe en bas et en dedans. En outre, la rotation interne du tibia par rapport au pied est la conséquence de la rotation externe segmentaire du pied (Fig. 5a) et de la rotation interne segmentaire du tibia (Fig. 5b). Enfin, la rotation interne du tibia par rapport au fémur est moins importante avec les semelles. Cela s'explique par la rotation interne segmentaire du fémur (Fig. 5c) qui est plus importante que celle du tibia (Fig. 5b) ce qui par conséquent crée la diminution de la rotation interne du tibia par rapport au fémur.

L'effet de l'OPBT est retrouvé pendant toute la durée du C quelle que soit la phase du cycle sauf pour le valgum du genou. Pour ce dernier, seules les phases de TB et de T montrent une différence. Lors de ces phases, il existe une flexion du genou permettant d'amener la pédale d'une position basse à une position haute. Cette flexion combine automatiquement une rotation interne du tibia sous le fémur induite par l'anatomie des trochlées fémorales et des glènes tibiales [4,23] mais aussi grâce aux muscles de la patte d'oie et des ischiojambiers internes (couturier, droit interne, demi-tendineux et demi-membraneux) [18,22]. Lors de la flexion du genou, l'action d'éversion de l'OPBT, partant du pied et se répercutant sur les étages supérieurs, va donc faciliter la rotation interne automatique en plus de la valgisation du genou. De plus, le SBIT est le plus douloureux pour une flexion du genou de 30 à 40 degrés [11,26]. Cette amplitude de flexion apparaît dans notre étude à un instant de la phase de TB. À cet instant, on constate un maximum d'efficacité de l'OPBT sur le genou avec une correction maximum du varum.

De manière générale, on constate une meilleure action de la semelle lors des phases de P et de transition que lors de la phase de T. Lors de la P, le cycliste produit une force importante au niveau de l'interface pied/pédale, sous l'avant pied, et plus particulièrement sous la tête du premier métatarsien et de l'hallux [19,29]. Cela engendre une force de réaction élevée qui permettrait ainsi une meilleure action de la semelle.

Dans cette étude, le port d'OPBT n'a pas été soumis à une période d'adaptation mais présente l'avantage d'éviter le biais méthodologique lié au positionnement des marqueurs. Il serait certainement intéressant de tester la période d'adaptation pour savoir s'il existe une amplification ou non de la correction. Par ailleurs, ce protocole d'évaluation de l'effet d'une OPBT doit être mis en œuvre sur un nombre de cyclistes plus important pour savoir s'il s'agit de réaction individuelle ou générale. Enfin, malgré l'existence de différences significatives dans les résultats et bien que le patient soit cliniquement soulagé, les valeurs de corrections semblent tout de même assez faibles. L'introduction d'une semelle neutre de type placebo pourrait fournir des

informations supplémentaires quant à l'action réelle d'une OPBT.

Pour conclure, l'orthèse plantaire biomécanique thermoformée, utilisée en traitement de première intention chez ce cycliste, permet de le soulager de ce SBIT. Cela est rendu possible par l'action de couplage ostéoarticulaire, partant du pied et se répercutant sur les étages supérieurs.

## 5. Conflits d'intérêts

Aucun.

## Références

- [1] Asplund C, St Pierre P. Knee pain and bicycling: fitting concepts for clinicians. *Phys Sports Med* 2004;32(4).
- [2] Buchbauer S, Steininger K. Techniques de renforcement musculaire en rééducation : traumatologie du sport, pathologie de l'appareil locomoteur. Paris: Maloine; 2003, pp. 322–23.
- [3] Callaghan MJ. Lower body problems and injury in cycling. *J Body Work Mov Ther* 2005;9(3):226–36.
- [4] Castaing J, Burdin Ph. Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur : le genou. Paris: Vigot; 1977. pp. 17-35.
- [5] Cosca DD, Navazio F. Common problems in endurance athletes. *Am Fam Physician* 2007;76(2):237–44.
- [6] Dannenberg AL, Needle S, Mullady D, Kolodner KB. Predictors of injury among 1638 riders in a recreational long-distance bicycle tour: cycle across Maryland. *Am J Sports Med* 1996;24(6):747–53.
- [7] Danowski RG, Chanussot JC. Traumatologie du sport. Paris: Masson; 2005. pp. 216-218.
- [8] De Mondenard JP. Technopathies du cyclisme. Paris:Printel;1989.
- [9] Dierks TA, Davis I. Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clin Biomech* 2007;22(5):581–91.
- [10] Ellis R, Hing W, Reid D. Iliotibial band friction syndrome – A systematic review. *Man Ther* 2007;12(3):200–8.
- [11] Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, Best TM, Benjamin M. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat* 2006;208(3):309–16.
- [12] Ferber R, McClay Davis I, Williams DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *J Biomech* 2005;38(3):477–83.
- [13] Franco V, Cerullo G, Gianni E, Puddu G. Iliotibial band friction syndrome. *Oper Tech Sports Med* 1997;5(3):153–6.
- [14] Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med* 2000;10(3):169–75.
- [15] Fredericson M, Weir A. Practical management of iliotibial band friction syndrome in runners. *Clin J Sport Med* 2006;16(3):261–8.
- [16] Gélis A, Coudeyre E, Aboukrat P, Cros P, Hérisson C, Pélassier J. Feet insoles and knee osteoarthritis: evaluation of biomechanical and clinical effects from a literature review. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48(9):682–9.
- [17] Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. Implications for injury. *Sports Med* 1994;17(2):117–31.
- [18] Haddad A, Boyer T, Fuster JM. La pathologie rhumatismale chez le cycliste. L'actualité rhumatologique. Paris: Expansion Scientifique; 1998. pp. 118-137.
- [19] Hennig EM, Sanderson DJ. In-shoe pressure distributions for cycling with two types of footwear at different mechanical loads. *J Appl Biomech* 1995;11(1):68–80.
- [20] Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med* 1993;21(3):419–24.
- [21] Joganich TG, Martin PE. Influence of orthotics on lower extremity function in cycling. Arizona State University, Tempe, AZ; 1991.
- [22] Judet H, Porte G. Médecine du cyclisme. Paris: Masson; 1983. pp. 110-114.
- [23] Kapandji IA. Physiologie articulaire : membre inférieur. 5<sup>e</sup> édition Paris: Maloine; 2003, pp. 74–157.
- [24] Khaund R, Flynn SH. Iliotibial band syndrome: a common source of knee pain. *Am Fam Physician* 2005;71(8):1545–50.
- [25] Lavigne A, Noviel. Traité théorique et pratique de la semelle orthopédique et autres orthèse en podologie. Boulogne: Scerdes; 1975.
- [26] Orchard JW, Fricker PA, Abud AT, Mason BR. Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med* 1996;24(3):375–9.
- [27] Rodineau J, Saillant G. Actualités sur les tendinopathies et les bursopathies des membres inférieurs : 19<sup>e</sup> journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière. Paris: Masson; 2001.
- [28] Ruby P, Hull ML, Kirby KA. The effect of lowerlimb anatomy on knee loads during seated cycling. *J Biomech* 1992;25(10):1195–207.
- [29] Sanderson DJ, Cavanagh PR. An investigation of the in-shoe pressure distribution during cycling in conventional cycling shoes or running shoes. In: Johnsson, B. (Ed.), *Biomechanics X-B. Human Kinetics, Champaign, IL*; 1987. pp. 903–07.
- [30] Sanderson DJ, Black AH, Montgomery J. The effect of varus and valgus wedges on coronal plane knee motion during steady-rate cycling. *Clin J Sport Med* 1994;4(2):120–4.
- [31] Sasaki T, Yasuda K. Clinical evaluation of the treatment of osteoarthritic knees using a newly designed wedged insole. *Clin Orthop Relat Res* 1987;221:181–7.
- [32] Timmer CAW. Cycling biomechanics: a literature review. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991;14(33):106–13.
- [33] Toda Y, Tsukimura N. A 2-year follow-up of a study to compare the efficacy of lateral wedged insoles with subtalar strapping and in-shoe lateral wedged insoles in patients with varus deformity osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 2006;14(3):231–7.
- [34] Van Elegem P. Bicycling and chronic pathology. *Acta Orthop Belg* 1983;49(1-2):88–100.
- [35] Weiss BD. Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. *Am J Sports Med* 1985;13(3):187–92.
- [36] Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP. The effect of clipless float design on shoe/pedal interface kinetics and overuse knee injuries during cycling. *J Appl Biomech* 1995;11(2): 119–41.
- [37] Wilber CA, Holland GJ, Madison RE, Loy SF. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *Int J Sports Med* 1995;16(3):201–6.
- [38] Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med* 2000;28:480–9.
- [39] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I: ankle, hip and spine. *J Biomech* 2002;35(4): 543–8.
- [40] Yasuda K, Sasaki T. The mechanics of treatment of the osteoarthritic knee with a wedged insole. *Clin Orthop Relat Res* 1987;215:162–72.