



## Variation sensorielle et épine irritative d'appui plantaire inconsciente : l'analyse quantifiée de la marche objective son potentiel nociceptif

Afin de mieux comprendre la répercussion de l'épine irritative d'appui plantaire inconsciente (EIAPI), une pathologie sensorielle plantaire infraliminaire à la douleur sur la locomotion, l'effet de sa neutralisation sur la motilité podale, en limitant les afférences sensorielles, a été étudiée. L'analyse quantifiée de la marche et l'indice de force latérale-médiale (*lateral-medial area*) pour la force (M/LF) et la surface (M/LS) ont été enregistrés chez 15 sujets porteurs. La variation des afférences sensorielles a été effectuée par interposition de mousse. Pour chaque paramètre (M/LF et M/LS), une analyse de la variance (Anova) a été réalisée, selon le type de pied (N : normal et P : pathologique) et les conditions sensorielles à quatre niveaux : départ et arrivée sur sol dur, départ sur sol dur arrivée sur sol mousse, départ sur sol mousse arrivée sur sol dur, départ et arrivée sur sol mousse. Les résultats confirment la potentialité nociceptive de l'EIAPI sur la locomotion et la régulation des activités posturo-cinétiques.

L'épine irritative d'appui plantaire inconsciente (EIAPI) se définit comme une pathologie qui affecte les afférences sensorielles plantaires infraliminaires à la douleur, mais tout aussi nociceptive dans la répercussion qu'elle peut avoir sur les tests d'évaluation neuro-sensorielle<sup>1</sup> comme sur la posture du pied<sup>2</sup>. Elle se caractérise par la présence de résultats différents lors de la passation du test clinique posturodynamique entre la situation où le sujet est debout directement sur le sol (sol dur) et la situation où le sujet est debout sur une mousse posée sur le sol (sol mou)<sup>3</sup>. La neutralisation de cette pathologie peut être réalisée soit par interposition de mousse entre l'EIAPI et le sol<sup>4, 5, 6</sup>, soit par la mise en place d'éléments d'orthèses plantaires<sup>7</sup>. Elle affecte la posture du pied en classant les sujets porteurs comme potentiellement pathologiques par un test clinique statique<sup>2</sup>. Il nous est paru utile d'évaluer l'effet de sa neutralisation sur la motilité podale.

La motilité podale est évaluée dans l'analyse quantifiée de la marche par la barométrie. La baropodométrie représente la cartographie des pressions exercées par tous les points de la sole plantaire. Elle traduit les variations instantanées de la force verticale appliquée au sol par un pied<sup>8</sup>. La technique permet ainsi de connaître la distribution des forces de pression sous chaque pied et de mettre en évidence d'éventuelles asymétries de répartition entre chaque pied<sup>9</sup>. Cette asymétrie de répartition droite/gauche peut être intéressante à rechercher dans certaines pathologies comme chez les enfants dyslexiques<sup>10</sup> et les lombalgiques<sup>11</sup> pour vérifier l'efficacité de protocoles thérapeutiques. En dynamique, l'appareillage permet de donner la cartographie des pressions exercées par un pied et le déplacement du barycentre des pressions appliqué au sol (ligne de marche) lors de la phase d'appui de la marche. La procure d'analyse de la marche la plus rigou-

reuse est la procédure dite "*mid gait*". Ce protocole stipule que la plateforme est incluse dans une piste de marche d'une longueur de 6 mètres. Chaque sujet doit réaliser approximativement quatre pas avant de poser le pied sur la plateforme où l'enregistrement est réalisé<sup>12, 13, 14</sup>.

Parmi tous les indices fournis lors de l'analyse dynamique, l'indice de force latérale-médiale (*lateral-medial area indice*) (L/M) est particulièrement intéressant. Pour chaque variable enregistrée par le baro-podomètre (pressions moyennes et maximales, surface, temps, intégrale du temps passé, pression exercée), le L/M correspond au rapport entre la partie latérale et la partie médiale du pied lors du déroulé du pied pendant un appui lors de la locomotion. Les parties latérale et médiale sont obtenues par division de l'empreinte plantaire en deux à partir de la matérialisation, par l'appareil, de la progression de la ligne de marche (*gait line* : ligne du pas) ou déplacement du barycentre des pressions depuis le contact talonnier jusqu'à la fin du contact des orteils. La partie latérale se situe entre les contours externes du contact plantaire et cette ligne du pas alors que la partie médiale se situe entre cette ligne du pas et les contours internes du contact plantaire<sup>9, 15</sup>. Comme l'ont montré plusieurs études, les variations du quotient L/M sont assez superposables à celles du centre des pressions (CP) lorsque l'on veut analyser le déroulé du pied au cours d'une phase d'appui monopodal de la locomotion<sup>16</sup>. D'autres auteurs ont montré que les différentes postures qu'un pied prend lors des appuis au cours du maintien de la position orthostatique ou lors de la locomotion sont assez bien discriminées par ce rapport L/M<sup>9, 13, 14</sup>.

De plus, la littérature nous rapporte que les afférences cutanées plantaires sont importantes dans la réalisation de la marche<sup>17</sup>. Selon le paradigme de variation sensorielle

Déclaration d'intérêts : les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.



plantaire, la mise en place de mousse modifie les afférences cutanées plantaires du même ordre qu'une anesthésie locale<sup>18, 19, 20, 21, 22, 23</sup>.

## Hypothèse

Afin de mieux comprendre la répercussion sur la locomotion que pourrait avoir l'EIAPI, en tant que pathologie sensorielle cutanée, nous avons souhaité évaluer la répercussion de l'EIAPI en appliquant le paradigme de variation des afférences sensorielles, par la modification de la densité du sol sur lequel marchent des sujets porteurs, et nous avons analysé leur marche en baro-podométrie.

Ceci a été réalisé en positionnant une épaisseur de mousse sur la piste de marche et sur la plateforme de baropodométrie. Effectivement, sur sol dur (départ et arrivée), nous devrions avoir une différence entre le pied porteur et non porteur. Sur sol mousse (limitation des afférences sensorielles nociceptives), les sujets porteurs devraient se comporter comme les sains. Les conditions où la qualité des informations sensorielles diffère entre le départ et l'arrivée (par exemple, un sol dur au départ et un sol mousse à l'arrivée) nous permettent de penser que, si le départ s'effectue sur sol dur, le message nociceptif va s'exprimer et une différence entre les deux populations devrait apparaître, alors que si le départ s'effectue sur un sol mousse, le message nociceptif serait limité et donc les sujets porteurs devraient être équivalents aux sains.

## Population

Quinze femmes présentant une EIAPI ont été sélectionnées (31 ans  $\pm$  8 ans, 171 cm  $\pm$  12 cm, 68,18 kg  $\pm$  11,2 kg) pour cette étude. La sélection et la répartition des sujets ont été effectuées sur deux jours.

Les sujets porteurs d'EIAPI selon les critères de la littérature ont été sélectionnés : modification du score au test posturodynamique entre sols dur et mousse<sup>6, 7, 8</sup>.

Le test clinique posturodynamique, qui se définit comme une manœuvre de latéro-flexion du rachis et de translation du bassin, permet d'apprécier l'harmonie de la distribution du tonus postural. L'examineur pose successivement ses deux mains sur quatre zones explorées (lombaire, dorsale, cervicale et celle du quadrilatère pelvi-pédieux), symétriquement par rapport à la colonne vertébrale. Pour les trois premières zones, il demande au sujet de s'incliner dans le plan frontal, à droite puis à gauche. La réponse physiologique aux niveaux lombaire et dorsal entraîne une rotation ample et lente controlatérale du côté de l'inclinaison ; au niveau cervical aucun mouvement secondaire n'apparaît ; pour le quadrilatère pelvi-pédieux, le déplacement latéral provoqué du bassin entraîne une rotation ample et lente, controlatérale du côté de la translation<sup>24, 4, 25</sup>. La littérature regroupant l'ensemble des études sur la validité de ce test rapporte une fiabilité inter et intrapraticien du score global<sup>26, 27</sup>. Un score a été comptabilisé pour chaque étage analysé dans chaque condition sensorielle : sol dur/sol mousse. La modification du score global (somme de

tous les étages) au test posturodynamique et une douleur perçue à la palpation des sésamoïdes permettent d'inclure le sujet dans le groupe des porteurs d'EIAPI.

Par convention, nous appellerons PP, le pied où est présente l'EIAPI, et NP, le pied qui ne présente pas la pathologie. Pour chaque sujet de notre population, l'EIAPI est toujours localisée au niveau de la première tête métatarsienne droite.

## Variation sensorielle

Quatre conditions de variations des afférences cutanées plantaires ont été retenues. Deux conditions d'analyse de la marche où les informations sensorielles tactiles étaient uniformes (deux situations : marche sur sol dur au début du parcours et lors du passage sur la plateforme découverte, marche sur sol mousse au départ et lors du passage sur la plateforme recouverte).

Deux autres conditions d'analyse de la marche où les informations sensorielles tactiles étaient différentes entre la piste de marche et la plateforme (début du parcours sur sol dur au départ et passage sur la plateforme recouverte de mousse et, enfin, début du parcours sur sol mousse et passage sur la plateforme découverte).

## Enregistrement de l'indice L/M lors de la marche

Le baro-podomètre Fusyo 3 de Médicapture France a été utilisé pour réaliser l'analyse quantifiée de la marche. La procédure d'analyse de la marche la plus rigoureuse est la celle dite "mid-gait". Ce protocole stipule que la plateforme doit être incluse dans une piste de marche d'une longueur de 6 mètres. Chaque sujet devant réaliser approximativement 4 pas avant de poser le pied sur la plateforme où l'enregistrement est réalisé<sup>12, 13, 14</sup>. L'enregistrement de la marche s'effectue par le baropodomètre dans la configuration multipas. Cette configuration permet d'enregistrer la dynamique d'un sujet qui déroule son pas sur la plateforme sans avoir de contrainte par rapport aux pieds droit ou gauche, le logiciel reconnaissant la latéralité podale. L'indice L/M peut être calculé à partir de l'empreinte baropodométrique. En se référant aux études antérieures<sup>13, 14</sup>, deux paramètres ont été sélectionnés : la force appliquée au sol (L/MF) et la surface d'appui (L/MS).

## Procédure expérimentale

La procédure expérimentale se déroule en deux parties. La première consiste à rechercher l'EIAPI au niveau de la première tête métatarsienne droite et à réaliser le test sensoriel du compas de Weber. La procédure est identique à celle qui a été décrite dans un article publié dans le n° 37 de la *Revue du podologue* sous le titre *Répercussions sur la posture du pied d'un stimulus potentiellement nociceptif : l'épine irritative d'appui plantaire inconsciente*. La deuxième consiste en l'analyse de la marche et en l'enregistrement du L/M. Pour chaque sujet, une phase de familiarisation avec le dispositif expérimental est donnée. Puis, il est demandé au sujet de marcher le plus naturellement possible en faisant des allers-retours d'un bout à l'autre de la piste. Lors du passage

du pied sur la plateforme, la baro-podométrie dynamique est enregistrée automatiquement. Le protocole "mid-gait" d'analyse de la marche est appliqué. Ce protocole stipule que la plateforme est incluse dans une piste de marche d'une longueur de 6 mètres. Chaque sujet devant réaliser approximativement 4 pas avant de poser le pied sur la plateforme où l'enregistrement est réalisé<sup>12</sup>. Les conditions de variation sensorielle sont mises en place. Une mousse compressible à 50 % est disposée de part et d'autre de la plateforme pour la condition de départ sur sol moussé et arrivée sur sol dur ; la même mousse est disposée sur la plateforme pour la condition de départ sur sol dur et arrivée sur sol moussé ; les deux conditions réunies forment un tapis de mousse uniforme sur toute la piste de marche pour remplir la condition de départ et arrivée sur mousse. La condition sans mousse sur l'ensemble du dispositif (piste et plateforme) représente la condition de contrôle. Les différentes conditions de sol sont randomisées.

### Analyses statistiques

Pour chaque paramètre (L/MF et L/MS), une analyse de la variance (Anova) à mesures répétées prend en compte le type de pied (N : normal, et PP : potentiellement pathologique) et le type de sol à quatre niveaux : départ sur sol dur et arrivée sol dur (DDAD), départ sur sol dur et arrivée sur sol moussé (DDAM), départ sur sol moussé et arrivée sur sol dur (DMAD), départ sur sol moussé et arrivée sur sol moussé (DMAM).

Des analyses *a posteriori* pour des comparaisons deux à deux ont été réalisées par des tests de Scheffé [méthode de comparaison des moyennes peu sensible à la non-normalité et à l'inégalité des variances comparées. Elle est applicable même dans le cas où les effectifs des échantillons ne sont pas tous égaux, ndlr].

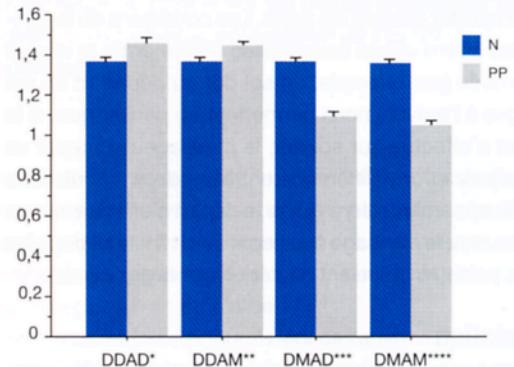
### Résultats

Voici les résultats pour le L/MF (figure 1). L'analyse statistique ne présente aucun effet significatif pour le L/MF pour le type de pied ( $F_{(1,84)} = 0,080$  ;  $p = 0,779$ ), ni pour le type de

sol ( $F_{(3,84)} = 0,1622$ ) ;  $p = 0,190$ , ni d'interaction ( $F_{(3,84)} = 0,513$  ;  $p = 0,674$ ).

Les résultats statistiques montrent une différence significative pour le L/MS entre les types de pieds ( $F_{(1,84)} = 63,90$  ;  $p < 0,0001$ ), entre les types de sol ( $F_{(3,84)} = 299,37$  ;  $p < 0,0001$ ), et une interaction entre les types de pied et les types de sol ( $F_{(3,84)} = 295,83$  ;  $p < 0,0001$ ).

Les tests *a posteriori* de Scheffé relatent une différence significative ( $p < 0,0001$ ) entre les deux catégories (N, PP). Les sujets PP présentent un L/MS qui se différencie légèrement de celui des sujets N dans les deux conditions où le départ s'effectue sur un sol dur (DD), et ce quelle que soit la qualité du sol sur lequel le pied se pose (DDAD et DDAM). Les sujets PP se différencient très nettement des sujets N dans les deux conditions où le départ s'effectue sur un sol moussé et ce, quelle que soit la qualité du sol sur lequel le pied se pose : dur ou moussé (figure 2).



**Figure 2.** Variation du L/M surface selon le groupe de sujets, normaux (N) ou potentiellement pathologique (PP), en fonction de la qualité du sol recouvrant la piste de marche et la plateforme de barostabilométrie.

Le type de sol, dur ou moussé, n'influence pas le L/MS chez les sujets N quelles que soient les conditions de départ et d'arrivée, alors qu'une différence du L/MS est relevée pour les sujets PP entre les types de sol de départ. Le L/MS est significativement plus bas (0,4) lorsque le départ s'effectue sur sol moussé et ce, quelle que soit la qualité du sol d'arrivée (dur ou moussé).

Chez les sujets porteurs d'EI-API, la modification des afférences plantaires par la mousse entraîne donc une modification du contrôle des activités posturo-cinétiques. Cette modulation permet de retrouver une motilité podale proche de la normale.

### Discussion

Knikou<sup>26</sup> expose que les afférences cutanées plantaires sont impliquées dans les réflexes de la locomotion et entraînent une modulation des activités musculaires lors de la marche, comparativement à la position statique<sup>29,30</sup>. Leurs actions principales sont une modulation du *soleus* et une activation des extenseurs de la cheville lors de la marche (muscles antigravifiques et propulseurs)<sup>30,31,32,33</sup>. Or, ces groupes

#### Légendes des graphiques

\*DDAD = départ sur sol dur, arrivée sur sol dur.

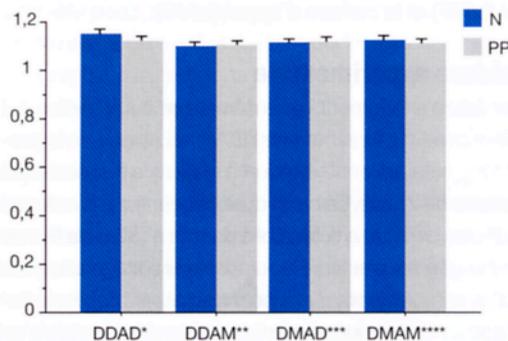
\*\*DDAM = départ sur sol dur, arrivée sur sol moussé.

\*\*\*DMAD = départ sur sol moussé, arrivée sur sol dur.

\*\*\*\*DMAM = départ sur sol moussé, arrivée sur sol moussé.

N = normal.

PP = potentiellement pathologique.



**Figure 1.** Variation du L/M force selon le groupe de sujets, normaux (N) ou porteurs de la pathologie (PP), en fonction de la qualité du sol recouvrant la piste de marche et la plateforme de barostabilométrie.



musculaires fixent au sol la première tête métatarsienne<sup>14, 34, 35</sup> qui, elle, joue un rôle important pour la pose et le déroulement du pied. Une déficience des informations cutanées entraîne une modification dans le *pattern* (modèle) du pas à venir<sup>36</sup>. Lorsque la condition sensorielle est uniforme entre le départ (initiation et déroulement du pas) et l'arrivée (pose du pied et déroulement du pas), que la piste de marche soit recouverte ou non de mousse, la variation sensorielle a été répétée et intégrée par le système nerveux central (SNC). Elle est uniforme, car le SNC a conservé l'information sensorielle transmise par le pied lorsqu'il a quitté le sol. Lorsque le pas est initié et déroulé sur un sol mousse, le rapport L/MS se rapproche de la normale (les surfaces externe et interne sont presque équivalentes). La mousse filtre les informations des mécanorécepteurs et des nocicepteurs<sup>37</sup>. Le pied pathologique va retrouver un comportement normal. Cette réaction musculaire est influencée par les afférences tactiles qui contrôlent la transmission des messages nociceptifs<sup>38, 39, 40, 41</sup>.

Lorsque le sujet porteur de l'EIAPI marche sur un sol dur, cette régulation est mise en jeu. Le message nociceptif va entraîner une inadéquation des réponses motrices. Le déroulement du pas entraîne une stimulation de la zone où est localisée l'EIAPI et exagère les afférences non conscientes, mais nociceptives. L'augmentation de ces afférences nociceptives va provoquer, par voie réflexe, une adaptation dans la distribution du tonus musculaire. La rétroaction éfférente repositionne le pied dans une position pathologique. Lorsque le pied porteur d'EIAPI se pose sur le sol mousse, l'afférence nociceptive est diminuée et les boucles de contrôle entraînent une régulation de l'activité musculaire pour que le pied se positionne normalement par facilitation des activités musculaires<sup>19, 30</sup>. Cette modulation permet de retrouver une motilité podale proche de la normale. Ce résultat confirme que l'EIAPI est une pathologie modifiant l'information sensorielle potentiellement nociceptive, caractérisant un trouble sensitif objectif<sup>2</sup>.

Lorsque la marche est initiée à partir du sol mousse, les afférences nociceptives podales sont diminuées dès le départ (dernière information sensorielle retenue). Le seuil minimal d'information, qui provoque une modification des boucles de régulation, ne sera pas atteint. La motricité podale sera équivalente à celle réalisée par les sujets non porteurs d'EIAPI.

La normalisation des L/M surface des sujets porteurs de cette pathologie confirme le fait que les afférences de la sole plantaire, issues des mécanorécepteurs mais aussi des nocicepteurs, participent activement au contrôle des synergies musculaires.

## Conclusion

L'EIAPI modifie la décharge des afférences et altère donc les boucles réflexes (courtes ou longues) qui agissent pour réguler la posture et les activités musculaires cinétiques. Lorsque la variation tactile plantaire permet une réafférentation correcte, en diminuant l'information cutanée altérée par cette pathologie, la dynamique des pieds redevient

normale lors de l'activité posturo-cinétique de la marche. L'ensemble de ces résultats permet d'avancer que l'EIAPI provoque une information sensorielle potentiellement nociceptive, caractérisant un trouble sensitif objectif. Cette perturbation de l'adaptation sensitive est telle que la même stimulation, portée séparément du côté droit ou gauche du corps, n'est ressentie correctement que du côté sain. Elle affecte les boucles de régulation de la posture au point de départ plantaire.

Du fait de son seuil de sensibilité, qui est infraliminaire au seuil de la douleur, elle peut être à l'origine d'une altération des systèmes de contrôle des activités posturo-cinétiques et générer des pathologies, sans plainte podologique. La variation tactile, en limitant les informations afférentes, permet aux sujets porteurs de cette pathologie de retrouver une motilité normale. La neutralisation de cette pathologie peut influencer le fonctionnement des mécanismes régulateurs du tonus postural ainsi que les performances et stratégies posturo-cinétiques d'un sujet. ■

Marc Janin

Laboratoire de physiologie, faculté de médecine de Rangueil, Toulouse (31),

Podologue, Poitiers (86)

mjaninpodologue@cegetel.net

Philippe Dupui

Laboratoire de physiologie, faculté de médecine de Rangueil, Toulouse (31)

## Références

1. Janin M, Dupui P. Épine irritative d'appui plantaire : posturographie et somesthésie plantaire. Contrôle postural et représentations spatiales. De la neurobiologie à la clinique. In Borel L, Lacour M (ed.). Solal;2007:295-304.
2. Janin M, Dupui P. L'index de posture du pied permet-il d'objectiver l'épine irritative d'appui, *stimulus* potentiellement nociceptif ? De la recherche à la pratique clinique. In: Thoumie P, Lacour M. Solal;2008:175-84.
3. Villeneuve-Parpay S, Jongit N, Villeneuve P. Étude du seuil minimal et maximal des baropresseurs podaux entraînant une variation de tonus postural. Masson;1995:51-6.
4. Journot C, Villeneuve P. Un nouvel examen posturologique : le posturo-dynamique. In Villeneuve P (coord). Pied, équilibre et posture. Frison-Roche; 1997: 139-46.
5. Lepork AM, Villeneuve P. Les épines irritatives d'appui plantaire; objectivations cliniques et stabilométriques. In Villeneuve P (coord). Pied, équilibre et posture. Frison-Roche; 1997:131-8.
6. Lepork AM. Modification unilatérale des pressions plantaires. Enregistrements stabilométrique et podométrique. In: Villeuneuve P, Werber B. Pied, équilibre et mouvement. Masson;2000:72-7.
7. Janin, M. Athletic walk: variations of pressure distribution induce by orthotic devices. Cinésiologie. 2002;203:13-4.
8. Guldemond NA, Leffers P, Sanders AP, et al. Casting methods and plantar pressure: effects of custom-made foot orthoses on



- dynamic plantar pressure distribution. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96:9-18.
9. McPoil TG, Cornwall MW, Dupuis L, *et al.* Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999; 89: 495-501.
10. Quercia P, Seigneric A, Chariot S, *et al.* Proprioception oculaire et dyslexie de développement. *J.Fr. Ophtalmol.* 2005;28:713-23.
11. Schabat S, Gefen T, Nyska M, *et al.* The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *European Spine Journal.* 2004;14:546-50.
12. Burns J, Crosbie J, Hunt A, *et al.* The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech.* 2005;20: 877-82.
13. McPoil TG, Cornwall MW. Use of plantar contact area to predict medial longitudinal arch height during walking. *JAMPA.* 2006;96:489-94.
14. Wong L, Hunt A, Burns J, *et al.* Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. *JAPMA.* 2008; 98: 112-7.
15. Leung AK, Cheng JC, Zhang M, *et al.* Contact force ratio: a new parameter to assess foot arch function. *Prosthet Orthot Int.* 2004;28:167-74.
16. Cornwall MW, McPoil TG. Reliability and validity of center-of-pressure quantification. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93:142-9.
17. Pai YC, Maki BE, Iqbal K, *et al.* Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *J Biomech.* 2000;33:387-92.
18. Maurer C, Mergner T, Peterka RJ. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res.* 2006; 171: 231-50.
19. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:496-506.
20. Maki BE, McIlroy WE. Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin.* 2005; 23: 751-83.
20. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. (a) Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res.* 2004;157:526-36.
21. Meyer PF, Oddsson LI, de Luca CJ. (b) The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res.* 2004;156:505-12.
22. Mergner T, Maurer C, Peterka RJ. A multisensory posture control model of human upright stance. *Prog Brain Res.* 2003;142:189-201.
23. Maki BE, Perry SD, Norrie RG, *et al.* Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1999;54:281-7.
24. Villeneuve P, Desenne P, Nouhet B, *et al.* Le syndrome de déficience posturale est-il objectivable cliniquement ? *In: Villeneuve P (ed.). Pied, équilibre et rachis. Frison-Roche;* 1998:209-21.
25. Villeneuve P. L'épreuve posturodynamique. *In: Gagey PM, Weber B (ed). Entrées du système postural fin.* Masson;1995:51-6.
26. Gagey PM, Weber B. Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. Masson;2004.
27. Weber B, Villeneuve P, Villeneuve-Parpay S. Épreuve posturodynamique chez le sujet sain. Comparaison de sa cotation qualitative par plusieurs examinateurs. *In: Lacour M (ed). Contrôle postural pathologie et traitement, innovations et rééducation. Posture et équilibre.* Solal;2002:21-33.
28. Knikou M. Neural coupling between the upper and lower limbs in humans. *Neurosci Lett.* 2007; (12)416:138-43.
29. Prochazka A, Westerman RA, Ziccone SP. Discharges of single hindlimb afferents in the freely moving cat. *J Neurophysiol.* 1976;39:1090-104.
30. Mazzaro N, Grey MJ, do Nascimento OF, *et al.* Afferent-mediated modulation of the soleus muscle activity during the stance phase of human walking. *Exp Brain Res.* 2006;173:713-23.
31. Edgley SA, Jankowska E, Shefchyk S. Evidence that mid-lumbar neurones in reflex pathways from group II afferents are involved in locomotion in the cat. *J Physiol.* 1988;403:57-71.
32. Hiebert GW, Pearson KG. Contribution of sensory feedback to the generation of extensor activity during walking in the decerebrate cat. *J Neurophysiol.* 1999;81:758-70.
33. Perry J, Burnfield JM, Gronley JK, *et al.* Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:7-16.
34. Hung YJ, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29:93-102;discussion 103-5.
35. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, *et al.* Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train.* 2005; 40: 41-6.
36. Nolan L, Kerrigan DC. Keep on your toes: gait initiation from toe-standing. *J Biomech.* 2003; 36: 393-401.
37. Eils E, Nolte S, Tewes M, *et al.* Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J Biomech.* 2002;35:1307-13.
38. Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res.* 2000;877:401-6.
39. Richard D, Orsal D. Neurophysiologie. Motricité et grandes fonctions du système nerveux central. Tomes 1 et 2. Dunod; 2000.
40. Cambier J, Masson M, Dehen H. Neurologie. 10<sup>e</sup> édit. Masson;2000.
41. Knikou M, Schmit BD, Chaudhuri D, *et al.* Soleus H-reflex excitability changes in response to sinusoidal hip stretches in the injured human spinal cord. *Neurosci Lett.* 2007; 9(423): 18-23.