



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Tartaruga Peyré, Leonardo Alexandre; Tartaruga Peikriszwili, Marcus; Black Lovis, Gabriela;
Coertjens, Marcelo; Ribas Rossato, Leonardo; Kruel Martins, Luiz Fernando
Comparação do ângulo da articulação subtalar durante velocidades submáximas de corrida
Acta Ortopédica Brasileira, vol. 13, núm. 2, 2005, pp. 57-60
Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713201>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Comparação do ângulo da articulação subtalar durante velocidades submáximas de corrida

Comparison of the subtalar joint angle during submaximal running speeds

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA¹, MARCUS PEIKRISZWILI TARTARUGA², GABRIELA LOVIS BLACK³, MARCELO COERTJENS⁴, LEONARDO ROSSATO RIBAS⁵, LUIZ FERNANDO MARTINS KRUEL⁶

RESUMO

O objetivo foi descrever o comportamento da pronação máxima (PM), da velocidade máxima de pronação (VP) e do cruzamento linear (CL) dos pés direito e esquerdo, de 23 corredores de rendimento, durante corrida em esteira rolante, em velocidades de 11 e 13 km·h⁻¹ para mulheres e, 14 e 16 km·h⁻¹ para homens, relacionadas a uma média de 70% e 75% do consumo máximo de Oxigênio (VO_{2max}). A análise estatística (Teste T de Students para amostras dependentes e independentes, com p<0,05), demonstrou que, com o aumento da intensidade submáxima de corrida, houve um aumento significativo na PM e, com aumento da velocidade linear de corrida, houve um aumento significativo na VP. Em relação ao CL, acreditamos que este esteja influenciado pela técnica de corrida imposta pelo corredor.

Descritores: Articulação subtalar; Pronação; Pé.

SUMMARY

The objective was to describe the behavior of the maximum pronation (MP), of the maximum pronation speed (PS) and of the linear crossover (LC) of the right and left feet of 23 distance runners during treadmill running, at speeds ranging from 11 to 13 km·h⁻¹ for female athletes and from 14 to 16 km·h⁻¹ for male athletes, related to a average of 70% - 75% of the maximum aerobic power (VO_{2max}). The statistical analysis (Student's T-Test for dependent and independent samples, p<0.05) showed that, by increasing submaximal running power, there was a significant increase on MP, and by increasing running linear speed, the PS was significantly higher. Regarding LC, we believe that this is biased by the running technique used by each runner.

Keywords: Subtalar joint; Pronation; Foot.

INTRODUÇÃO

Durante as últimas décadas, o estudo da marcha humana tem se difundido consideravelmente entre os diversos centros de pesquisas esportivas⁽¹⁾. Muitas pesquisas foram desenvolvidas com o objetivo de estudar a relação entre atividade física e lesão⁽²⁾, principalmente lesões referente à corrida^(3,4).

Estudos relacionando o comportamento do ângulo da articulação subtalar e o tipo de calçado utilizado no transcorrer da corrida, têm obtido importância significativa na busca de uma melhor compreensão das lesões referentes ao quadril, joelho, tornozelo e pé^(2,5).

As causas prováveis de lesões por uso excessivo em desportistas, principalmente corredores, podem ser atribuídas a fatores extrínsecos e intrínsecos (anatômicos)⁽²⁾. Entre os fatores extrínsecos, erros de treinamento foram associados em grande percentagem (60%) com lesões em corredores⁽²⁾. O erro de treinamento mais comum foi o excessivo volume, seguido pelo treinamento em lugares inapropriados (pisos duros e elevações).

Por outro lado, vários fatores anatômicos ou intrínsecos têm sido relacionados com lesões em corredores por uso excessivo, porém existe uma falta de dados relacionando variações específicas estruturais ou funcionais dos mecanismos de lesões por uso excessivo⁽³⁾.

Atualmente, afirma-se que a etiologia destas lesões é multifatorial e diversa⁽⁶⁾. Pequenas anormalidades, sem consequências em outros esportes, podem se tornar um fator significativo no desenvolvimento de lesões em corredores de distância devido à força de impacto existente, principalmente no primeiro contato do pé com o solo, equivalente a duas ou três vezes o peso corporal, numa frequência média de passada de 70 a 100 passos/minuto. Uma porção da força de impacto é diminuída através de calçados esportivos, enquanto que o restante é transmitido para as estruturas anatômicas. Desta forma, a combinação de cargas cumulativas de impacto e desvios nas estruturas anatômicas podem contribuir para a incidência de lesões por uso excessivo em corredores profissionais. Um caso muito comum é o da excessiva pronação do pé (Figura 1), entendida como

Trabalho realizado na Escola de Educação Física – ESEF / UFRGS, Laboratório de Pesquisa do Exercício – LAPEX, Jardim Botânico, Porto Alegre / RS.

Endereço para correspondência: Escola de Educação Física – ESEF / UFRGS, Laboratório de Pesquisa do Exercício – LAPEX / CENESP, Rua Felizardo, 750, Jardim Botânico, Porto Alegre / RS. CEP: 90690 / 200. E-mail: peyre@brturbo.com, mtartaruga@bol.com.br, lkruel@adufgrs.ufrgs.br

1. Professor de graduação da ESEF/UFRGS, Professor de graduação da FACOS, Professor de graduação da FSG
2. Acadêmico de Educação Física da ESEF/UFRGS, Bolsista de Iniciação Científica do BIBIC/CNPq
3. Mestranda em Ciências do Movimento Humano da ESEF/UFRGS, Fisioterapeuta formada pelo IPA
4. Mestrando em Ciências do Movimento Humano da ESEF/UFRGS
5. Licenciado em Educação Física pelo IPA, Técnico de Atletismo da Sociedade Ginástica Porto-Alegrense
6. Professor de graduação e pós-graduação da ESEF/UFRGS, Coordenador do GPAA/UFRGS

Trabalho recebido em: 30/07/04 aprovado em 02/02/05

sendo a eversão, a dorso-flexão e a abdução do pé, que ocorrem respectivamente nos planos frontal, sagital e transversal⁽⁷⁾. Afirmam existir uma relação causal de hiperpronação e lesões por uso excessivo, porém o mecanismo da correlação entre hiperpronação e lesões ainda não é bem definido⁽⁸⁾. O valor máximo de pronação geralmente é alcançado por volta de 45% do período da fase de apoio. Este valor é influenciado, principalmente, pela velocidade linear de corrida⁽⁹⁾, bem como pelos desequilíbrios musculares e/ou lassidão ligamentar, provocando alterações na altura dos maléolos (valgo ou varo)⁽⁷⁾ e, pela técnica de corrida imposta pelo corredor, verificada através do cruzamento linear de ambos os pés em relação à coluna lombar⁽¹⁰⁾. Por volta dos 75% do período de suporte há um aumento significativo na taxa de re-supinação. De acordo com alguns autores⁽⁸⁾, uma certa quantidade de pronação é necessária para atenuar as forças de impacto.

Entretanto, a hiperpronação não é a única variável relacionada com as lesões por uso excessivo⁽⁴⁾. A velocidade máxima de pronação possui importância relevante devido ao fato de já existirem estudos comprovando a relação da velocidade máxima de pronação e lesões por uso excessivo, principalmente em situação de exaustão. Alguns estudos descrevem a importância do grau de desaceleração do pé (amortecimento), principalmente no primeiro contato do pé com o solo, para tentarem explicar os mecanismos das lesões relacionadas à corrida^(10,11). Porém, a falta de outros estudos descrevendo a influência da velocidade de corrida e intensidade de esforço com a velocidade máxima de pronação, ao longo da fase de suporte da corrida, para a prevenção de lesões, não permitem maiores esclarecimentos a respeito do assunto. Outro fator possivelmente interveniente no comportamento da pronação máxima e velocidade máxima de pronação é o gênero, pois existem evidências que demonstram modificações na técnica de corrida entre homens e mulheres corredores⁽¹²⁾.

Desta forma, o estudo teve como objetivo descrever o comportamento da pronação máxima, da velocidade máxima de pronação e do cruzamento linear de ambos os pés em relação a coluna lombar em diferentes intensidades submáximas de corrida e velocidades lineares de corrida, para o sexo masculino e feminino.

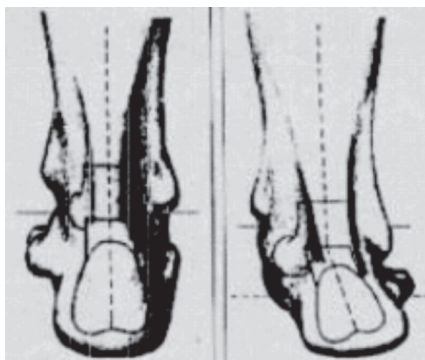


Figura 1 - Pronação excessiva da articulação subtalar.

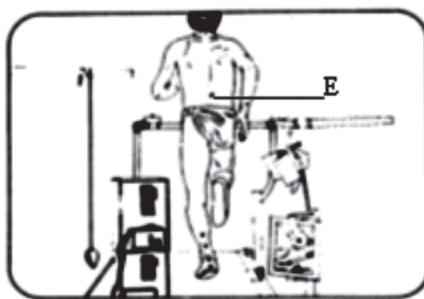


Figura 2 - Plano frontal posterior.



Figura 3 - Imagem detalhada das pernas.

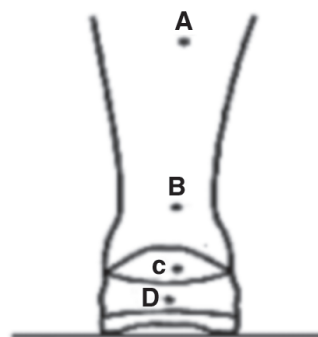


Figura 4 - Pontos anatômicos:
(a) Ponto ascendente do gastrocnêmio
(b) Ponto descendente do gastrocnêmio
(c) Ponto do tornozelo
(d) Ponto do calcanhar

METODOLOGIA

Foram analisados 23 indivíduos, atletas de rendimento, integrantes da Sociedade Ginástica Porto Alegre - SOGI-PA, divididos em dois grupos: 16 homens (idade: 29 ± 9 anos; $VO_{2\text{máx}}$: $50,9 \pm 6,0$ $\text{ml kg}^{-1} \text{min}^{-1}$) e 7 mulheres (idade: 26 ± 14 anos; $VO_{2\text{máx}}$: $42,5 \pm 5,7$ $\text{ml kg}^{-1} \text{min}^{-1}$). Para cada grupo estipulou-se, a partir de um teste de $VO_{2\text{máx}}$ ⁽²⁾, as velocidades submáximas de corrida (11 e 13 km h^{-1} para mulheres e 14 e 16 km h^{-1} para homens), relacionadas a uma média de 70% e 75% do $VO_{2\text{máx}}$. Os indivíduos foram selecionados por voluntariedade, o que caracterizou a pesquisa como sendo quase-experimental, devido a não aleatoriedade na escolha da amostra e, todos assinaram um termo de consentimento, que está de acordo com as recomendações do ACSM (Colégio Americano de Medicina Esportiva, 1994).

Na semana subsequente, após determinação das velocidades submáximas de corrida, foi elaborado um teste de economia de corrida na qual os participantes da amostra tiveram que correr, durante 5 (cinco) minutos, nas respectivas velocidades para cada sexo (11 e 13 km h^{-1} para mulheres e 14 e 16 km h^{-1} para homens), perfazendo um total de 10 minutos de corrida para cada indivíduo. Durante o teste de economia de corrida, foi feita uma filmagem a 120 Hz, em um plano frontal, posterior ao corredor (Figuras 2 e 3). A câmera utilizada foi a Punix F4, e a mesma foi colocada a uma distância de 3 (três) metros do avaliado e a 1 (um) metro do solo. Dessa forma, filmou-se, durante 1 (um) minuto, a movimentação da parte posterior de ambos os pés, bem como o ponto da coluna lombar (Figuras 2 e 3), nas velocidades correspondentes. Em seguida, utilizou-se o sistema computacional Peak Performance, versão 5.3.3 para a digitalização automática dos pontos anatômicos. Para a decodificação dos dados, foi feita a análise residual proposta por Winter⁽¹³⁾, onde decidiu-se utilizar o filtro Butterworth com frequência de corte (Cut-off) de 9 Hz.

Neste estudo, decidiu-se adotar o conceito de economia de corrida proposto por Daniels e Daniels⁽¹⁴⁾ da qual definem economia de corrida como sendo a relação entre o consumo de oxigênio (VO_2) e a velocidade de corrida (v) ou seja, o dispêndio de energia pelo trabalho realizado.

As nomenclaturas dos marcadores anatômicos utilizados neste estudo

(7 marcadores no plano frontal posterior) foram retiradas, entre outras, das recomendações propostas em 2002 pela Standardization and Terminology Committee (STC) da International Society of Biomechanics (ISB). A escolha dos pontos anatômicos teve como base os estudos feitos por Edington, Frederick e Cavanagh⁽³⁾. Os marcadores anatômicos foram distribuídos da seguinte forma (Figuras 2, 3 e 4): 2 (dois) pontos na parte posterior de ambos os pés (denominados, respectivamente, de calcanhar (D) e tornozelo (C)), 1 (um) ponto localizado a 1/3 da porção distal do músculo gastrocnêmio da perna esquerda (B), 1 (um) ponto no nível da origem do músculo gastrocnêmio da perna esquerda (A) e, 1 (um) ponto na coluna lombar (E), da qual serviu como referencial linear para os pontos dos calcanhares de ambos os pés, no que se refere ao cálculo do cruzamento linear (horizontal) destes pontos em relação ao ponto referencial (Figura 5). A fixação dos pontos anatômicos foi feita com a utilização de uma fita reflexiva e o auxílio de um prumo, onde se procurou restringir o erro de posição vertical dos respectivos pontos.

Todos os indivíduos utilizaram calçados esportivos da mesma marca e datas próximas de fabricação, o que deu mais confiabilidades nos resultados encontrados.

Efetuu-se a estatística descritiva, o teste de K-S (Lilliefors) e o teste T de Student para amostras dependentes e independentes, todos com $p < 0,05$. O pacote estatístico utilizado foi o SPSS "Statistical for Social Sciences Software", versão 10.0.

APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Analisando-se o comportamento da pronação máxima formado pela articulação subtalar, através do método de 2 (dois) pontos⁽⁶⁾, não se encontraram diferenças significativas entre o pé esquerdo e o pé direito dos indivíduos, em ambos os sexos. O mesmo resultado foi verificado por Wit, Clercq e Lenoir⁽⁹⁾ da qual encontraram comportamentos semelhantes nos valores de pronação máxima entre os pés direito e esquerda dos indivíduos avaliados. Sendo assim, resolveu-se analisar o comportamento da perna esquerda de cada indivíduo.

Verificou-se que a pronação máxima (PM) aumentou significativamente ($p < 0,05$) dos 11 km.h⁻¹ para os 13 km.h⁻¹ (5,87 \pm 4,66 graus para 9,44 \pm 5,15 graus) nas mulheres, bem como dos 14 km.h⁻¹ para os 16 km.h⁻¹ (6,79 \pm 4,01 graus para 9,69 \pm 3,14 graus) nos homens (Gráfico 1).

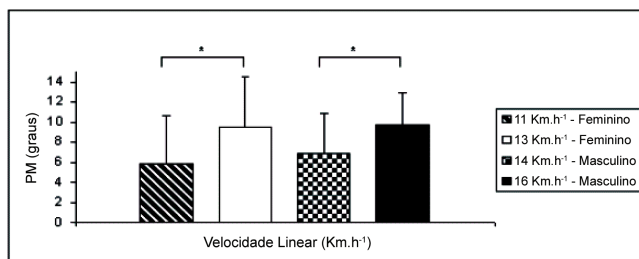


Gráfico 1 - Média e desvios-padrões dos valores de pronação máxima nas velocidades de 11 e 13 km.h⁻¹ para as mulheres e 14 e 16 km.h⁻¹ para os homens. * $p < 0,05$.

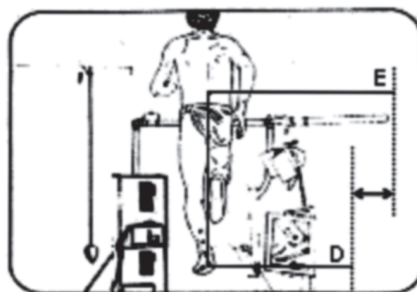


Figura 5 - Cruzamento linear da perna esquerda.

A máxima velocidade de pronação (VP) (Gráfico 2) também aumentou significativamente ($p < 0,05$) nas respectivas velocidades (202,58 \pm 54,38 graus/s para 278,42 \pm 74,33 graus/s nas mulheres e 226,48 \pm 55,63 graus/s para 303,90 \pm 69,54 graus/s nos homens).

Tanto o aumento dos valores de pronação máxima, como o aumento dos valores de velocidade máxima de pronação se devem ao acréscimo da velocidade linear de corrida, para homens e mulheres separadamente.

Entretanto, não houve diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) nos valores de pronação máxima entre homens e mulheres, quando comparados numa mesma intensidade submáxima de corrida (70% e 75% do VO_{2max}), o que nos leva a acreditar que o aumento da pronação máxima está relacionado ao aumento da intensidade de esforço (VO_2). Estes resultados corroboram com os achados de Gheluwe e Madsen⁽⁴⁾, da qual demonstraram que o aumento da pronação, bem como da supinação, estão diretamente ligados a intensidade de esforço e não ao aumento do comprimento de passada, conseqüentemente, ao aumento da velocidade linear de corrida. Contudo, a influência da intensidade de esforço não foi determinante no comportamento da velocidade máxima de pronação, enquanto que a velocidade linear influenciou significativamente ($p < 0,05$) no comportamento desta variável.

Contrariamente à existência de diferenças significativas nos valores de pronação máxima e velocidade máxima de pronação, não foram observadas diferenças significativas ($p > 0,05$) no cruzamento linear entre as velocidades lineares de corrida para cada sexo (Gráficos 3 e 4). Entretanto, foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre os pés (esquerdo e direito) para cada sexo, o que demonstra haver uma tendência de cruzamento da perna esquerda em relação ao plano sagital mediano do indivíduo (0,35 \pm 4,20 cm (perna esquerda) e 3,97 \pm 0,81 cm (perna direita) em 11 km.h⁻¹ e - 0,27 \pm 4,88 cm (perna esquerda) e 4,52 \pm 2,39 cm (perna direita) em 13 km.h⁻¹, nas mulheres (Gráfico 3) e, - 0,29 \pm 3,89 (perna esquerda) e 5,07 \pm 2,22 cm (perna direita) em 14 km.h⁻¹ e - 0,29 \pm 2,20 cm (perna esquerda) e 4,70 \pm 2,49 cm (perna direita) em 16 km.h⁻¹, nos homens (Gráfico 4)). Essa tendência pode estar relacionada com a inclinação lateral do tronco, da qual, conseqüentemente, está relacionada com a técnica de corrida imposta pelo corredor, resultado do treinamento em pistas de atletismo que possuem inclinações despercebíveis⁽¹⁰⁾. Deste modo é possível afirmar que a oscilação lateral do tronco não sofre influência da veloci-

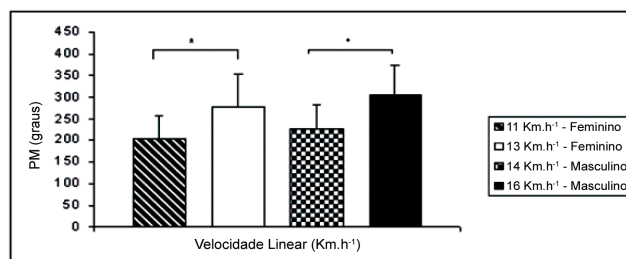


Gráfico 2 - Média e desvios-padrões dos valores de velocidade máxima de pronação nas velocidades de 11 e 13 km.h⁻¹ para as mulheres e 14 e 16 km.h⁻¹ para os homens. * $p < 0,05$.

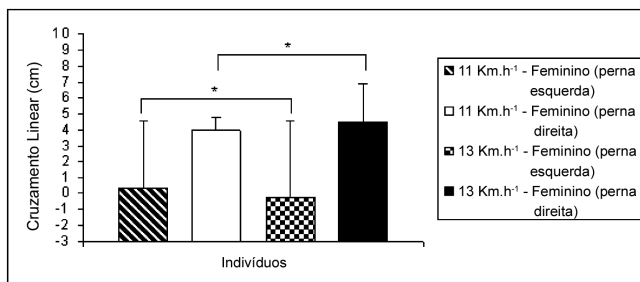


Gráfico 3 - Média e desvios-padrões dos valores do cruzamento linear da perna direita e esquerda nas velocidades de 11 e 13 km.h⁻¹ para o sexo feminino. * $p < 0,05$.

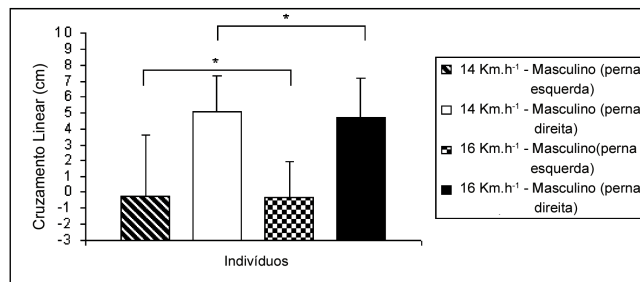


Gráfico 4 - Média e desvios-padrões dos valores do cruzamento linear da perna direita e esquerda nas velocidades de 14 e 16 km.h⁻¹ para o sexo masculino. * $p < 0,05$.

dade linear de corrida, dentro dos parâmetros analisados neste estudo.

CONCLUSÃO

O presente estudo constatou que as variáveis angulares (pronação máxima e velocidade máxima de pronação) estão diretamente relacionadas com a velocidade linear da corrida. Além disso, constatou-se que indivíduos de diferentes sexos, a uma intensidade de esforço semelhante (taxa de consumo de O_2 semelhante), tendem a apresentar um comportamento semelhante na pronação máxima, uma vez que não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre as velocidades de 11 km.h⁻¹ (para mulheres) e 14 km.h⁻¹ (para homens), correspondentes a 70% do $VO_{2máx}$, bem como entre 13 km.h⁻¹ (para mulheres) e 16 km.h⁻¹ (para homens), correspondentes a 75% do $VO_{2máx}$. Sendo assim, podemos concluir que o aumento da pronação máxima está relacionado à intensidade de esforço (VO_2), e que

a velocidade máxima de pronação, a velocidade linear de corrida, o que nos leva a acreditar que a intensidade de esforço pode ser uma variável determinante no número de lesões decorrentes a corrida. Em contrapartida, não se verificou uma mudança no comportamento dos valores do cruzamento linear de ambos os pés, para cada sexo, com o aumento da velocidade linear de corrida e sim, uma tendência de cruzamento da perna esquerda em relação ao plano sagital mediano do indivíduo, o que nos permite dizer que a oscilação do tronco está, provavelmente, relacionada à técnica de corrida e a estabilidade do indivíduo em situações de esforço, e não dependentes da velocidade linear de corrida, nos parâmetros analisados.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq e ao Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pelo apoio financeiro e instrumental necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Conley DL, Krahenbuhl GS. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1980; 12:357-360.
- James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. *Am J Sports Med* 1978; 6: 40-50.
- Edington CJ, Frederick EC, Cavanagh PR. Rearfoot motion in distance running. In: Cavanagh PR., ed. *Biomechanics of distance running*. Illinois: Human Kinetics Books; 1990. p.135-164.
- Gheluwe BV, Madsen C. Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *J Appl Biomech* 1997; 13:66-75.
- Ferrandis R, García AC, Ramiro J, Hoyos JV, Vera P. Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. *J Appl Biomech* 1994; 10:28-42.
- Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 1635-1641.
- Kapandji J. Membros inferiores. In: *Fisiologia articular*. Tradução de Maria A. Madail. São Paulo: Manole, 1980.
- Hamill J, Bates BT, Holt KG. Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 807-813.
- Wit BD, Clercq DD, Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact force and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biomech* 1995; 11: 395-406.
- Tartaruga LAP, Black GL, Coertjens M, Tartaruga MP, Krue LFM. Movimento da parte posterior do pé em corredores fundistas e velocistas. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2001. p. 64-70.
- Hargrave MD, Garcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *J Athl Train* 2003; 38:18-23.
- Ferber R, Davis IM, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003; 18:350-357.
- Winter DA. Processing of raw kinematic data. In: *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York: John Wiley; 1990. p.29-45.
- Daniels J, Daniels, N. Running economy of elite male and elite female runners. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24:483-489.
- Cavanagh PR. The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle* 1987; 7:197-217.