

Análise das forças de reação do solo durante a marcha de indivíduos saudáveis com e sem uso de calcanheiras corretivas

Ground reaction forces analyses during the gait of healthy individuals with and without the use of a calcaneus insole

Ana Francisca Rozin Kleiner¹, Aline Araujo do Carmo², Regina Kletecke³, Danielle Burgos³, Marcio Ferreira de Souza³, Ricardo Machado Leite de Barros⁴

RESUMO

O pé constitui a base de apoio e propulsão para a marcha. É conhecido que a supinação e a pronação excessiva ou prolongada podem alterar a mecânica da marcha. Assim, o uso de calcanheiras corretivas para o desvio do calcâneo (valgo/varo) tem sido recomendado. **Objetivo:** Deste estudo foi analisar a influência do uso de calcanheiras na marcha de indivíduos normais através da Força de Reação do Solo (FRS). **Método:** Participaram do estudo dez adultos ($31,9 \pm 6,7$ anos, $65,9 \pm 15,4$ kg e $1,7 \pm 0,1$ m) sem alterações aparentes de marcha ou patologias com reflexo sobre o aparelho locomotor. Foram comparadas as seguintes condições de marcha: descalço, tênis e tênis com calcanheira. As variáveis dependentes foram as componentes vertical, médio-lateral e ântero-posterior da FRS. Para a análise estatística a ANOVA one-way com medidas repetidas no fator condição (descalço, tênis e calcanheira) foi empregada ($\alpha < 0,05$). Foram reveladas diferenças estatisticamente significativas entre as condições descalço e calçado com tênis e calcanheira para a componente vertical da FRS na fase de contato inicial Fz_1 ($F_{2,59} = 3,4$; $p < 0,0406$) e na fase de apoio terminal para a componente antero-posterior Fy_2 ($F_{2,59} = 3,63$; $p < 0,0332$). **Resultados:** Esses indicam que o uso de calcanheiras aumenta o impacto vertical sobre o aparelho locomotor na fase de resposta à carga, provavelmente devido a sua maior rigidez comparada ao pé descalço ou calçado com tênis. A calcanheira alterou também o padrão de resposta da componente antero-posterior da FRS na fase de terminal do apoio, que corresponde à fase de aceleração/propulsão na marcha. **Conclusão:** Baseado apenas na análise das variáveis dinâmicas foi possível concluir que o uso de calcanheira não induziu aumento significativo de forças laterais que poderiam indicar redução da pronação ou supinação excessiva durante a fase de resposta à carga. O uso da calcanheira produziu efeito dinâmico significativo sobre a pronação/supinação apenas na fase propulsiva da marcha.

Palavras-chave: marcha, postura, pronação, pé, supinação

ABSTRACT

The foot forms the base of propulsion and balance during the gait. It is well known that excessive or prolonged pronation and supination changes the gait's mechanical movement. Hence, the use of corrective insoles is recommended when calcaneus alterations (valgus and varun) are present. **Objective:** The main purpose of this article was to analyze the effects of a calcaneus insole on normal individuals on the Ground Reaction Force variables. **Method:** The experiment used ten adults (31.9 ± 6.7 years, 65.9 ± 15.4 kg and 1.7 ± 0.1 m) and registered no apparent changes in gait or pathologies that have an effect on the locomotor system. The following gait conditions were analyzed and compared: barefoot, using a sport shoe, and using the sport shoe with insole. The variables analyzed were vertical, medial lateral, and anterior-posterior dynamic ground reaction forces. An ANOVA one-way was used in order to compare the three different conditions. Statistically significant differences were revealed between the conditions of barefoot and sport shoe with insole for the vertical GRF during initial contact Fz_1 ($F_{2,59} = 3.4$; $p < 0.0406$) and for the GRF anterior-posterior in the terminal stance phase Fy_2 ($F_{2,59} = 3.63$; $p < 0.0332$). **Results:** These results indicated that the use of an insole increased the vertical impact on the locomotor system during the response to load phase, probably because of its greater stiffness compared to the barefoot or sport shoe trials. The insole also changed the GRF anterior-posterior during the terminal stance that corresponded with the acceleration/propulsion gait phase. **Conclusion:** Just based on the analysis of the dynamic variables, it was concluded that the use of insoles did not induce any significant increase in lateral forces that would indicate the reduction of excessive pronation or supination during the response load phase. The use of an insole produced a significant dynamic effect on the pronation/supination only in the propulsive gait phase.

Keywords: foot, gait, posture, pronation, supination

¹ Mestre em Biodinâmica da Motricidade Humana; Doutoranda em Educação Física da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

² Mestre em Educação Física; Doutoranda em Educação Física da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

³ Aluno do Curso de Especialização em Biomecânica da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

⁴ Doutor em Educação Física; Professor Titular da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

Endereço para correspondência:
Cidade Universitária "Zeferino Vaz"
Ana Francisca Rozin Kleiner
Avenida Érico Veríssimo, s/n, Barão Geraldo
CEP 13083-970 Caixa Postal 6134
Campinas - SP
E-mail: anafrkleiner@gmail.com

Recebido em 13 de Dezembro de 2011.
Aceito em 3 Maio de 2012.

DOI: 10.5935/0104-7795.20120001

INTRODUÇÃO

O pé constitui a base de apoio e propulsão para a marcha, sendo considerado um amortecedor dinâmico capaz de suportar, sem lesões, as cargas fisiológicas a ele impostas.^{1,3} O apoio sobre os calcâneos ocorre de forma equilibrada entre a região interna e externa do retropé. Dois desvios de calcâneo são encontrados: o valgo e o varo. O calcâneo valgo é a projeção do calcâneo lateralmente ao corpo, fazendo com que o tendão do calcâneo se projete para a parte interna do corpo. Já o calcâneo varo, é a projeção do tendão do calcâneo medialmente ao corpo.³

As alterações posturais causadas pelo calcâneo valgo e varo estão respectivamente relacionadas a pronação e a supinação da articulação subtalar.⁴ A presença do padrão de pronação ou supinação excessiva da articulação subtalar tem sido relacionada com o desenvolvimento de patologias ortopédicas nos membros inferiores, bem como podem alterar a mecânica da marcha.^{1,2,4} Sabe-se que palmilhas proprioceptivas, em especial, modelo calcanheira, vem sendo muito utilizada para a correção de calcâneo varo e valgo. Este modelo é confeccionado em silicone, tem forma de cunha o que permite posicioná-lo sob a região do calcâneo no calçado, possibilitando que o indivíduo pise em posição próxima a neutra. Assim, a principal característica da calcanheira, segundo alguns fabricantes, é corrigir a pronação ou supinação da articulação subtalar, diminuir o impacto e a eliminação do choque e pressão no pisar. Entretanto não existe um consenso sobre a eficácia dessas palmilhas para esse fim.

A análise dinâmica da marcha é uma ferramenta que pode quantificar as alterações na marcha de indivíduos normais que fazem uso de calcanheiras através das componentes de força de reação do solo (FRS) durante o ciclo da marcha. Sendo estas conhecidas como componentes vertical (F_z), horizontal médio lateral (F_x) e horizontal antero-posterior (F_y).⁵ Levando em consideração que o movimento dos pés é responsável pela absorção do impacto, manutenção do equilíbrio e distribuição das forças,¹ qual é a influência do uso de calcanheiras corretivas para desvio de calcâneo nas FRS durante a marcha?

OBJETIVO

O objetivo do estudo foi analisar a influência do uso de calcanheiras corretivas na marcha de indivíduos normais através das variáveis dinâmicas de FRS.

MÉTODO

O estudo foi realizado nas dependências do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica - LIB, da Faculdade de Educação Física - FEF, da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP, conforme parecer número 789/2007. Os participantes foram informados sobre a pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Participantes

Participaram 10 adultos, assintomáticos, com ausência de deformidades e limitações visíveis da amplitude de movimento articular do tornozelo, sendo 6 do sexo feminino e 4 do sexo masculino, com média de idade de $31,9 \pm 6,7$ anos, massa corporal $65,9 \pm 15,4$ kg e estatura $1,7 \pm 0,1$ m.

Procedimentos Experimentais

Calcanheiras de silicone com elevação da borda lateral ou medial do pé: Para a condição calcanheira, foram utilizadas calcanheiras comerciais corretivas para desvio de calcâneo, da marca Ortho Pauher, 100% silicone, massa 200 g, que são confeccionadas especialmente para indivíduos que pisam no lado interno (pronado) e externo (supinado). Estas possuem abas laterais com formato do calcâneo e elevação medial para calcâneo pronado e elevação lateral para calcâneo supinado.

Coleta de dados: para a análise cinética foram utilizadas duas plataformas de força (KISTLER 9286BA, com dimensões de 600 x 400 mm). As plataformas estavam embutidas no centro do laboratório, suas superfícies superiores estavam niveladas com o piso do laboratório, e os dados foram adquiridos a uma frequência de 200 Hz. Para que a comparação dos dados adquiridos com a plataforma de força entre diferentes indivíduos e diferentes condições e repetições fosse possível, foi necessário normalizar a amplitude desses dados. Dessa forma, a normalização dos dados foi feita pelo peso corporal (Newtons) de cada participante e pela porcentagem da fase de apoio.⁶⁻⁹ Ressaltando que os dados de peso corporal foram normalizados para cada uma das condições, ou seja, os participantes foram pesados descalços, com as calcanheiras e calçando o tênis com as calcanheiras. Os dados da FRS são apresentados em função do percentual da fase de apoio (0% a 100%). Os dados cinéticos foram filtrados pelo filtro de Butterworth de 2ª ordem com uma frequência de corte de 4 Hz. Rotinas escritas em

linguagem Matlab (Math Works Inc., versão 7.0.8 - R 2009 a) foram utilizadas para o tratamento e análise das variáveis dependentes.

Tarefa: os participantes foram orientados a andar, em sua velocidade preferida, pelo volume de área selecionado, sobre duas plataformas de força nas seguintes condições: descalços (descalço); com tênis (tênis) e por último, com calcanheiras acomodadas nos seus tênis (calcanheira). Foi realizada uma coleta de dados para cada condição.

Variáveis dependentes

Componente vertical da FRS: primeiro pico de impacto (F_{z1}), valor máximo do primeiro pico; vale (F_{z2}), valor mínimo entre o primeiro e o segundo pico da componente vertical; e o pico de propulsão (F_{z3}), valor máximo do segundo pico (Figura 1A).

Componente antero-posterior da FRS: fase negativa (desaceleração ou frenagem - F_{y1}), mínimo valor da FRS antero-posterior na primeira metade da fase de apoio e fase positiva (aceleração - F_{y2}), máximo valor da FRS antero-posterior na segunda metade da fase de apoio (Figura 1B).

Componente médio-lateral da FRS: força lateral máxima (F_{x1}), valor mínimo da curva; primeira força medial máxima (F_{x2}), valor máximo da curva na primeira metade da fase de apoio; e segunda força medial máxima (F_{x3}), valor máximo da curva na segunda metade da fase de apoio (Figura 1C).

Análise estatística: o teste de Kolmogorov-Smirnov revelou que as variáveis dinâmicas atingiram os pressupostos de normalidade. Desta forma os dados relacionados força de reação do solo durante a marcha nas três condições (descalço, tênis e tênis-calcanheira) foram tratados por meio de ANOVA one-way, o teste de post hoc de Tukey foi aplicado posteriormente para localizar as diferenças entre os grupos (Figura 2). O nível de significância para todos os testes foi de $\alpha \leq 0,05$.

RESULTADOS

Os resultados do presente estudo apontaram que não houve diferença das variáveis dinâmicas quando estas foram comparadas entre pé direito e esquerdo dos participantes, não houve diferença entre gênero, e nenhum dos participantes ultrapassou o pico da FRS vertical de 1,2; estando dessa forma, todos dentro dos parâmetros fisiológicos.^{10,11}

Para as condições descalço e tênis-calcanheira foram encontradas diferenças para componente F_{z1} da FRS vertical ($F_{2,59} = 3,4$; $p \leq 0,0406$) e da componente F_{y2} da FRS

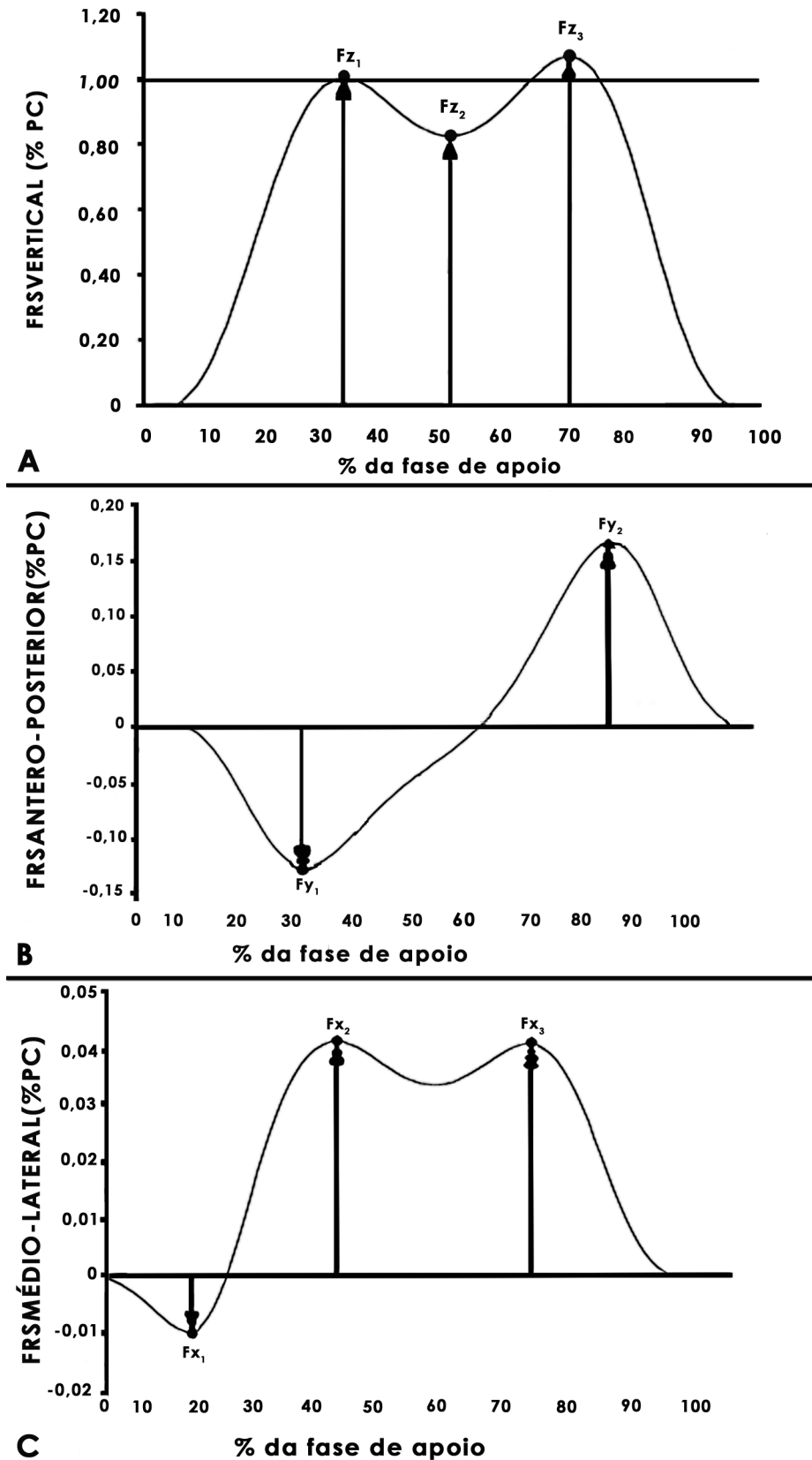


Figura 1. Variáveis da componente vertical da FRS (1A); componente antero-posterior da FRS (1B); e componente médio-lateral da FRS (1C), representadas pela curva média de todos os participantes na condição descalço. % PC: normalizado pelo peso corporal

antero-posterior ($F_{2,59} = 3,63; p \leq 0,0332$). Os participantes apresentaram maior pico de impacto (Fz_1) na tentativa tênis-calcanheira ($1,05 \pm 0,04$) do que na tentativa descalço ($1,01 \pm 0,03; p \leq 0,05$ - Figura 1A). Na Fy_2 os participantes, na condição descalço ($0,16 \pm 0,01$) apresentaram maior aceleração/propulsão em relação à condição tênis-calcanheira ($0,15 \pm 0,02; p \leq 0,05$ - Figura 1B).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar a influência do uso de calcanheiras corretivas na marcha de indivíduos normais. É sabido que as calcanheiras são amplamente utilizadas para a correção de calcâneo valgo e varo, entretanto não existe um consenso sobre os efeitos dessa palmilha na marcha de indivíduos normais.

Em relação às variáveis de força de reação do solo vertical (Fz), no pico de impacto (Fz_1) ocorreu aumento entre as condições descalço e calcanheira. Nigg et al.,¹² Robbins et al.,^{13,14} e Shorten & Mientjes¹⁵ ao testarem a eficiência dos materiais rígidos e compressíveis utilizados para a confecção de tênis constataram que quanto maior a rigidez do tênis maior o pico de impacto do calcâneo com o solo. Os resultados do presente estudo podem ser explicados pela característica rígida da calcanheira de silicone.

Além disso, a marcha também pode ser influenciada pelo uso ou não de calçados.¹⁶⁻¹⁸ Os resultados deste estudo apontam que a condição descalço apresentou menor pico de impacto. O pé humano constitui a base de apoio e propulsão para a marcha, sendo considerado um amortecedor dinâmico, capaz de suportar e distribuir as cargas fisiológicas nele impostas.¹⁻³ Os movimentos dos pés são responsáveis pela absorção dos impactos, manutenção do equilíbrio, e distribuição das cargas.^{1-3,11,19,20} Por conta disso, a condição descalço evidencia maior flexibilidade do aparelho locomotor em reduzir carga e maior capacidade de adaptação em diversas superfícies,^{13,17,18} ao contrário das condições calçadas, as quais restringem a mobilidade fisiológica do pé.

Robbins & Hanna¹³ discutem uma menor frequência de lesões em populações descalças em comparação com as calçadas e sugerem que as adaptações produzidas pelo pé descalço estariam relacionadas ao rebaiamento do arco longitudinal medial. Em contraposição, o pé calçado seria incapaz de defletir o arco, respondendo pela maior frequência de lesões. Viana & Greve²¹ ao

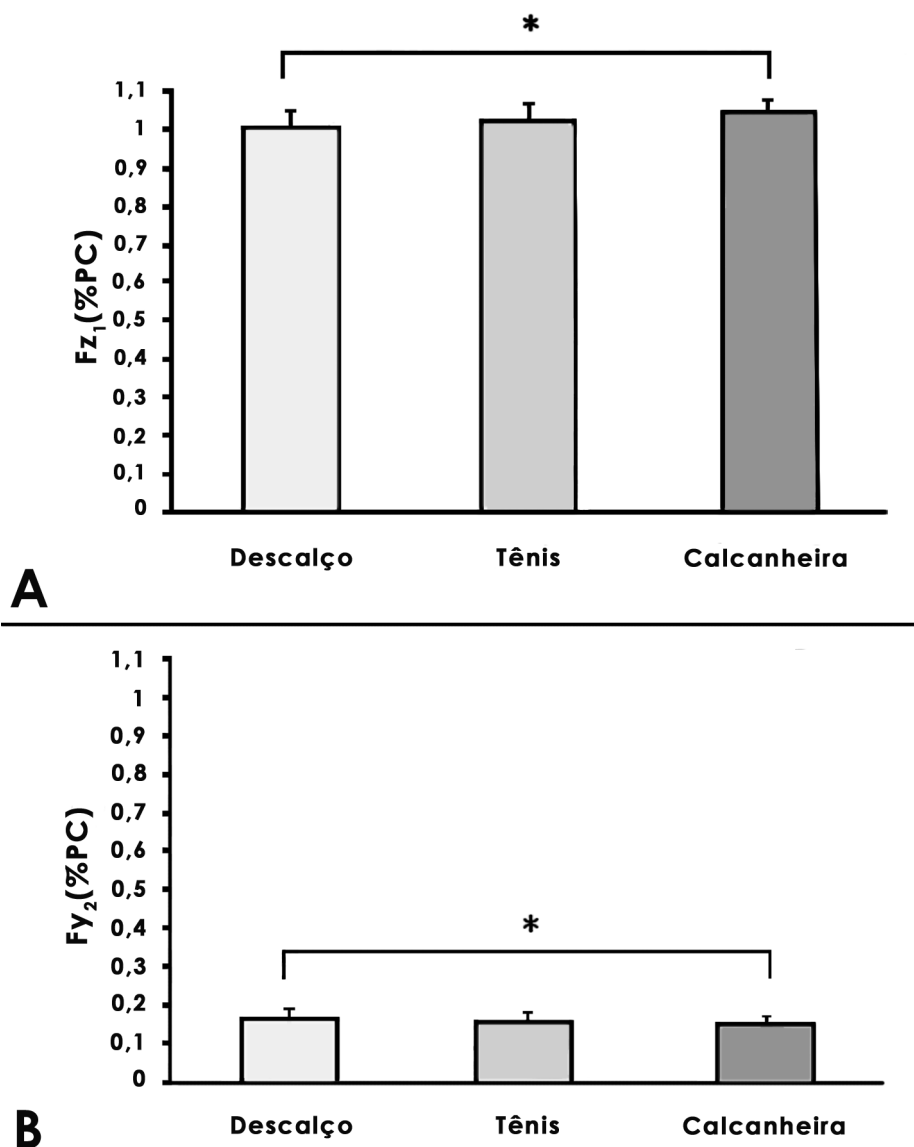


Figura 2. Resultados para o teste de comparação entre condições para Fz_1 (A) e Fy_2 (B). % PC: porcentagem do peso corporal; * diferenças reveladas pelo teste de Tukey

investigarem a relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação do solo constataram que há relação entre a mobilidade dessas articulações e o pico de impacto.

Com base nos achados de Robbiss & Hanna¹³ e Viana & Greve²¹ podemos hipotetizar que o uso do tênis com calcanheira pode restringir mais a deflexão do médio-pé do que com o uso do tênis sem este implemento. Primeiro pela calcanheira estar posicionada sob a região do calcâneo e com isso elevar o calcâneo além do que a sola do tênis o faz, e segundo, por apresentar declive e irregularidade de altura em seu formato, caracte-

rísticas as quais induzem o indivíduo a pisar em posição mais próxima a neutra possível, ou seja, restringindo o movimento de aplainamento do pé vertical gerado durante a marcha.

As adaptações produzidas pelo pé descalço também podem ter influenciado nos resultados da propulsão (Fy_2). Para Fy_2 a condição descalço apresentou maior FRS do que a condição tênis com calcanheira. Estudos apontam que o andar calçado apresenta menor aceleração/propulsão do que o pé descalço.^{12,13,18}

O presente estudo apresenta algumas limitações como à amostra reduzida, o que

pode ter influenciado em alguns resultados. Além disso, a inclusão de dados cinemáticos como os ângulos articulares de flexão/extensão e pronção/supinação devem ser considerados em uma próxima análise, pois ajudariam a explicar alguns dos resultados apresentados.

CONCLUSÃO

O uso de calcanheiras corretivas não mostrou efeito significativo na componente lateral da FRS, sugerindo que estas não têm efeito no controle da pronção/supinação durante a marcha. O uso da calcanheira produziu efeito dinâmico significativo sobre a pronção/supinação apenas na fase propulsiva da marcha.

AGRADECIMENTOS

A CAPES e ao CNPq pelas bolsas de doutorado institucionais das alunas Ana Francisca Rozin Kleiner e Aline Araujo do Carmo.

REFERÊNCIAS

1. Hamill J, Knutzen K. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole; 2008.
2. Kitaoka HB, Lundberg A, Luo ZP, An KN. Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading. *Foot Ankle Int.* 1995;16(8):492-9.
3. Teixeira LF, Olney SJ. Anatomia funcional e biomecânica das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társica. *Rev Fisioter Univ São Paulo.* 1997;4(2):50-65.
4. Bricot B. *Posturologia*. 3 ed. São Paulo: Ícone; 1999.
5. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2 ed. Waterloo: University of Waterloo; 1991.
6. Katoh Y, Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(177):23-33.
7. Minns RJ, Craxford AD. Pressure under the forefoot in rheumatoid arthritis. A comparison of static and dynamic methods of assessment. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;(187):235-42.
8. Oliveira GS, Greve JMD, Imamura M, Bolliger Neto R. Interpretação das variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. *Rev Hosp Clin Fac Med Univ São Paulo.* 1998;53(1):16-20.
9. Stokes IA, Hutton WC, Stott JR, Lowe LW. Forces under the hallux valgus foot before and after surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;(142):64-72.
10. Veves A, Van Ross ER, Boulton AJ. Foot pressure measurements in diabet(7):905-7.
11. Oatis CA. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Phys Ther.* 1988;68(12):1815-21.
12. Nigg BN. *Biomechanics of running shoes*. Champaign: Human Kinetics; 1986.

13. Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 1987;19(2):148-56.
14. Robbins SE, Waked E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Arch Phys Med Rehab.* 1997;78(12):463-7.
15. Shorten MR, Mientjes M. The effects of shoe cushioning on impact force during running. *Dunedin: University of Otago;* 2003.
16. Cavanagh PR, Williams KR, Clarke TE. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. *Baltimore: University Park;* 1981. p. 151-6.
17. Birrell SA, Hooper RH, Haslam RA. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture.* 2007;26(4):611-4.
18. Sacco ICN, Tessutti VD, Aliberti S, Hamamoto AN, Gomes DR, Costa MSX. Força reação do solo durante a marcha com uso do tênis e sandália plataforma. *Fisio Mov.* 2007;20(3):55-62.
19. Mann RA, Hagy JL. The function of the toes in walking, jogging and running. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;(142):24-9.
20. Sneyers CJ, Lysens R, Feys H, Andries R. Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot Ankle Int.* 1995;16(10):624-32.
21. Vianna DL, Greve JMD. Relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação do solo. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(3):339-45.