

# Análise cinemática tridimensional da articulação subtalar durante a marcha em mulheres normais

Lícia Margarida de Vilhena Saadi\*

Iracy G. Knackfuss\*\*

Carmen L. N. de Castro\*\*\*

Rogério Emygdio\*\*\*\*

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar, aplicando o sistema *Peak Performance* de análise cinemática tridimensional, a variação angular da articulação subtalar durante a marcha. Foram estudadas 29 mulheres assintomáticas, entre 40 e 75 anos, devido à grande demanda no ambulatório de MFR-HUCFF de mulheres com idade acima de 40 anos, que apresentam doenças que comprometem função da articulação subtalar. Utilizou-se o "Sistema *Peak Performance* para Análise Tridimensional do Movimento" com o programa computacional "*Peak* versão 5.2" que aplica o método "*Direct Linear Transformation - DLT*". Aplicou-se uma variação da metodologia proposta por Nawoczinski e cols., 1995. Tendo em vista que o programa computacional utilizado, "*Peak* versão 5.2", não é específico para a análise de marcha, foi desenvolvida uma rotina matemática para a conversão dos valores calculados nos ângulos da subtalar. No tratamento dos dados, utilizou-se a estatística descritiva dos valores do movimento da articulação subtalar durante o ciclo da marcha e o Teste F para o estudo comparativo do comportamento das articulações subtalar direita e esquerda. Os resultados mostraram que a Análise Cinemática Tridimensional, utilizando o Sistema *Peak Performance*, é precisa para avaliar o comportamento funcional da articulação subtalar e para quantificar a sua variação angular no ciclo da marcha ( $C=10,33^\circ - SD=1,82$ ;  $C=10,360 - SD=1,46$  pronação-supinação da articulação subtalar direita e esquerda). Os achados desta pesquisa são coincidentes com os descritos por Wright, 1964; Perry, 1992; Mann, 1993; Pratt, 1993; Inman, 1994 e mostram o comportamento fisiológico da articulação subtalar. Observou-se que não existem diferenças significativas entre o comportamento da articulação subtalar direita e esquerda durante o ciclo da marcha.

## UNITERMOS

Articulação subtalar, Marcha, Análise cinemática tridimensional

## SUMMARY

The purpose of this research was to study the range of movement of subtalar joint during the gait cycle on Three-Dimensional Kinematics Analysis, evaluating the clinical applicability of Peak Performance System for this kind of study. Due to the Physical Medicine and Rehabilitation out-patient ward has been in great demand, especially by women of over forty that present illnesses that compromise the subtalar joint function, twenty-nine asymptomatic women aging between 40-75 years were assessed. The Peak Performance System for Tridimensional Kinematics Analysis, with "Peak version 5.2" software, which applies a Direct Linear Transformation -

\* Médica Fisiatra, Professora Adjunta da Disciplina de Medicina Física e Reabilitação da Faculdade de Medicina da UFRJ, Doutorado em Medicina, Fisiatra Titulada pela Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação.

\*\* Médico Ortopedista, Professor Adjunto da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da UFRJ, Doutorado em Medicina.

\*\*\* Médica Fisiatra, Professora Adjunta da Disciplina de Medicina Física e Reabilitação da Faculdade de Medicina da UFRJ, Doutorado em Medicina.

\*\*\*\* Bacharelado em Física - IS/UFRJ, Especialização em Biomecânica - EED/UFRJ.

### Endereço para correspondência:

Av. Epitácio Pessoa, 2664/ bl 02/903 - Lagoa

CEP 22471-000 - Rio de Janeiro/RJ

E-mail: l.saadi@montreal.com.br

DLT methodology was used. A variation of Nawoczenski et al, 1995, methodology was applied. Since Peak 5.2 version software is not specific for gait analysis, the subtalar angle had to be calculated by a mathematical routine, which transformed the calculated number into the correspondent angles. In the statistic data treatment was applied the descriptive statistic of the angular values of the subtalar joint and the F-Test to compare the behavior between the right and left subtalar during the gait cycle. The results showed that the Three-Dimensional Kinematics using the Peak Performance System is accurate to assess the functional behavior of the subtalar joint and to quantify their range of motion in the gait cycle (C=10,330 - SD=1,82; C=10,360 - SD=1,46 pronation - supination of the right and the left subtalar joint). The findings of this study are coincident with many authors Wright, 1964; Perry, 1992, Mann, 1993; Pratt, 1993; Inman, 1994 and show the physiological behavior of the subtalar joint. It was observed that there are no significative differences between the behavior of the right and left subtalar joints.

#### KEY WORDS

Subtalar joints, Gait, Three-dimensional kinematics analysis

## Introdução

O pé é uma estrutura tridimensional variável, básica para o mecanismo antigravitacional do corpo, constituindo-se uma peça fundamental para a posição bípede e para a locomoção humana, estando plenamente adaptado a exercer funções biomecânicas diversas em momentos específicos do ciclo da marcha. Ao contrário de algumas articulações que exibem uma mobilidade ou uma estabilidade funcional, a articulação tibiotársica e as demais articulações do pé, principalmente a subtalar, a mediotársica e as metatarsofalangeanas formam um complexo que, em algumas situações, é rígido e, em outras, é móvel, permitindo o suporte do peso total do corpo em posição ortostática e o seu deslocamento em qualquer tipo de terreno<sup>12,20</sup>.

Durante a fase de apoio da marcha, o movimento da articulação subtalar e da articulação tibiotársica são interdependentes e comportam-se como um mecanismo único, ambas possuem um grande inter-relacionamento com a rotação da perna no plano transversal<sup>9</sup>. Baseado no fato anatômico de que a articulação subtalar se move em torno de um eixo inclinado e funciona essencialmente como uma dobradiça, a sua atuação é pequena, mas de extrema importância, permitindo a rotação da perna sem deslocamento do pé<sup>2</sup>. Tendo em vista que o Serviço de Medicina Física e Reabilitação e o ambulatório de patologia e cirurgia do pé do HUCFF/UFRJ apresentam grande demanda de, principalmente, mulheres na faixa etária acima dos 40 anos, que apresentam doenças que comprometem a função da articulação subtalar, tais como a síndrome de insuficiência do tendão do tibial posterior, artroses e seqüelas de artrite

reumatóide, os objetivos deste trabalho foram estudar, através da Análise Cinemática Tridimensional, a variação angular da articulação subtalar durante o ciclo da marcha, avaliando a aplicabilidade do sistema *Peak Performance* para este estudo, em um grupo de mulheres assintomáticas, na faixa etária dos 40 aos 75 anos.

## Metodologia

A amostra foi colhida entre funcionárias da Associação Brasileira Beneficente de Reabilitação, da Cidade do Rio de Janeiro, Estado do Rio de Janeiro, Brasil. Foram excluídas do trabalho mulheres com história patológica pregressa de doenças neurológicas, reumatológicas e/ou ortopédicas, patologia dolorosa nos pés ou que, no momento do exame, apresentassem sintomatologia algica nos pés. Todos os indivíduos da pesquisa foram submetidos, através de um protocolo específico, a uma avaliação clínica realizada por um único examinador. Os indivíduos pesquisados apresentaram uma distribuição normal para peso.

Os indivíduos da pesquisa foram submetidos a uma avaliação clínica, através de um protocolo específico. Este protocolo baseou-se nos critérios clínicos propostos por Viladot,<sup>20,21</sup> 1986, 1989; Elveru e cols.<sup>4,5</sup>, 1988, 1988; Giallonardo<sup>7</sup>, 1988; Picciano e cols.<sup>13</sup>, 1993 e Garbalosa e cols.<sup>6</sup>, 1994. Todos os indivíduos apresentaram o alinhamento estático e dinâmico do retropé dentro dos padrões de normalidade e superfícies plantares sem alterações, tendo também apresentado força muscular Grau - 5 para o teste de força muscular de Lovett (Daniels<sup>2</sup>, 1981), executando sem fadiga todos os testes de força muscular com carga.

Utilizou-se o "Sistema *Peak Performance* para Análise Tridimensional do Movimento" para a análise cinemática com o programa computacional "*Peak* versão 5.2" que utiliza o método "*Direct Linear Transformation - DLT*" para a reconstrução tridimensional. O módulo do sistema empregado nesta pesquisa compõe-se de duas câmeras de vídeo CCD Panasonic CL-350 com frequência de 60 Hz, dois aparelhos de videocassete profissionais (Sanyo GVR-S 950, Panasonic AG 1970); um monitor Sony PVN-1341; um PC IBM compatível 386 com um monitor Super VGA; um sincronizador de eventos para o *Genlock* das câmeras e um *time code* (Horita RN-50 II). As lentes utilizadas são Pentax-Cosmicar de grande ângulo, com objetivas de 8-48mm de distância focal e ajuste do diafragma de 1:10, colocadas sobre tripés Bogen, a uma altura de 82 cm do chão. As câmeras foram posicionadas em uma das extremidades de uma sala de 54 m<sup>2</sup>, formando

um ângulo de  $40^\circ$  no ponto de convergência do seu foco. A iluminação foi feita por *flashes* Pro Quartz *light model 700-SG* Smith-Victor de 600 W acoplados às câmeras. Para a calibração do sistema foi utilizado um instrumento especial que define sobre a passareira, um volume útil de 2,21m (comprimento) X 1,91m (altura) X 1,58 m (profundidade). Este instrumento contém 24 pontos, com localização pré-conhecida e a calibração do sistema é realizada através da digitalização e reconstrução tridimensional destes pontos pelo programa computacional específico. Obteve-se uma calibração com uma margem de erro de 0,424% por ponto medido nos três eixos. O volume delimitado por este instrumento de calibração define o volume útil no qual o exame será realizado (Figura 1).

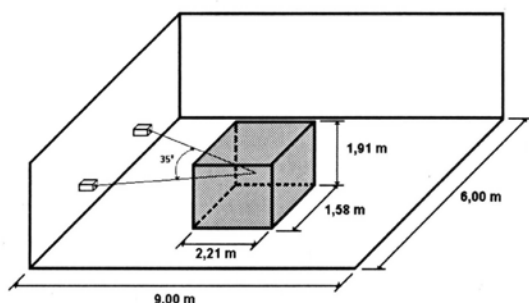


FIGURA 1

Vista esquemática do laboratório com a posição das câmeras e do volume útil definido pelo instrumento de calibração

Para a verificação dos movimentos do retropé adotou-se o modelo proposto por Nawoczenski e cols.<sup>11</sup>, 1995, com modificações devido a limitações operacionais.

Foram utilizados oito marcadores corporais esféricos e auto-adesivos, confeccionados em isopor, recobertos por uma película que tem capacidade de refletir a luz ao ser exposta ao *flash*. Estes marcadores foram colocados sobre os seguintes pontos anatômicos dos membros inferiores (Figura 2):

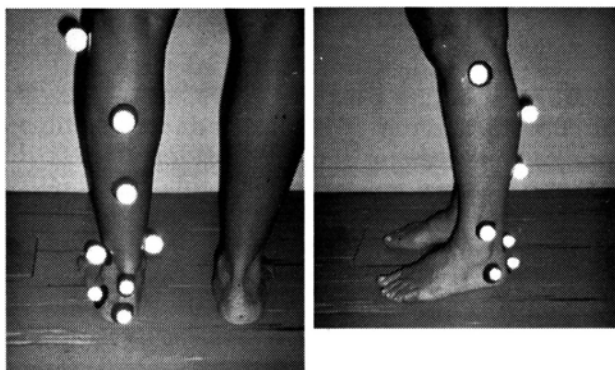


FIGURA 2

Posição dos marcadores corporais

*Panturrilha-1* – sobre a linha média da panturrilha de 8 a 12 cm da fossa poplíteia (de acordo com a altura do indivíduo).

*Panturrilha-2* – sobre a linha média da perna de 6 a 10 cm abaixo do marcador da panturrilha 1 (de acordo com a altura do indivíduo).

*Tendão de Aquiles* – sobre o tendão de Aquiles a meia distância entre a inserção calcânea e o ventre muscular.

*Calcânar* – sobre a tuberosidade posterior do calcâneo.

*Lateral do calcânar* – na face lateral do calcânar na mesma altura do marcador 4.

*Maléolo interno* – aproximadamente 2 cm acima da extremidade superior do maléolo.

*Maléolo externo* – aproximadamente 2 cm acima da extremidade superior do maléolo.

*Cabeça da fíbula* – sobre a projeção da cabeça da fíbula.

Os marcadores da cabeça da fíbula e lateral do calcânar foram utilizados como referência do plano frontal. Os marcadores do maléolo interno e externo foram posicionados 2cm acima da extremidade superior dos mesmos para evitar que se confundissem com o marcador do tendão de Aquiles durante a digitalização.

Foi empregado um modelo espacial para a medida do ângulo da subtalar, utilizando-se os dois marcadores da panturrilha 1 e 2, do tendão de Aquiles e do calcânar, que giram em torno do eixo  $XX'$ , localizados no plano sagital. (Figura 3).

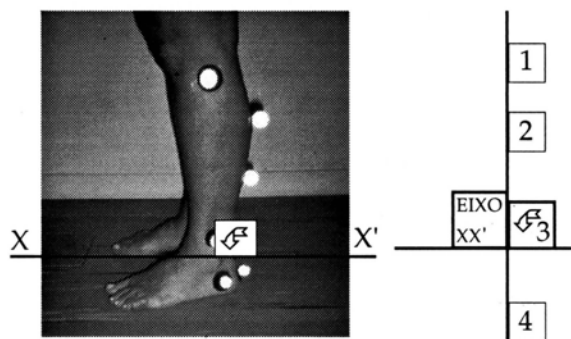


FIGURA 3

Modelo espacial para avaliação do ângulo da articulação subtalar.

Aos participantes da pesquisa era solicitado que caminhassem de forma natural sobre uma passareira com 9 m de comprimento durante um período de 10 minutos, para que se adaptassem à situação do exame. A filmagem, então, era realizada sem que o indivíduo tomasse conhecimento, evitando, assim, que alterasse seu padrão de marcha. Tendo em vista a sobreposição dos marcadores durante a filmagem, foi examinado

um membro de cada vez. Do material filmado, foi selecionado, do período médio do teste, um ciclo completo da marcha (fase de apoio + fase de balanço) para cada membro inferior. A preferência pelo período médio da filmagem deveu-se ao fato de que, depois de algumas idas e vindas, o indivíduo já está adaptado à situação do exame, não acelerando nem desacelerando a marcha, o que influiria sobre o padrão da mesma.

A etapa seguinte foi a digitalização quadro a quadro dos marcadores da perna e do retopé filmados por ambas as câmeras, para a análise do ângulo de inversão/eversão do calcanhar e de rotação da tibia. Os dados foram, então, tratados com "Butterworth filter", que faz parte do arsenal disponível no programa computacional "Peak versão 5.2", para atenuação do sinal. Através do programa computacional foi aplicado o método "Direct Linear Transformation - DLT" para o cálculo das coordenadas tridimensionais de todos os marcadores. A seguir, com base nestes dados, foi aplicada a próxima etapa do programa computacional para o cálculo das variações angulares; o ângulo de inversão/eversão do calcanhar, relativo ao eixo  $XX'$ .

O programa computacional "Peak versão 5.2" permite que se defina, dentro de uma série de opções, a forma pela qual os ângulos podem ser calculados. Para a situação delimitada pelo modelo espacial para o cálculo do ângulo da articulação subtalar, a melhor escolha foi a projeção do mesmo sobre o plano frontal (Figura 4).

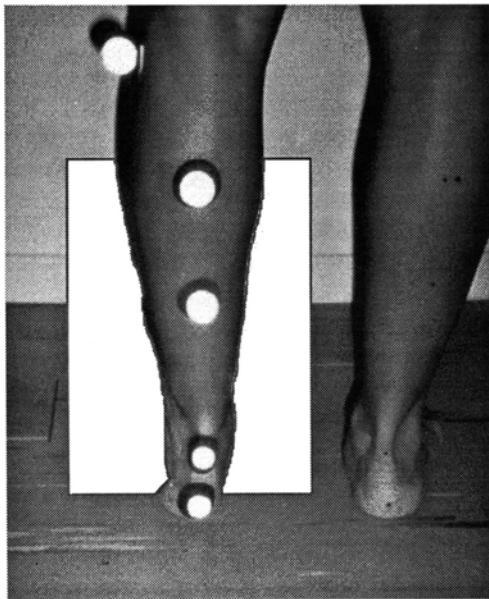
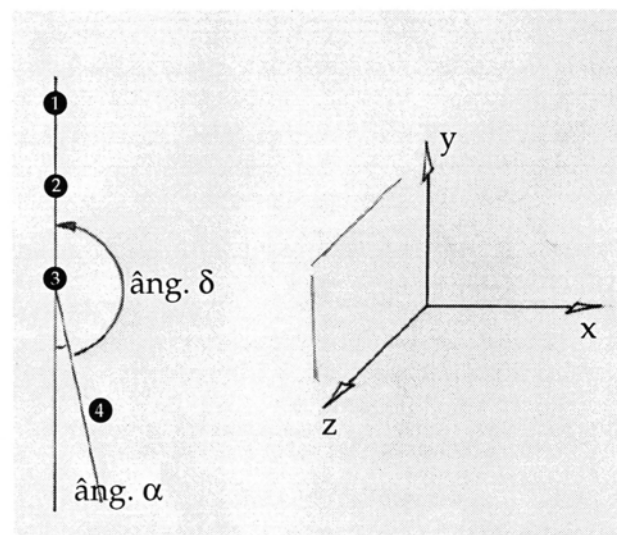


FIGURA 4

Representação gráfica do plano frontal sobre o qual foi efetuado o cálculo da articulação subtalar

O programa computacional "Peak versão 5.2", por não ser um programa específico para análise de marcha, só realiza o cálculo dos ângulos no sentido anti-horário e, por consequência, sempre com valores positivos. Para a conversão dos valores absolutos calculados (âng.  $\delta$ ) em ângulos de referência anatômica (âng.  $\alpha$  e  $\beta$ ) – ângulo da subtalar e ângulo da rotação tibial – foi empregada, então, uma rotina matemática onde:

- O cálculo do ângulo da articulação subtalar foi executado em referência ao plano frontal, compreendido pelos eixos Y-Z e através da aplicação da rotina matemática supramencionada definiu-se o seu valor (Figura 5).



âng.  $\delta$  - valor absoluto calculado pelo programa  
âng.  $\alpha$  - ângulo da articulação subtalar

- ① Marcador da panturrilha - 1
- ② Marcador da panturrilha - 2
- ③ Marcador do tendão de Aquiles
- ④ Marcador do calcanhar

Cálculo do âng.  $\alpha$ :  $\alpha + \delta = 180$   
 $\alpha = 180 - \delta$

FIGURA 5

Representação gráfica do plano sobre o qual foi realizado o cálculo do ângulo da articulação subtalar

O programa computacional não define a localização exata do ponto zero, na curva dos ângulos da articulação subtalar e da rotação tibial, por conseguinte, os valores obtidos através do "Peak 5.2" e da aplicação da rotina matemática desenvolvida são referentes às excursões angulares das articulações estudadas.

No tratamento estatístico dos dados foi realizada a estatística descritiva dos valores angulares da articulação subtalar. Com a finalidade de avaliar se o comportamento dos ângulos da articulação subtalar do membro inferior direito



difere do membro inferior esquerdo foi aplicado o teste **F** para duas amostras, com nível de significância de 95% ( $\alpha = 0,05$ ).

## Resultados

Os resultados obtidos neste trabalho colocaram em evidência o comportamento biomecânico da articulação subtalar durante o ciclo da marcha.

Nas tabelas 1 e 2 são apresentadas as variações angulares das articulações subtalar direita e esquerda. Observou-se que, a partir do contato inicial do pé com o solo, o retropé assume uma postura de pronação, com uma excursão média de  $5,38^{\circ}$  e  $5,74^{\circ}$  para subtalar direita e esquerda, respectivamente. A excursão média de supinação do retropé foi de  $5,50^{\circ}$  e  $5,04^{\circ}$  e a variação angular de  $10,33^{\circ}$  e  $10,36^{\circ}$  para subtalar direita e esquerda respectivamente. Nas tabelas 3 e 4 são analisados o comportamento das curvas, verificando-se que o ponto de pronação máxima das articulações subtalar direita e esquerda está localizado a 25% e 26% do início do ciclo da marcha, e, também, que o instante em que as articulações mudam o seu comportamento de pronação para supinação situa-se a 50% do primeiro contato do pé com o solo, para ambos os pés.

A tabela 5 apresenta os valores de **F** calculado, sendo 1,882078493 o valor crítico de **F** para um grau de liberdade igual a 28, e retrata que não existe diferença entre o comportamento das articulações subtalar direita e esquerda.

Nas figuras 6 e 7 observam-se a representação gráfica das variações angulares médias das articulações subtalar direita e esquerda, durante o ciclo da marcha.

**TABELA 1**

**Variação angular da articulação subtalar direita durante o ciclo da marcha**

Sujeitos da Amostra	Pronação Máxima (graus)	Supinação Máxima (graus)	Pronação/Supinação (graus)
Média	5,38	5,50	10,33
Desvio-padrão	1,086	1,088	1,820
Variância	1,180	1,184	3,313

**TABELA 2**

**Variação angular da subtalar esquerda durante o ciclo da marcha**

Sujeitos da Amostra	Pronação Máxima (graus)	Supinação Máxima (graus)	Pronação/Supinação (graus)
Média	5,74	5,04	10,36
Desvio-padrão	0,932	1,093	1,462
Variância	0,868	1,194	2,138

## Discussão

"No ser humano, forma e função, anatomia e fisiologia, arquitetura e biomecânica estão indissolivelmente unidos, e como tal devem ser compreendidos" (Viladot<sup>20</sup>, 1986).

Neste trabalho, considerou-se que vários aspectos da capacidade funcional do pé, durante a marcha, podem ser avaliados pela análise biomecânica, principalmente pelo estudo da cinemática. Assim, utilizando um moderno e sofisticado sistema computadorizado para o estudo da marcha, foram determinadas as variações angulares da articulação, durante o ciclo da marcha de 29 mulheres com pés assintomáticos, no momento do exame e sem história patológica pregressa de doenças neurológicas, reumatológicas e/ou ortopédicas.

**TABELA 3**

**Percentual que traduz o ponto sobre a curva do movimento da articulação subtalar direita onde ocorreu a pronação máxima e o ponto de neutralidade da curva**

Sujeitos da Amostra	Ponto de Pronação Máxima (%) C. M.	Ponto de Neutralidade da Curva * (%) C. M.
Média	25	50
Desvio-padrão	2,511	3,277
Variância	6,303	10,736

A avaliação do comportamento do retropé durante o ciclo da marcha, baseada somente na avaliação clínica, prescinde de informações importantes devido à rapidez com que ocorrem os eventos e pela pequena amplitude dos movimentos; somente após o desenvolvimento de sistemas mais sofisticados de análise do movimento é que as medidas relativas ao pé e ao membro inferior passaram a ser quantificadas. A avaliação destas variações angulares em pés ditos "normais" ou patológicos tem considerável importância na clínica e na cirurgia do pé, assim como no desenho e na confecção de órteses e sapatos especiais, ou de uso nos desportos<sup>1,3,8,11,17</sup>.

**TABELA 4**

**Percentual que traduz o ponto sobre a curva do movimento da articulação subtalar esquerda onde ocorreu a pronação máxima e o ponto de neutralidade da curva**

Sujeitos da Amostra	Ponto de Pronação Máxima (%) C.M.	Ponto de Neutralidade da Curva * (%) C.M.
Média	26	50
Desvio-padrão	3,345	3,690
Variância	11,187	13,619

TABELA 5

Valores do teste F para o cálculo da assimetria lateral – articulação subtalar

	Direita	Esquerda
Média	10,336375	10,360349
Variância	3,3134272	2,1380730
Observações	29	29
gl	28	28
F	1,5497258	
F crítico unicaudal	1,8820784	

Diagnóstico:

F = 1,549725886 &lt; F crítico 1,882078493

A metodologia aplicada neste estudo foi, com algumas modificações, a sugerida por Nawoczenski e cols.<sup>11</sup>, 1995, que estudaram, com o "Sistema Peak Performance", o comportamento da articulação subtalar e da rotação tibial em corredores, a correlação entre os dois eventos e as repercussões ao utilizarem órteses pronadoras e supinadoras. Algumas limitações foram observadas durante a aquisição e a elaboração dos dados. Em relação ao processo de aquisição, é preciso referir que o posicionamento das duas câmeras em uma das extremidades da sala, focalizando ambas o paciente por trás, dificultou a visão dos marcadores para uma das câmeras na fase de duplo apoio da marcha. Outra limitação refere-se ao processo de obtenção dos ângulos, que se segue à digitalização manual dos marcadores. Constatou-se que o programa computacional utilizado "Peak versão 5.2" fornece valores indiretos dos ângulos projetados sobre planos previamente definidos. Foi necessário processar matematicamente estes ângulos para a obtenção dos valores angulares reais.

Em termos de análise funcional, os achados desta pesquisa mostram o comportamento fisiológico da articulação subtalar. Logo após o contato inicial do pé com o solo, em resposta à carga imposta pelo peso do corpo, essa articulação inicia o movimento de pronação. A média da pronação máxima de todos os pacientes ocorreu no início do médio apoio, 25% e 26% do ciclo da marcha para os

membros inferior direito e esquerdo, respectivamente e mostrou-se coincidente com os referidos por Pratt e cols.<sup>14</sup>, 1993 (25% do ciclo da marcha).

A pronação da articulação subtalar no início da fase de apoio do ciclo da marcha foi detalhadamente estudada por Wright e cols.<sup>22</sup>, 1964, no trabalho clássico em que utilizaram um potenciômetro para a avaliação da articulação subtalar e da articulação tibiotársica em diversas situações experimentais. Também Perry<sup>12</sup>, 1992; Mann<sup>10</sup>, 1993 e Inamn e cols.<sup>9</sup>, 1994, constataram a ocorrência da pronação no fim da fase de aceitação do peso (14% e 25% do ciclo da marcha).

Durante a fase de médio apoio, o centro de gravidade do corpo passa pela perna de apoio a 35% do ciclo da marcha; a articulação subtalar inicia, então, uma modificação no sentido do seu movimento<sup>10</sup>. Nesta pesquisa, observou-se esta modificação fisiológica do sentido do movimento da articulação subtalar logo após a média da pronação máxima de todos os pacientes estudados (25% do ciclo da marcha). A articulação atinge a posição neutra a 50% do ciclo da marcha para ambos os pés, um pouco antes da fase de elevação do calcanhar em que o pé se prepara para o final do apoio. A curva mantém o seu sentido, assumindo uma postura de supinação no fim da fase de apoio e início da fase de balanço.

Wright e cols.<sup>22</sup>, 1964; Perry<sup>12</sup>, 1992; Pratt e cols.<sup>14</sup>, 1993; Mann<sup>10</sup>, 1993; Inamn e cols.<sup>9</sup>, 1994, estão de acordo com a modificação do sentido da curva durante o médio apoio. Existe alguma controvérsia sobre o ponto em que a articulação assume uma postura neutra: 60% da fase de apoio<sup>22,14</sup>; 40% do ciclo da marcha<sup>12</sup>; 35% do ciclo da marcha<sup>10</sup>. Entretanto, todos os trabalhos são coincidentes com a observação de que a articulação subtalar assume a postura neutra antes da fase de elevação do calcanhar, comportamento também observado no presente trabalho.

Em relação à supinação da articulação, os resultados descritos pelos diversos autores<sup>9,10,12,14,22</sup> mostram que ela ocorre no fim da fase de apoio. No entanto, neste estudo observou-se a supinação

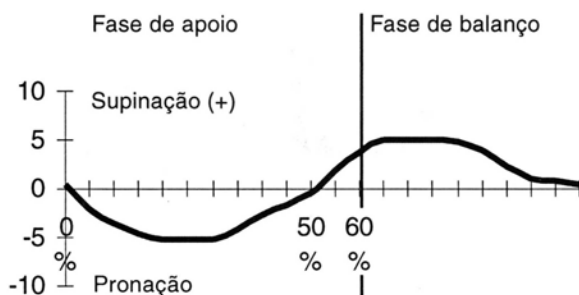


FIGURA 6

Variação angular da articulação subtalar direita durante o ciclo da marcha

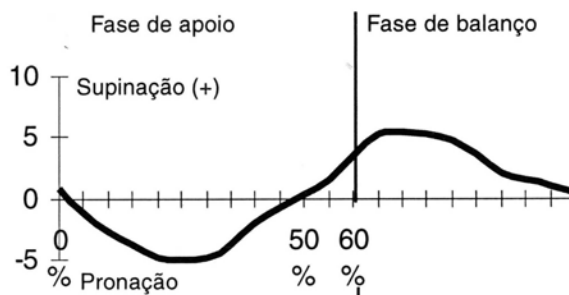


FIGURA 7

Variação angular da articulação subtalar esquerda durante o ciclo da marcha

no fim da fase de apoio e no início da fase de balanço. Este fato pode ser relacionado à limitação da metodologia imposta pelo programa computacional do sistema para o cálculo dos ângulos, que projeta o ângulo da articulação subtalar no plano frontal. No fim da fase de apoio e início da fase de balanço, os marcadores corporais deslocam-se no plano horizontal, o que pode resultar numa certa alteração do ângulo observado no plano frontal.

Em relação à biomecânica da articulação subtalar, um outro aspecto de relevância é a sua excursão angular. Os resultados obtidos  $5,38^{\circ}$ ,  $5,74^{\circ}$  para pronação e  $10,33^{\circ}$ ,  $10,36^{\circ}$  para variação angular das subtalares direita e esquerda são coincidentes com os descritos por Wright e cols.<sup>22</sup>, 1964; Sarrafian<sup>15</sup>, 1983; Perry<sup>12</sup>, 1992; Pratt e cols.<sup>14</sup>, 1993; Inam e cols.<sup>9</sup>, 1994,  $4^{\circ}$  a  $6^{\circ}$  de pronação e 100 a 120 de excursão angular.

Contrariando estas afirmações, Scott e Winter<sup>17</sup>, 1991, em estudo experimental através de análise cinemática com três câmeras CCD – frequência de 60Hz, observaram que a articulação subtalar prona  $10^{\circ}$  –  $17^{\circ}$  antes de 20% da fase de apoio e supina entre 20% – 85% do apoio com excursão de  $12^{\circ}$  –  $18^{\circ}$ .

No estudo comparativo entre comportamento da articulação subtalar dos pés direito e esquerdo, utilizou-se o **Teste F** – duas amostras – e observou-se que não existem diferenças significativas entre o comportamento da articulação subtalar direita e o da esquerda. Se não demonstram diferenças significativas, podemos dizer, estatisticamente, que todas as observações do universo amostral pertencem à mesma distribuição amostral.

Tendo em vista que os resultados obtidos neste trabalho, em uma população assintomática, são coincidentes com a literatura sobre o assunto,<sup>9,12,14,15,22</sup> o equipamento utilizado mostrou-se válido para a avaliação do comportamento funcional da articulação subtalar durante o ciclo da marcha.

A aplicação da metodologia proposta neste trabalho mostrou-se sensível para o estudo do comportamento da articulação subtalar, da rotação tibial e sua correlação.

## Conclusão

A variação metodológica proposta neste trabalho, na aplicação da Análise Cinemática Tridimensional, através do sistema “*Peak Performance*”, mostrou-se sensível para registrar quantitativamente a variação angular da articulação subtalar, bem como para detectar o seu

comportamento funcional durante o ciclo da marcha.

## Referências bibliográficas

- BLOEDEL, P.K.; HAUGER, B. - The effect of limb length discrepancy on subtalar joint kinematics during running. **J Orthop. Sports Phys. Ther.**, **22** (2): 60-64, 1995.
- DANIELS, M.A.; WORTHINGHAM, C. - Provas de função muscular. In: **Muscle Testing**. Interamericana, Rio de Janeiro 1981, p. 191.
- ENG, J.J.; PIERRYNOWSKI, M.R. - The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. **Phys Ther.**, **74**(9): 836-845, 1994.
- ELVERU, R.A.; ROTHSTEIN, J.M.; LAMB, R.L. - Goniometric reliability in a clinical setting. **Phys. Ther.**, **68**(5) 672-676, 1988.
- ELVERU, R.A.; ROTHSTEIN, J.M.; LAMB, R.L.; RIDDLE, D.L. - Methods for taking subtalar joint measurements. A clinical report. **Phys. Ther.**, **68**(5) 678-682, 1988.
- GARBALOSA, J.C.; MCCLURE, M.H.; CATLIN, P.A.; WOODEN, M. - The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in asymptomatic population. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, **20**(4): 200-206, 1994.
- GIALLONARDO, L. - Clinical evaluation of foot and ankle dysfunction. **Phys. Ther.**, **68**(12): 1850-1856, 1988.
- HAYES, A. G.; NADKANI, J.B. - Extensile posterior approach to the ankle. **J. Bone Joint Surg. Br.**, **78**(3): 468-470, 1996.
- INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. - Human Locomotion. In: Rose, J., Gamble, J.G. **Human Walking**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994. p. 1-22.
- MANN, R.A. - Biomechanics of the foot and ankle. In: Mann, R.A., Coughlin, M.J. - **Surgery of the foot and ankle**. St. Louis: Mosby-Year Book, 1993. p. 3-43.
- NAWOCZENSKI, D.A.; COOK, T.M.; SALTZMANN, C.L. - The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, **21** (6): 317-327, 1995.
- PERRY J. - Ankle foot complex. In: Willoughby, C.D. **Gait analysis. Normal and pathological function**. New Jersey: SLACK, 1992. p.51-88.
- PICCIANO, A.M.; ROWLANDS, M.S.; WORREL, T. - Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. **J. Orthop Sports Phys. Ther.**, **18**(4) 553-558, 1993.
- PRATT, D.; TOLLAFIELD, D.; JOHNSON, G.; PEACOCK, C. - Foot orthoses. In: Bower, P, Condie, D.N., Bader, D.L., Pratt, D.J. **Biomechanical basis of orthotic management**. Oxford, England: Butterworth-Heinemann, 1993. p.70-98.
- SARRAFIAN, S.A. - **Anatomy of the foot and ankle. Descriptive, topographic, functional**. Philadelphia: J.B. Lippincott, 1983. p.375-425.
- SARRAFIAN, S.A. - Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. **Foot & Ankle**, **8**(1): 4-18, 1987.
- SCOTT, S.H.; WINTER, D.A. - Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. **J. Biomechanics**, **24**(8) 743-752, 1991.
- SOUTAS-LITTLE, R.W.; BEAVIA, G.C.; VERSTRAETE, M.C. - Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. **Med. Sci. Sports Exerc.**, **19**(3) 285-293, 1987.
- SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.R.; MOITOZA, J.R. - Kinematics of normal human walking. In: Rose, J., Gambel, J.G. **Human Walking**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994. p.23-44.
- VILADOT, A. - Dezlções de patologia do pé. In: Diez lecciones sobre patologia del pie. São Paulo, Roca, 1986. p.202.
- VILADOT, A. - **Quince lecciones sobre patologia del pie**. Barcelona: Toray, 1989. 363p.
- WRIGHT, D.G.; DESAI, S.M.; HENDERSON, W.H. - Action of the subtalar and ankle-foot complex during the stance phase of walking. **J. Bone Joint Surg. Am.**, **46**(2): 361-382, 1964.