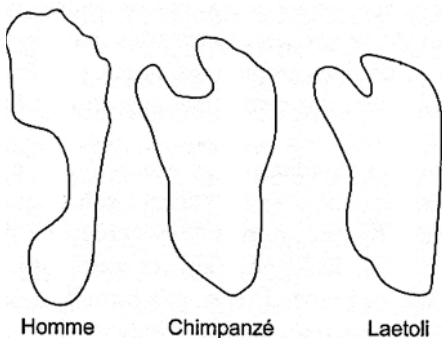
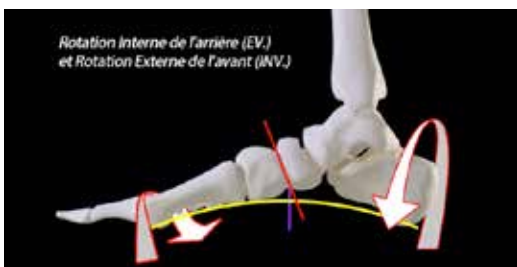


LA ORTHOKINÉSISIQUE DU UNE APPROCHE

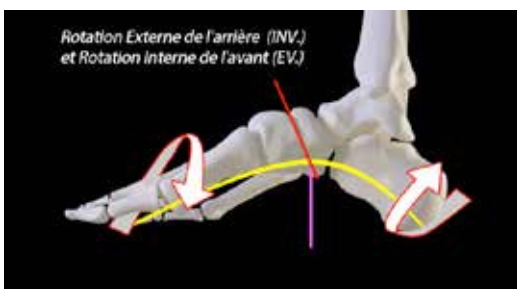
De génération en génération, les mêmes conseils persistent ! Soutenir le pied est logique et nécessaire pour tout un chacun. Ces dernières années, la science biomécanique a fortement évolué et s'est particulièrement intéressée au fonctionnement dynamique du pied. Qu'en est-il donc de ce préjugé culturel, dépassé ou toujours d'actualité ?



Première fonction, pied plat



Seconde fonction, pied creux



1. Un peu d'histoire ...

Sur les images ci-dessous, vous pouvez visualiser l'évolution du pied humain. L'empreinte de pied de notre ancêtre Laetoli (datant de +/- 3,5 millions d'années) était fort proche de celle du singe, très large et très plate. Le passage de la quadrupédie à la bipédie s'est manifesté par un creusement du pied. C'est ainsi que l'empreinte de l'homme semble bien plus étroite que celle de notre ancêtre. Pourquoi le pied s'est-il cambré avec l'évolution ? Cette question resta longtemps sans réponse scientifique. Comment se fait-il que la base de sustentation du pied humain ait réduit lors du passage de la quadrupédie à la bipédie ? Il va de soi que cette réduction de surface au sol est bel et bien un élément qui joue en défaveur de la stabilité du bipède !

Le redressement de l'homme sur ses deux pieds a été un élément moteur essentiel pour sa locomotion. Un concept DYNAMIQUE est né. Le pied du bipède s'est creusé et a laissé place à un véritable ressort humain, capable d'assurer deux fonctions essentielles : souplesse et rigidité. Le pied n'est donc pas qu'une clé de voûte rigide comme notre culture semble nous le rappeler.

• Dans sa première fonction, notre ressort humain s'aplatit doucement, tel un amortisseur de voiture, afin de s'adapter aux terrains irréguliers et d'absorber les chocs provenant du sol.

• Dans sa seconde fonction, notre pied "se creuse" et se "rigidifie" pour assurer une propulsion économique durant la marche. Dans le cas de sprinteurs, cette rigidité est essentielle. Face à l'urgence, le corps humain doit faire un choix entre les deux fonctions. Il sacrifie donc l'amortissement au profit de la performance et de l'efficacité. Les pieds se comportent alors essentiellement comme des propulseurs.

2. L'équilibre de la posture

Nos deux pieds jouent un rôle primordial dans l'équilibre de notre posture, et ce aussi bien en statique qu'en dynamique. Tout comme les amortisseurs d'un véhicule 4X4, qui équilibrent constamment son châssis pour éviter la bascule lors de terrains accidentés, nos pieds jouent le rôle de ressorts humains pour assurer l'équilibre antéro-postérieur et latéro-latéral de notre posture.

3. Un mécanisme torsadé est à l'origine de la fonctionnalité du pied.

Le pied humain est comparable à une double hélice qui dissocie l'avant de l'arrière du pied. Ce phénomène de torsion est assuré par la contraction des muscles du pied qui travaillent en opposition. Ce mécanisme torsadé permet au pied d'avoir deux propriétés opposées (souplesse et rigidité). Lorsque le pied se tord dans un sens, il se rigidifie ▶

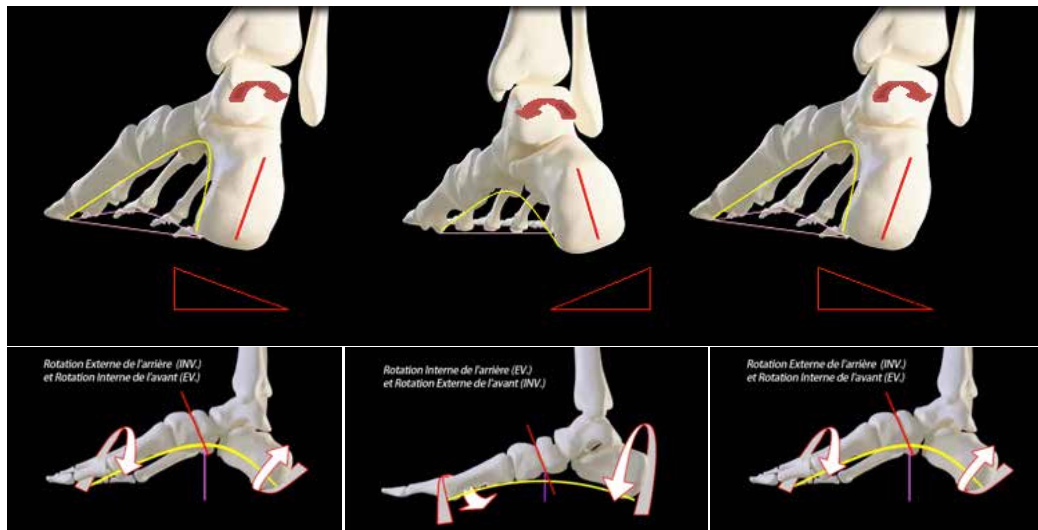
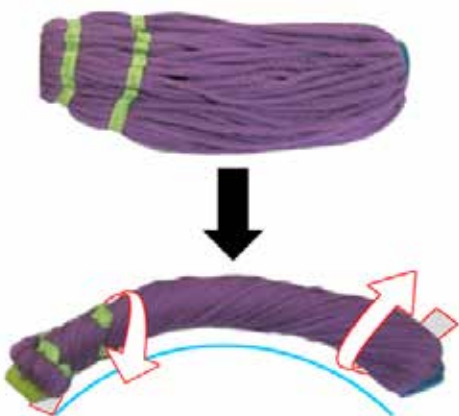
RÉÉDUCATION PIED DYNAMIQUE

"Lamina pēdis" de Mc Conaill (1969)



(pied creux); et lorsqu'il se détord, il se ramollit (pied plat).

Il fonctionne un peu comme une serpillère que vous tenez dans vos deux mains. Lorsque vous la serrez fort dans un sens, la serpillère se tord et se rigidifie, et lorsque vous changez de sens de rotation, elle se détend et devient toute molle. Le pied humain fonctionne de la même manière durant la marche. Durant le pas, l'arrière-pied effectue un triple mouvement d'essuie-glace (inversion-éversion-inversion) qui dirige les phénomènes de torsion du pied. Le pied peut ainsi facilement devenir rigide (creux) ou souple (plat) selon les différentes étapes du pas.



4. La 1ère étape de la marche assure l'absorption des chocs et l'adaptabilité.

Avant de prendre contact au sol, le pied doit se préparer pour pouvoir absorber un éventuel choc ou s'adapter à des irrégularités du sol. Pour ce faire, l'arrière-pied se place en rotation externe (articulation sous-talienne en position inversée). Ensuite, du 1er contact au sol jusqu'au milieu du pas, le pied subit une rotation inverse (éversion sous-talienne) qui assouplit le pied. Le pied et ses trois arches (interne, externe et antérieure) s'affaissent naturellement.

5. La 2ème étape de la marche assure l'économie d'énergie !

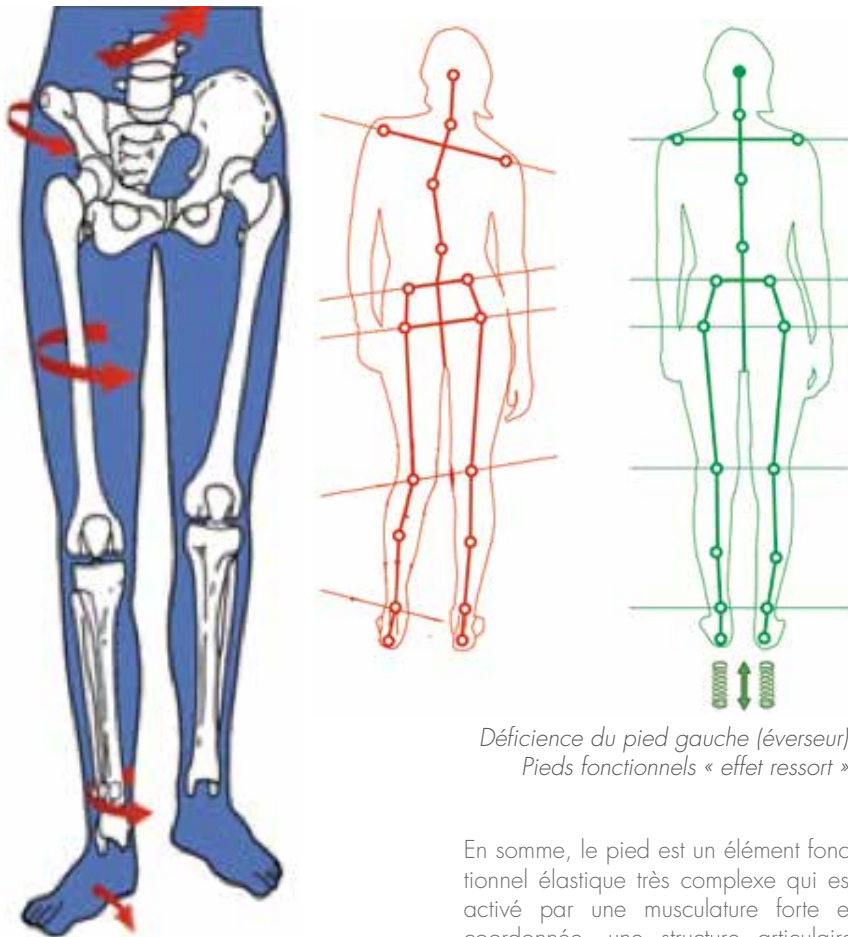
Dès le milieu du pas, le pied doit se préparer afin de propulser en dépensant le moins d'énergie possible. Il doit commencer à entreprendre une rotation opposée (inversion sous-talienne) afin de rigidifier le pied lors son décollement du sol. La musculature enclenche activement un mécanisme de verrouillage pas-

sif par mise en tension des structures élastiques du pied : ligaments et fascia plantaire (Hicks-1954). Sans cette rotation externe de l'arrière-pied, le pied resterait souple et mou (déverrouillé) et la dépense d'énergie serait équivalente à celle d'une marche dans du sable sec. Cette instabilité occasionnerait une compensation par un surtravail des muscles des genoux et des hanches. Et ce sera lors d'efforts plus intenses que des pathologies apparaîtront.

6. Action articulaire du pied en chaîne montante

Par ses phénomènes de rotation durant le pas, le pied oriente le membre inférieur dans des rotations qui se répercutent jusqu'au niveau du dos. Il suffit qu'une des 3 rotations du pied soit anormale pour créer un déséquilibre postural.

A défaut d'avoir deux pieds symétriques, la posture se retrouve dans un ►



Déficiences du pied gauche (éverseur).
Pieds fonctionnels « effet ressort ».

équilibre précaire. Le déséquilibre est latéral et/ou antéro-postérieur, ce qui se traduit par une posture penchée (tout comme la tour de Pise) qui nécessite beaucoup d'énergie musculaire pour ne pas s'écrouler. L'organisme doit tout faire pour tenir en équilibre dans son déséquilibre. En dynamique, l'asymétrie podale occasionne un trouble du parallélisme. La posture dévie en poussant le corps dans un trouble rotationnel (tout comme une voiture qui tire anormalement d'un côté).

En somme, le pied est un élément fonctionnel élastique très complexe qui est activé par une musculature forte et coordonnée, une structure articulaire capable de fonctionner passivement en se tendant ou se détendant (via ses ligaments et ses fascias plantaires), et une parfaite proprioception (cutanée, musculaire et articulaire).

Après ce petit rappel biomécanique simplifié, vous avez certainement votre petite idée pour répondre à la question « est-il bon de soutenir le pied ? ».

Lorsque vous rentrez dans un commerce de chaussures pour enfants, le 1er conseil que vous recevez est de chausser votre enfant avec des chaussures

rigides à tige montante associée à un soutien de la voûte plantaire du pied. Ces chaussures sont présentées comme un gage de qualité, et le commerçant insiste bien sur le fait qu'elles améliorent le développement locomoteur de votre enfant. En tant que parents, vous êtes persuadés et convaincus que ces propos sont fondés puisque vos parents et grands-parents ont aussi entretenu ce même discours. Il est terrifiant de constater que les préjugés culturels persistent et que nous continuons à proposer des chaussures dites de « soutien » à nos enfants, alors même qu'il est démontré scientifiquement depuis près de 45 ans que le pied humain doit se développer musculairement et proprioceptivement jusqu'à l'âge de 8 ans. Âge pour lequel le pied d'adulte fonctionnel est acquis. Ce qui veut dire qu'un enfant qui commence à marcher a des muscles faibles et qu'ils vont se renforcer progressivement pour être au maximum de leur performance vers l'âge de 8 ans.

7. Les différentes semelles orthopédiques : passives, actives, activo-passives :

Semelles passives



Semelles actives



*Le tout en un : active, passive et posturale !
La semelle sur mesure Kinépod à la particularité d'être modulable à tout moment par l'ajout ou l'enlèvement d'éléments et de sangles élastiques. Par ce système breveté, elle peut facilement changer de fonction : semi-passive, semi-active, passive ou active.*



- La semelle passive : "effet plâtre"
- La semelle active : "effet guide fonctionnel" (= activateur plantaire).
- La semelle activo-passive, dite kinépodique : semelle active modulable par l'ajout d'éléments et de sangles. « Effet stimulant ou inhibant selon le besoin thérapeutique »

8. La fonction crée l'organe (Darwin).

Mais que faites-vous donc en achetant de telles chaussures pour votre enfant ? Et bien, c'est un peu comme si vous installiez une minerve à un jeune nourrisson parce qu'il ne peut pas maintenir seul son port de tête. Ses muscles du cou sont trop faibles et il leur faudra trois mois pour se développer et devenir assez tonique pour assurer un port de tête correct. Imaginez-vous les conséquences si vous enleviez cette minerve après une année ? Les muscles seraient tellement atrophiés qu'ils ne pourraient jamais assurer le port de sa tête.

Il en va de même pour un pied soutenu de façon prolongée. Il perd sa fonction musculaire et dérègle très rapidement sa proprioception.

Williams (2003) et Murley (2008) ont confirmé dans leurs études que l'activité EMG du muscle tibial postérieur est nettement diminuée lors du port de semelles orthopédiques de soutien passif à vocation inverseuse. Leurs études tendent donc à démontrer que le soutien passif diminue l'activité musculaire.

Kirby (2001-2002-2009) explique mécaniquement l'inhibition du muscle tibial postérieur par un soutien de l'articulation sous-talienne via le port d'une semelle passive.

Luke (2010) et Franettovich (2008-2010) ont aussi démontré qu'une réduction de la mobilité du pied et de la cheville avec un strapping « inverseur » engendre une nette diminution de l'activité du tibial postérieur.

Pour cette raison, il n'est pas conseillé de forcer un enfant à porter des chaussures rigides de soutien dites "passives", à défaut de le retrouver à l'âge adulte avec une dysfonction de ses pieds. Les conséquences biomécaniques se répercuteront automatiquement par un mal être corporel et des douleurs posturales puisque les pieds ne pourront plus assurer leurs rôles de "ressorts humains" : amortissement, absorption des chocs, adaptabilité, propulsion économique et stabilité posturale.

C'est d'ailleurs pour cette raison qu'il est estimé que 80 à 90 pourcents de la population présente un trouble plantaire.

Pour les sportifs, la même question se pose. Est-il bon de porter des chaussures anti-pronation ou anti-supination

ou/et des semelles orthopédiques passives ?

Pour ces mêmes raisons, il est déconseillé qu'un sportif porte un soutien passif s'il ne souffre pas d'une plainte particulière. Cette fin de phrase doit vous interpeller. Elle sous-entend que soutenir le pied a un effet positif pour réduire des plaintes articulaires et/ou musculaires. Un patient ayant une souffrance tissulaire sentira vite les effets bénéfiques d'une immobilisation. C'est-à-dire qu'en limitant le mouvement du pied, les muscles et les articulations seront soulagés par un effet de "repos forcé". C'est cette immobilisation forcée (au même titre qu'un plâtre) qui permet au tissu lésé de cicatrifier et de guérir. Cet effet que l'on nomme « passif » est bénéfique pour assurer une réduction des symptômes, tout comme peut l'être la prise d'un médicament anti-inflammatoire. Cependant, est-il bénéfique de continuer à ingurgiter des anti-inflammatoires après l'élimination des plaintes, juste par peur que les symptômes réapparaissent ? Pour le soutien du pied, la même logique est applicable. Au-delà de 6 semaines de port "passif", les effets néfastes de l'immobilisation vont vite se faire sentir : atrophie musculaire, inhibition de la proprioception, et rai-

Muscle tibial postérieur - Primal Pictures (2006)





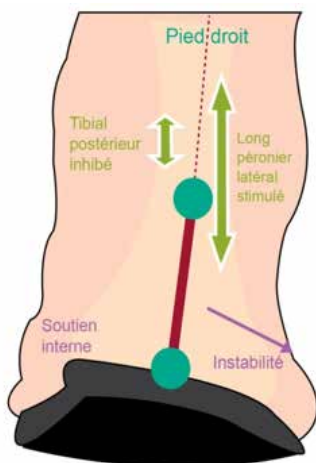
Muscle long fibulaire-
Primal Pictures (2006)



leur articulaire. Cependant, les incon-
venients ne s'arrêtent pas là. Durant la
locomotion, le pied immobilisé perd sa
fonction d'amortisseur naturel. Des com-
pensations vont naître au niveau des
étages supérieurs et vont être la porte
ouverte à des pathologies mécaniques.
En somme, le port d'un élément « passif
immobilisateur » n'est conseillé que lors-
qu'il faut inhiber une structure enflam-
mée, et ce durant une période maxi-
male de 6 semaines en continu afin
d'éviter des séquelles articulaires, mus-
culaires et posturales sur le long terme.

9. Le port passif, inhibant, peut aussi être utilisé dans un but stimulant !

Murley (2006-2011) et Santilli (2009)
se sont rendu compte qu'une semelle or-
thopédique passive positionnant le pied
en inversion occasionne, par opposi-
tion, un surtravail des muscles éverseurs
(dont le long péronier latéral, principal
stabilisateur externe de la cheville).
Cette semelle est conçue d'un soutien
inverseur du talon associé à un soutien
inverseur de l'arche interne du pied,
elle est par contre totalement dépourvue
d'un soutien de l'arche externe du pied.
Alors même que le muscle tibial posté-
rieur réduit son activité (par le soutien
interne du pied), le long fibulaire est en
surtravail pour stabiliser le pied placé
en déséquilibre latéral par les correc-
tions orthopédiques.



Semelle passive à composante inversée :
confectionnée avec un soutien interne de
la voûte interne et du talon. L'absence de
soutien de la voûte externe entraîne à la
marche une instabilité latérale du pied, qui
oblige une réponse du muscle long fibulaire
(long péronier latéral).

être ajoutées en fonction de l'évolution
de la pathologie et des besoins théra-
peutiques souhaités, qu'ils soient stimu-
lateurs ou inhibiteurs, sur le terrain, dans
la vie journalière ou en cabinet.

10. Le tibial postérieur, un muscle trop souvent travaillé à tort en rééducation.

Lors d'une rééducation du pied, il est
primordial de comprendre l'intervention
des muscles dans une déformation arti-
culaire en pleine action dynamique. Du-
rant la marche, un pied hyper-éverseur
place systématiquement le tibial posté-
rieur en surtravail (contrant l'effondre-
ment) et le long fibulaire en inhibition.

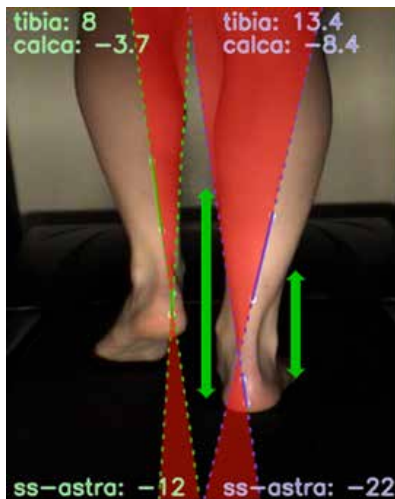


Mise en inversion du pied (semelle
active + sangle élastique interne plus en
tension) afin de stimuler un long fibulaire
en rééducation suite à une entorse de
cheville externe. Le pied est placé en
état de lésion afin d'obtenir un meilleur
travail proprioceptif.

Dans cette optique, il peut être intéres-
sant de travailler durant une séance de
rééducation un chef musculaire affaibli
en positionnant le pied dans une ins-
tabilité contrôlée. Pour ce faire, il faut
pouvoir travailler avec un outil théra-
peutique modulable, telle que la se-
melle kinépodique. En fonction de la
pathologie, cette semelle active est faci-
lement modulable par l'ajout instantané
d'éléments passifs ou de sangles élas-
tiques. Ces différentes options peuvent

C'est pour cette raison qu'il faut avant
tout régler un trouble de la propriocep-
tion dynamique du pied avant de tra-
vailler un muscle tibial postérieur souvent
mis en cause du pied plat. Le surmener
d'emblée risquerait de l'épuiser et de
l'amener dans un mode pathologique
(tendinopathie, périostite tibiale).

Avant d'envisager un renforcement mus- ▶



culaire bien ciblé, le port d'une semelle active (sans élément et sans sangle) permet de rééquilibrer le timing des muscles des pieds par son effet guide proprioceptif en mouvement. Dès que la proprioception dynamique est retrouvée, le renforcement musculaire peut alors être effectué avec une semelle kinépodique.

11. Conclusion :

Il peut donc être intéressant de travailler durant une séance de rééducation un chef musculaire affaibli en positionnant le pied dans une instabilité contrôlée. Pour ce faire, il faut pouvoir travailler avec un outil thérapeutique modulable, comme par exemple une semelle kinépodique. Cette forme de rééducation dite "intelligente" a la capacité d'avoir toutes les fonctions variées nécessaires pour rééduquer un pied : active, passive, adaptable et modulable à volonté.

Bibliographie :

Deloison Y., Tanzanie Footprints of Laétoli, *Biom. Hum. et Anthropol.*, 22, 1-2, p. 61-65, 2004.

Franevovich M., Chapman AR, Vicenzino PB and B.Augmented low-Dye tape alters foot mobility and neuromotor control of gait in individuals with and without exercise related leg pain. *Journal of Foot and Ankle Research* 2010 3:5

Franevovich M, Chapman A, Vicenzino B: Tape that increases medial longitudinal arch height also reduces leg muscle activity: a preliminary study. *Med Sci Sports Ex.* 2008, 40: 593-600. 10.1249/MSS.0b013e318162134f.

Hicks J.H., The mechanics of the foot: Part 2 – The plantar aponeurosis and the arch, *Journal of Anatomy* 88 (1954), pp. 25–30. 1954

Inman V.T., Mann R.A. Biomechanics of the foot and ankle. In Mann R.A., editor: *DuVries' Surgery of the Foot* (4th Ed.), StLouis: C.V. Mosby Co, 1978

Kirby KA. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *JAP-*

MA, 91 : 465-488, 2001

Kirby KA. Foot and Lower Extremity Biomechanics II : Precision Intracast Newsletters, 1997-2002. Precision Intracast, Inc., Payson, AZ, 2002.

Kirby KA. Are Root Biomechanics Dying ?, *Podiatry Today*, Volume 22, Issue 4, April 2009

LAVIGNE A., NOVEL D. Correction par orthèse des valgus et varus de l'arrière-pied. In CLAUSTRE J, SIMON L. : *Pathologies du talon*. Monographies de podologie 7, Ed. Masson 1986, p 76-85.

Luke. A Kelly, Pod, Sebastien Racinais, PhD, Craig M. Tanner, Pod, Justin Grantham, PhD, Hakim Chalabi, MD Augmented Low Dye Taping Changes Muscle Activation Patterns and Plantar Pressure During Treadmill Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2010 Volume:40 Issue:10 Pages:648-655 DOI: 10.2519/jospt.2010.3164

MC Conaill. M.S., Basmajian. J.V.: *Muscles and Movements : A basis for Human kinesiology*. 1969. P246. Baltimore. Williams and Wilkins

Murley GS, Bird AR : The effect of foot orthoses on lower extremity EMG muscle activity during walking. *Sports Medicine Association Australia National Conference*. October 2003, National Convention Centre, Canberra.

Murley GS, Landorf KB, Menz HB : Do foot orthoses change lower limb activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet ? *Clinical Biomechanics*, 25(7), 728-736, 2010

Murley GS, Menz HB, Landorf KB. :Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research* 2009;2:35.

Murley G.S., Bird A.R. : The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait , *Clinical Biomechanics* ,December 2006 (Vol. 21, Issue 10, Pages 1074-1080).

Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR.: Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009 Feb;29(2):172-87. Epub 2008 Oct 14.

Nigg B.M., The role of impact forces and foot pronation – a new paradigm, *Clinical Sports Medicine* 11 (2001), pp. 2–9. 2001

Primal Pictures 3D Interactive Anatomy 2006

Root M.L., Orien W.P., Weed J.H., Hugue R.

Biomechanical examination of the foot. *Clinical Biomechanics*, Vol. 1: L.A., 1971.

Root M.L., Orien W.P., Weed J.H. Normal and abnormal function of the foot. *Clinical Biomechanics*. Vol. 2: L.A., 1977.

Rose J., Gamble J.G. *Human Walking*. Williams et Wilkins 1994.

Santilli et al., V. Santilli, M.A. Frascarelli, M. Paoloni, F. Frascarelli, F. Camerota, F. De Natale and F. De Santis, Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability, *American Journal of Sports Medicine* 33 (2005), pp. 1183–1187. 2005

Sinclair J, Isherwood J, Taylor PJ. The Effects of Orthotic Intervention on Multi Segment Foot Kinematics and Plantar Fascia Strain in Recreational Runners. *J Appl Biomech*. 2014 Sep 30.

Sinclair J, Isherwood J, Taylor PJ. Effects of foot orthoses on Achilles tendon load in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014 Aug 8

Sims D.S., Cavanagh P.R., Selected foot mechanics related to the prescription of foot orthoses. In: M.H. Jahss, Editor, *Disorders of the Foot and Ankle. Medical and Surgical Management* (second ed.), WB Saunders, Philadelphia (1991).

Subotnick S.I. *Sports medicine of the lower extremity*. In Subotnick (Ed.), N.Y. Churchill Livingstone, Volume 1, 1989.

Subotnick S.I.. *Sports medicine of the lower extremity*. In Subotnick (Ed.), N.Y. Churchill Livingstone, Volume 2, 1989.

Subotnick S.I.. The biomechanics of running: implications for the prevention of the foot injuries. *Sports medicine*, 2(2): p144-153, 1985.

Subotnick S.I.. The flat foot. *Sports Medicine*, 9(8): p 85-95, 1981

Williams D.S., McClay-Davis I. and Baitch S.P., Effect of inverted orthoses on lower extremity mechanics in runners, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (2003), pp. 2060–2068

Winter A.D. *Biomechanics and motor control of human gait*. University of Waterloo Press 1991.