

COMPARAÇÃO DE PROTOCOLOS PARA DETERMINAÇÃO DO ÂNGULO DE PRONAÇÃO SUBTALAR

COMPARISON OF PROTOCOLS FOR DETERMINING THE SUBTALAR JOINT ANGLE

MARCUS PEIKRISZWILI TARTARUGA¹, EDUARDO LUSA CADORE¹, CRISTINE LIMA ALBERTON¹, EDUARDO NABINGER², LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ-TARTARUGA¹, ALUÍSIO OTÁVIO VARGAS ÁVILA², LUIZ FERNANDO MARTINS KRUEL¹

RESUMO

Introdução: Muitos estudos têm analisado a máxima pronação subtalar sem preocupações na escolha do modelo de determinação dessa variável. **Objetivo:** Comparar a máxima pronação subtalar e o seu momento de ocorrência durante a fase de suporte, determinados a partir de dois modelos matemáticos compostos de dois e quatro pontos de referência, respectivamente. **Metodologia:** Dezesesseis corredores participaram de dois testes de economia de corrida em esteira rolante, nas velocidades de 16 e 17 km.h⁻¹. **Resultados:** Houveram diferenças significativas no consumo de oxigênio entre as velocidades adotadas, contrário aos valores de máxima pronação subtalar e de seus momentos de ocorrência que não apresentaram diferenças significativas entre as velocidades, independente do modelo matemático adotado. Comparando-se os dois modelos matemáticos, os valores de máxima pronação subtalar apresentaram diferenças significativas, independentemente da velocidade. Em contrapartida, os momentos de ocorrências da máxima pronação subtalar não apresentaram diferenças significativas. **Conclusão:** A medida da máxima pronação subtalar é influenciada pelo modelo matemático adotado. Entretanto, o momento de ocorrência da máxima pronação subtalar ao longo da fase de suporte independe do modelo.

Descritores: Pronação. Articulação subtalar. Corrida.

ABSTRACT

Introduction: Many studies have analyzed the maximum subtalar pronation without any concern over the choice of model for determining this variable. **Objective:** To compare the maximum subtalar pronation and its moment of occurrence during the stance phase, determined based on two mathematical models consisting of two and four reference points, respectively. **Method:** Sixteen runners participated in two running economy tests on a treadmill at speeds of 16 and 17 km.h⁻¹. **Result:** The study showed significant differences in oxygen consumption between the speeds adopted, contrary to the values of maximum subtalar pronation and their moments of occurrence, which did not show any significant differences between the speeds, regardless of the mathematical model adopted. Comparing the two mathematical models, the values of maximum subtalar pronation showed significant differences, regardless of speed. However, the moments of occurrence of maximum subtalar pronation showed no significant differences. **Conclusion:** The measure of maximum subtalar pronation is influenced by the mathematical model adopted. However, the moment of occurrence of maximum subtalar pronation during the stance phase is independent of the model.

Keywords: Pronation. Subtalar joint. Running.

Citação: Tartaruga MP, Cadore EL, Alberton CL, Nabinger E, Tartaruga LAP, Ávila AOV et al. Comparação de protocolos para determinação do ângulo de pronação subtalar. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2010; 18(3):122-6. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>

Citation: Tartaruga MP, Cadore EL, Alberton CL, Nabinger E, Tartaruga LAP, Ávila AOV et al. Comparison of protocols for determining the subtalar joint angle. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2010; 18(3):122-6. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>

INTRODUÇÃO

Durante as últimas décadas, o estudo da marcha humana tem se difundido consideravelmente entre os diversos centros de pesquisas esportivos.¹ Muitas pesquisas foram desenvolvidas com o objetivo de estudar a relação entre atividade física e lesão, principalmente lesões referente à corrida.² Estudos relacionando o comportamento do ângulo da articulação subtalar (pronação subtalar) e o tipo de calçado utilizado no trans-

correr da corrida, têm obtido importância significativa na busca de uma melhor compreensão das lesões referentes ao quadril, joelho, tornozelo e pé.²

Está bem difundido na literatura que a pronação excessiva da articulação subtalar do pé (Figura 1), entendida como sendo a eversão, a dorso-flexão e a abdução do pé, que ocorrem respectivamente nos planos frontal, sagital e transversal, possui forte relação com lesões articulares, principalmente dos membros inferiores.³

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

1 – Laboratório de Pesquisa do Exercício – ESEF/UFRGS, Porto Alegre, RS, Brasil

2 – Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos, Novo Hamburgo, RS, Brasil

O trabalho foi desenvolvido no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos, Novo Hamburgo, RS, Brasil

Endereço para correspondência: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Laboratório de Pesquisa do Exercício, Rua Felizardo, 750, CEP: 90690-200, Porto Alegre, RS, Brasil. E-mail: mtartaruga@bol.com.br

Trabalho recebido em 18/02/08, aprovado em 20/09/08

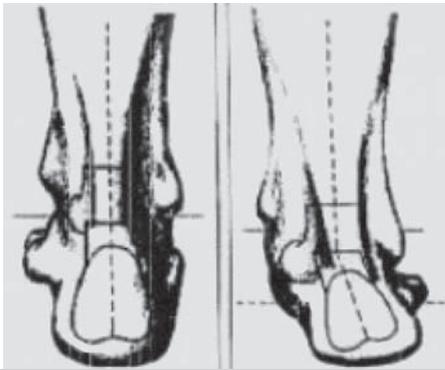


Figura 1 – Pronação excessiva da articulação subtalar

O valor máximo de pronação subtalar, geralmente alcançado entre 20 e 40% do período da fase de suporte (Figura 2), é influenciado, principalmente, pela velocidade linear de corrida, pelo desequilíbrio muscular e/ou lassidão ligamentar e pela técnica de corrida imposta pelo corredor.^{3,4}

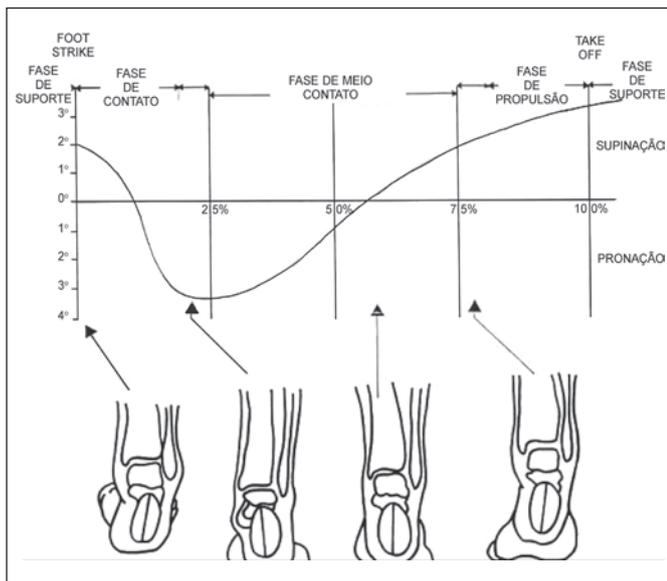


Figura 2 – Movimento da parte posterior do pé durante a fase de suporte.

Basicamente são dois os modelos matemáticos utilizados pela literatura para a determinação da pronação subtalar. O primeiro modelo consiste na utilização de dois pontos de referência, ambos localizados no calçado do sujeito: marcador 1 (M1), localizado na borda inferior do calçado, acima da sola e, marcador 2 (M2), localizado no centro da borda superior do calçado, em cima do tendão de Aquiles. Neste modelo, a pronação subtalar pode ser determinada através do ângulo formado entre o segmento M1-M2 (S1) e o eixo vertical y ou entre o S1 e o eixo paralelo à sola do calçado. (Figura 3a) Podemos citar como exemplo de utilização deste modelo matemático o estudo de Ferrandis *et al.*⁵

Já o segundo modelo consiste na utilização de quatro pontos de referências, distribuídos da seguinte forma: marcadores M1 e M2, os mesmos do modelo anterior, marcador 3 (M3), localizado na origem do tendão de Aquiles, e marcador 4 (M4), localizado na

origem do músculo gastrocnêmio. A pronação subtalar é determinada pelo ângulo formado entre os segmentos S1 e S2 (M3-M4) (Figura 3b). Podemos citar como exemplo de utilização deste modelo matemático o estudo de Wit *et al.*⁶

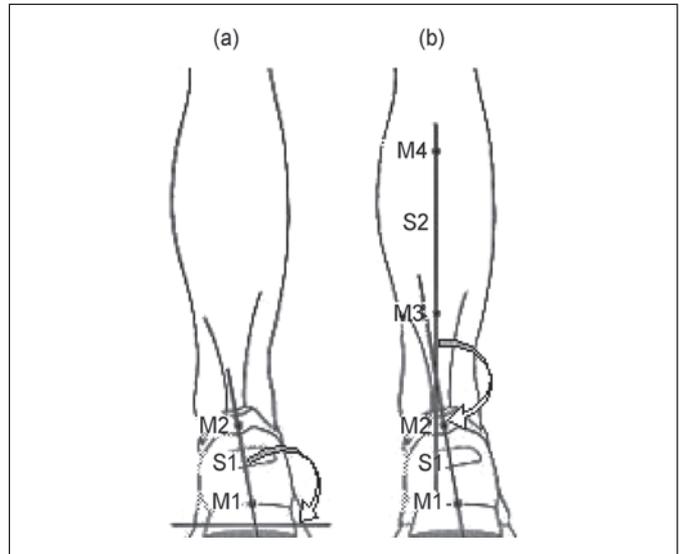


Figura 3 – Modelos matemáticos de dois (a) e quatro (b) pontos para o cálculo da pronação subtalar

Apesar de ambos os modelos serem amplamente utilizados no cálculo do ângulo da articulação subtalar, nenhum estudo foi desenvolvido comparando os valores absolutos de máxima pronação subtalar e seus momentos de ocorrência durante a fase de suporte, determinados por ambos os métodos. Dessa forma, teve-se por objetivo comparar os valores absolutos de máxima pronação subtalar e seus momentos de ocorrência durante a fase de suporte, determinados por ambos os métodos, em duas velocidades submáximas de corrida.

METODOLOGIA

A amostra foi composta por 16 indivíduos ativos, atletas de fundo (10.000 m), selecionados de forma não aleatória, por voluntariedade, inscritos na Federação de Atletismo do Estado do Rio Grande do Sul - FAERGS, isentos de problemas físicos e de tratamento farmacológico.

Para o presente estudo, calculou-se o número amostral (n) com base nos estudos de Tartaruga *et al.*⁷ e Williams e Cavanagh⁸, através do programa *Computer Programs for Epidemiologic Analyses* – PEPI, adotando-se um nível de significância de 0,05, um poder de 80% e um coeficiente de correlação (r) de 0,7. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade federal do Rio Grande do Sul (Nº 2007716).

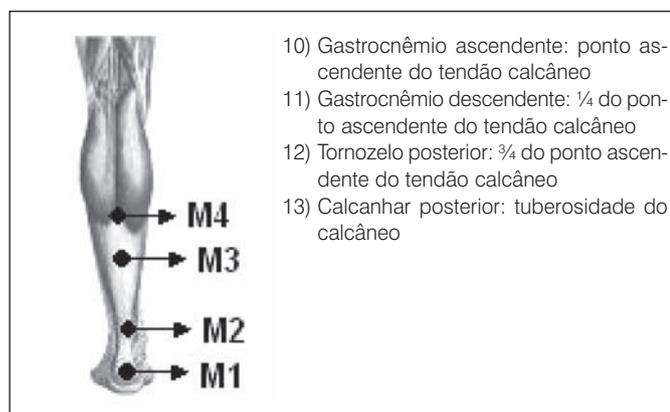
As coletas de dados foram desenvolvidas no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefato – IBTeC, utilizando-se uma esteira rolante da marca *Movement* (RT250), um analisador de gases portátil da marca *Aerosport* (KB1-C) conectado a um microcomputador *Pentium II* 200 MHz, uma filmadora *Punix Progressive Scan* com frequência de amostragem 120 quadros por segundos, uma balança e um estadiômetro da marca *Filizola*, uma fita métrica *Starrett* e um compasso de dobras cutâneas *Caliper*.

Primeiramente, foi realizada a mensuração dos dados de massa corporal, estatura, comprimento de perna e percentual de gordura corporal (%G) por meio da utilização da balança, do estadiômetro, da fita métrica e do compasso de dobras cutâneas. Para essas medidas, os indivíduos estavam descalços, vestidos de um calção ou sunga. A medida do comprimento de perna foi feita em ambas as pernas, calculando a distância entre o trocanter maior do fêmur e o solo. Os calçados foram pesados separadamente. O percentual de gordura corporal foi calculado por meio da fórmula de Siri⁹.

Para o cálculo da densidade corporal foi utilizada a equação desenvolvida por Jackson e Pollock¹⁰, validada por Petroski¹¹, para homens com idade entre 18 e 61 anos.

As medidas de dobras cutâneas e perímetros foram avaliadas por um profissional de Educação Física com experiência em avaliações antropométricas.

Em seguida, foi feita a fixação dos pontos anatômicos. A escolha dos pontos anatômicos teve como base os estudos feitos por Ferrandis *et al.*⁵ e Wit *et al.*⁶ A nomenclatura dos marcadores anatômicos utilizados neste estudo (4 no plano frontal posterior da perna esquerda) foi retirada, entre outras, das recomendações feitas por Wu *et al.*¹² Os marcadores anatômicos foram distribuídos conforme a Figura 4.



- 10) Gastrocnêmio ascendente: ponto ascendente do tendão calcâneo
- 11) Gastrocnêmio descendente: ¼ do ponto ascendente do tendão calcâneo
- 12) Tornozelo posterior: ¾ do ponto ascendente do tendão calcâneo
- 13) Calcanhar posterior: tuberosidade do calcâneo

Figura 4 – Vista posterior da perna esquerda

Por último, foram colocados os acessórios correspondentes a ergoespirometria. Foi utilizado um pneumotacógrafo, com variação de 10 a 120 l.min⁻¹ para fluxo médio, acoplado a uma máscara de neoprene e ao analisador de gases.

Previamente ao início dos testes o equipamento foi calibrado através de gases com concentrações conhecidas e foi realizada uma calibração de volume para cada faixa de volume medida. Durante a sessão de coletas, entre cada teste foi realizada uma calibração automática com base nos valores de gases ambientes. Após a calibração, foram inseridos os valores pessoais e o valor da pressão barométrica, conforme a solicitação do equipamento.

Posteriormente à fase de preparação, os indivíduos ficaram em repouso parados em cima do tapete rolante até que fosse verificado uma taxa de troca respiratória (RER) menor que 0,95. Após esse período, a esteira era ligada e a velocidade aumentada, progressivamente, até 10 km.h⁻¹, onde era mantida durante 2 minutos com o objetivo de aquecimento e adaptação. Em seguida, os indivíduos começavam a correr a 16 Km.h⁻¹ durante os primeiros 6 minutos de corrida e, posteriormente, a 17 km.h⁻¹ por mais 6 minutos, totalizando 12 minutos de corrida. Essas velocidades

corresponderam a 10% e 5% da velocidade média no limiar anaeróbio do grupo analisado.

Os valores referentes à ergoespirometria foram armazenados desde o repouso até o final do teste ergométrico, de forma instantânea, em um microcomputador por meio da utilização do *software Aerograph*. A magnitude do ângulo da articulação subtalar foi registrada nos últimos dois minutos de corrida em cada velocidade através da utilização do sistema de cinemetria *Spica*. Foi feita uma filmagem de 15 s no plano frontal posterior utilizando-se uma câmera digital. A filmadora foi colocada a uma distância aproximada de três metros do avaliado e a um metro do solo.

Durante as coletas de dados, a temperatura e a umidade ambiente foram controladas por um sistema de climatização. A temperatura ambiente manteve-se em 25 °C e a umidade em 53%, conforme as normas internacionais ISO-8573-1.

Todos os corredores foram instruídos a utilizarem seus próprios calçados de treino, emborrachados e sem pregos.

Terminada a fase de coleta de dados, iniciou-se a fase de tratamento de dados. Foram analisados três ciclos de passadas, a partir da terceira passada, com início no quarto e décimo minutos de corrida.

Os valores de consumo submáximo de oxigênio (VO_{2submáx}) foram exportados para uma planilha do *Microsoft Excel*, versão XP, na qual se determinou o valor de economia de corrida (ECO) de cada corredor a partir da média dos valores de consumo de oxigênio registrados nos últimos dois minutos de teste para cada velocidade. Entende-se com ECO o VO_{2submáx} em uma determinada velocidade submáxima de corrida.

As filmagens foram digitalizadas utilizando o *software Dvide*. A partir da digitalização manual e automática em duas dimensões (2D), foi calculada a máxima pronação da articulação subtalar utilizando-se dois modelos matemáticos que levam em consideração a existência de dois e quatro pontos anatômicos (Figura 5), através de duas rotinas desenvolvidas no *software Matlab*.

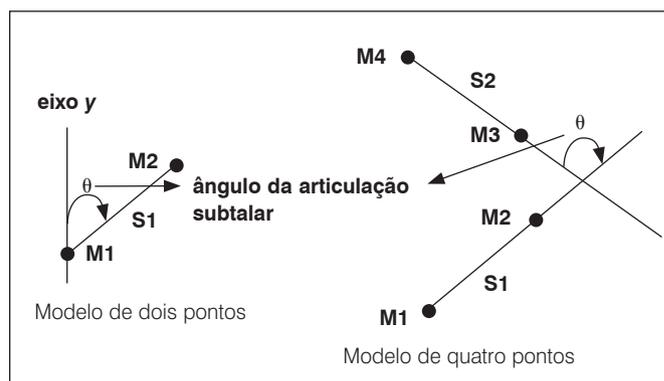


Figura 5 – Modelos matemáticos para o cálculo do ângulo da articulação subtalar

Para o tratamento estatístico, primeiramente, foi feito o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade dos dados. Como os dados de máxima pronação subtalar e de consumo submáximo de oxigênio, nas duas velocidades submáximas de corrida, apresentaram comportamento simétrico, foram adotados testes estatísticos paramétricos. Foi feita a análise descritiva com média e desvio-padrão e teste T de *Student* para amostras dependentes, com $p < 0,05$. O pacote estatístico utilizado foi o *Statistical for Social Sciences Software - SPSS*, versão 10.0.

RESULTADOS

A Tabela 1 refere-se aos dados de caracterização da amostra.

Tabela 1 – Caracterização da amostra: média, desvio-padrão (DP), valores mínimos e máximos das variáveis idade, massa corporal, estatura, comprimento de perna, densidade corporal, percentual de gordura corporal e desempenho em provas de 10.000 metros.

Variáveis	Média	DP	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	27,13	± 5,72	20,00	39,00
Massa corporal (kg)	64,52	± 5,88	53,10	76,30
Estatura (m)	1,74	± 0,08	1,64	1,85
Comprimento de perna (m)	0,82	± 0,04	0,76	0,92
Densidade corporal (g/ml)	1,08	± 0,00	1,07	1,08
Percentual de gordura corporal (%G)	9,11	± 1,48	6,84	11,76
Desempenho em 10.000m	0:32:40	±0:00:18	0:30:27	0:33:35

A massa média do calçado utilizado pela amostra foi de 220,31 gramas, com um desvio-padrão de ± 87,16 gramas.

Na Tabela 2 estão demonstradas as médias, os erros-padrões e os valores mínimos e máximos das variáveis consumo de oxigênio, ângulo máximo de pronação e momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de suporte, ambos calculados com a utilização de dois e quatro pontos, nas velocidades de 16 e 17 km.h⁻¹.

A análise estatística demonstrou haver diferenças significativas no consumo de oxigênio entre as velocidades adotadas, contraria-

Tabela 2 – Média, desvio-padrão (DP), valores mínimos e máximos das variáveis consumo de oxigênio, ângulo máximo de pronação e momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de suporte, ambos calculados com dois e quatro pontos, nas velocidades de 16 e 17 km.h⁻¹.

Variáveis	Média	DP	Mínimo	Máximo
16 km.h ⁻¹				
Consumo de oxigênio (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	43,7 ^a	± 3,52	36,0	49,3
Máxima pronação subtalar – 2 pts (graus)	2,5 ^a	± 4,44	-5,6	13,8
Máxima pronação subtalar – 4 pts (graus)	11,6	± 4,48	0,53	19,6
Momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de contato – 2 pts (%)	48,3	± 12,36	22,7	69,2
Momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de contato – 4 pts (%)	43,3	±10,80	22,7	58,3
17 km.h ⁻¹				
Consumo de oxigênio (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	45,9	± 3,88	36,2	52,5
Máxima pronação subtalar – 2 pts (graus)	2,6 ^b	± 4,76	-5,8	14,4
Máxima pronação subtalar – 4 pts (graus)	11,1	± 5,04	0,1	20,1
Momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de contato – 2 pts (%)	49,6	± 10,44	30,4	69,2
Momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de contato – 4 pts (%)	42,3	± 13,48	20,8	75,9

Nota: Asteriscos representam diferenças estatisticamente significativas entre as velocidades; letras representam diferenças estatisticamente significativas entre os dois modelos matemáticos para uma mesma velocidade (a para 16 km.h⁻¹ b para 17 km.h⁻¹) Valores negativos supinação subtalar. Índice de significância adotado de 0,05.

mente aos valores de máxima pronação subtalar e seus momentos de ocorrência que não apresentaram diferenças significativas entre as velocidades independente do modelo matemático adotado. Comparando-se os dois modelos matemáticos, os valores de máxima pronação subtalar apresentaram diferenças significativas, independentemente da velocidade. Em contrapartida, os momentos de ocorrências da máxima pronação subtalar ao longo da fase de suporte não apresentaram diferenças significativas.

DISCUSSÃO

Ferrandis *et al.*⁵ analisando a máxima pronação subtalar determinada através do método de dois pontos, não verificaram diferenças significativas entre os pés esquerdo e direito dos indivíduos, em ambos os sexos. O mesmo resultado foi verificado por Wit *et al.*⁶ da qual encontraram comportamentos semelhantes nos valores de máxima pronação subtalar entre os pés direito e esquerdo dos indivíduos avaliados, utilizando o método de quatro pontos. Sendo assim, resolveu-se analisar o comportamento da perna esquerda de cada indivíduo.

Analisando-se o consumo de oxigênio, verificou-se um aumento significativo com o aumento da velocidade de corrida. De acordo com Williams e Cavanagh⁸, Kyrolainen *et al.*¹³, Tartaruga *et al.*⁷ e Nummela *et al.*¹⁴, o consumo de oxigênio, influenciado diretamente pela velocidade de corrida, pode alterar, de forma significativa, a magnitude das variáveis biomecânicas da locomoção humana.

No nosso estudo, não verificamos aumento significativo na máxima pronação subtalar com o aumento da velocidade e do consumo de oxigênio, independente do modelo matemático utilizado. Tartaruga *et al.*³ verificaram que a máxima pronação subtalar aumentou significativamente dos 11 km.h⁻¹ para os 13 km.h⁻¹ (5,87 ± 4,66 graus para 9,44 ± 5,15 graus) nas mulheres, bem como dos 14 km.h⁻¹ para os 16 km.h⁻¹ (6,79 ± 4,01 graus para 9,69 ± 3,14 graus) nos homens, demonstrando, de forma contrária aos nossos achados, que provavelmente a velocidade de corrida influencia diretamente no comportamento do ângulo da articulação subtalar. Já Gheluwe e Madsen¹⁵ demonstraram que o aumento da máxima pronação, bem como da máxima supinação, estão diretamente ligados a intensidade de esforço e não ao aumento da velocidade linear de corrida. Eles adotaram as velocidades de 13,6 e 16,2 km.h⁻¹.

Provavelmente, as diferenças nos achados do nosso estudo em relação aos estudos citados anteriormente estejam relacionadas às velocidades de 16 e 17 km.h⁻¹. Apesar de ambas terem ocasionado diferenças estatisticamente significativas no consumo de oxigênio, possivelmente a diferença de velocidade não foi suficiente para resultar em mudanças significativas no comportamento angular da articulação subtalar, independente do modelo matemático utilizado. Fromme *et al.*¹⁶ destacam que apenas a velocidade não é capaz de influenciar no movimento da articulação subtalar durante a corrida. A fadiga muscular influencia significativamente no comportamento angular da articulação subtalar durante a locomoção humana. No nosso estudo, os indivíduos mantiveram-se correndo durante 6 minutos em cada velocidade. Possivelmente o tempo de corrida não foi suficiente para gerar fadiga muscular e, conseqüentemente, modificar o ângulo máximo de pronação em cada uma das velocidades adotadas.

Da mesma forma, os percentuais da fase de suporte da máxima pronação subtalar, calculados com dois e quatro pontos, também não foram influenciados pela mudança de velocidade. Provavelmente o momento de ocorrência da máxima pronação subtalar durante a fase de suporte é influenciado, também, pela fadiga muscular associada com a velocidade de corrida.

Independentemente da velocidade, a máxima pronação subtalar apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de cálculo adotados. A diferença pode estar relacionada ao movimento resultante do segmento S2, influenciado pelos movimentos de rotação ao longo do eixo longitudinal e de translação da tibia. De acordo com Mcclay e Manal¹⁷, a rotação interna da tibia é uma das maiores causas da pronação subtalar, contribuindo significativamente, no seu valor absoluto. Da mesma forma, o movimento de pronação do pé provoca uma rotação interna da tibia e do fêmur, seguido pela rotação de toda a perna. Segundo os autores, uma rotação tibial de 11,1° pode acarretar uma dorsiflexão da parte posterior do pé de 18,7°, o que possibilita um maior risco de lesão no quadril, joelho e tornozelo.

CONCLUSÃO

O presente estudo constatou que o valor medido da máxima pronação subtalar é influenciada pelo modelo matemático adotado para o cálculo da referida variável. Utilizar o modelo matemático de dois pontos, ambos situados no pé, resulta em menores valores de máxima pronação subtalar em comparação com o modelo matemático de quatro pontos, dois na perna e dois no pé.

Entretanto, independente do modelo matemático, o momento de ocorrência da maior pronação subtalar durante a fase de suporte permanece o mesmo.

Para estudos que tenham como objetivo determinar o momento de ocorrência da maior produção subtalar ao longo da fase de suporte, a utilização de ambos os modelos matemáticos é satisfatória. Entretanto, se o objetivo for a determinação da magnitude da máxima pronação subtalar, variável que influencia significativamente em lesões músculo-articulares na região do tornozelo e joelho, recomenda-se a utilização do modelo de quatro pontos devido a influência da inclinação tibial.

ÓRGÃO FINANCIADOR

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES

AGRADECIMENTOS

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES e ao Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos – IBTeC.

REFERÊNCIAS

1. Conley DL, Krahenbuhl GS. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1980;12:357-60.
2. James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. *Am J Sports Med.* 1978;6:40-50.
3. Tartaruga LAP, Tartaruga MP, Black GL, Coertjens M, Ribas LR, Krue LFM. Comparação do ângulo da articulação subtalar durante velocidades submáximas. *Acta Ortop Bras.* 2005;13:57-60.
4. Santos JOLD, Nazario PF, Palhano R, Manfio EF, Nabinger E, Zaro MA et al. Análise do movimento de eversão do calcanhar e comportamento do centro de pressão plantar (COP) durante a marcha em diferentes velocidades. *Tecnicouro.* 2007;231:42-6.
5. 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.
6. Wit BD, Clercq DD, Leonoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biomech.* 1995;11:395-406.
7. Tartaruga LAP, Tartaruga MP, Ribeiro JL, Coertjens M, Ribas LR, Krue LFM. Correlação entre economia de corrida e variáveis cinemáticas em corredores de alto nível. *Rev Bras Biomec.* 2004;5:51-8.
8. Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol.* 1987;63:1236-45.
9. Siri WE. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. 1961. *Nutrition.* 1993;9:480-91.
10. Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. *Br J Nutr.* 1978;40:497-504.
11. Petroski EL. Desenvolvimento e validação de equações generalizadas para predição da densidade corporal. [Tese]. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria; 1995.
12. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech.* 2002;35:543-8.
13. Kyrolainen H, Belli A and Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1330-7.
14. Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO. Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med.* 2007;28:655-61.
15. Gheluwe BV, Madsen G. Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *J Appl Biomech.* 1997;13:66-75.
16. Fromme A, Winkelmann F, Thorwesten L, Reer R, Jerosch J. Pronation angle of the rear foot during running in relation to load. *Sportverletz Sportschaden.* 1997;11:52-7.
17. Mcclay I, Manal K. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. *J Appl Biomech.* 1997;13:109-24.