

Haroldo Leite Fonseca

**Análise dos Efeitos de Três Métodos de
Correção do alinhamento do pé na
Cinemática do complexo do pé-tornozelo
na Marcha**

Belo Horizonte

2011

Haroldo Leite Fonseca

**Análise dos Efeitos de Três Métodos de
Correção do alinhamento do pé na
Cinemática do complexo do pé-tornozelo
na Marcha**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação

Linha de Pesquisa: Estudos do desempenho motor e funcional humano.

Orientador: Prof. Sergio Teixeira da Fonseca, PhD, Professor Adjunto, Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, UFMG.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2011

Agradecimentos

Agradeço ao meu professor, amigo, padrinho e orientador Dr. Sergio Teixeira da Fonseca pelo estímulo, paciência e conselhos em toda a minha vida profissional e privada.

Ao meu pai por me fazer um profissional digno e pela disposição, sendo um voluntário em quase todos os pilotos desse trabalho.

À minha mãe pelas orações.

Ao meu filho Augustho pelo amor que me retribui mesmo nas horas que não fui presente para poder executar esse trabalho.

À Carol que foi além dos seus deveres como bolsista sendo professora e amiga.

Ao Cristiano que mesmo como voluntário no laboratório mostrou sua força nas coletas de dados

Aos bolsistas: Luisa e Juliana que muito trabalharam para esse estudo terminar.

Ao Thales pelas orientações constantes desde as coletas até o trabalho final.

Às amigas Paula e Gabriela.

Aos colegas pela ajuda fundamental no decorrer do mestrado.

Aos voluntários que foram muitos, entre colegas, amigos, clientes, graduandos, pós-graduandos, bolsistas, técnicos, que foram imprescindíveis para esse trabalho se concretizar.

À Marilane pela força e ajuda na parte administrativa.

RESUMO

Introdução: A análise cinemática das articulações dos membros inferiores, principalmente do pé e suas possíveis alterações, contribui para compreender os mecanismos associados às lesões musculoesqueléticas e para orientar possíveis ações terapêuticas. Um alinhamento adequado permite que o pé desempenhe funções importantes durante a marcha, tais como adaptar-se as irregularidades de superfícies, absorver forças de reação do solo ou articulares e impor forças sobre o solo para acelerar o corpo durante atividades como andar e correr. O uso de palmilhas vem sendo investigado como alternativa para correção e controle de movimentos incorretos da articulação subtalar decorrentes do mau alinhamento do pé. A determinação dos ângulos de alinhamento do complexo do pé fornece ao terapeuta a quantificação dos parâmetros que serão utilizados para a confecção de palmilhas. O objetivo desse estudo foi comparar as alterações da cinemática do pé-tornozelo, durante a marcha, geradas pela simulação de palmilhas biomecânicas confeccionadas de acordo com os métodos mais comumente preconizados para a avaliação do alinhamento do pé. **Métodos:** Neste estudo quase-experimental coletas com um mesmo participante foram feitas em quatro condições em um mesmo dia. Vinte e dois indivíduos foram submetidos a três tipos de avaliações do alinhamento do complexo do pé para determinação das correções das palmilhas. A primeira usou o conceito da posição neutra da subtalar em cadeia cinemática aberta (CASN). A segunda avaliação utilizou um método também foi derivado das medidas propostas por Root, porém em cadeia cinemática fechada (CFSN). Na terceira proposta o pé foi posicionado de forma similar a sua posição no momento do choque de calcanhar da marcha, isto é, as medidas angulares do alinhamento do pé foram feitas com o tornozelo a 90° em cadeia cinemática aberta (CA90°). As angulações referentes ao alinhamento do pé obtidas a partir dos diferentes métodos foram aplicadas à superfície do Dispositivo de Simulação ou Correção da Marcha – DSCM, para simular o efeito de palmilhas biomecânicas. Os seguintes complexos articulares foram analisados: 1) Complexo calcâneo\perna (CCP – relação angular entre a perna e o calcâneo); 2) Complexo antepé\perna (CAP – relação angular entre a perna e o antepé); 3) Complexo antepé/calcâneo (CAC – relação angular entre o calcâneo e o antepé). Análises de variância (ANOVAs) para medidas repetidas foram utilizadas para comparar as médias obtidas em cada uma das condições do teste, para cada variável dependente. Contrastes pré-planejados foram utilizados para localizar possíveis diferenças entre a condição sem correção e as demais condições experimentais. **Resultados:** As palmilhas feitas pelo método CA90° reduziram a eversão observada em todos complexos estudados ($p \leq 0,003$). Além disso, esta palmilha reduziu o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão no CCP e CAP ($p \leq 0,016$). As palmilhas feitas pelo método CASN reduziram a eversão apenas no CAP e CAC ($p \leq 0,015$) e o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão no CAP ($p \leq 0,001$). As palmilhas feitas pelo método CFSN não produziram mudanças significativas. **Conclusão:** Palmilhas ortopédicas produziram alterações, no que diz respeito ao controle do comportamento cinemático do complexo do pé durante a marcha. O método de avaliação do alinhamento do pé CA90° alterou um maior número de variáveis cinemáticas nos complexos estudados.

Palavras-chave: Cinemática, Pé, Palmilha, Pronação, Avaliação.

ABSTRACT

Introduction: Kinematic analysis of lower limb joints, especially of the foot, and its possible changes, helps to understand the mechanisms associated with musculoskeletal injuries and to guide possible therapeutic actions. Proper alignment allows the foot to perform important functions during gait, such as adapting to the irregularities of surfaces, absorbing ground reaction forces and joint forces and imposing forces on the ground to accelerate the body during activities such as walking and running. The use of insoles has been investigated as an alternative to correct and control incorrect motion of the subtalar joint due to poor alignment of the foot. The determination of alignment angles of the foot complex provides the therapist the quantification of parameters that will be used for the manufacture of insoles. The aim of this study was to compare changes in the ankle-foot kinematics, during gait, generated by the simulation of biomechanical insoles made according to the methods most commonly recommended for the assessment of foot alignment.

Methods: In this quasi-experimental study, trials with the same subject were performed in four different conditions in the same day. Twenty-two subjects underwent three types of assessment of the foot complex alignment to determine the corrections of the insoles. The first one used the concept of the subtalar neutral position in open kinematic chain (CASN). The second assessment used a method that was also derivative of the measures proposed by Root, but in closed kinematic chain (CFSN). In the third assessment the foot was positioned in a manner similar to its position in the shock of heel of the gait, that is, angular measures of the foot alignment were made with the ankle at 90° in open kinematic chain (CA90°). The angles related to the foot alignment obtained from the different methods were applied to the surface of the Device of Simulation or Correction of the Gait - DSCM, to simulate the effect of biomechanical insoles. The following joint complexes were analyzed: 1) Calcaneus/leg complex (CCP - angular relationship between leg and calcaneus), 2) Forefoot/leg complex (CAP - angular relationship between leg and forefoot), 3) Forefoot/calcaneus complex (CAC - angular relationship between calcaneus and forefoot). Analysis of variance (ANOVAs) for repeated measures were used to compare means obtained in each of the test conditions, for each dependent variable. Preplanned contrasts were used to locate possible differences between the condition without correction and the other experimental conditions.

Results: Insoles made by the CA90° method reduced eversion observed in all complexes studied ($p \leq 0.003$). In addition, these insoles have reduced the time between initial contact and eversion peak in the CCP and CAP ($p \leq 0.016$). Insoles made by the method CASN reduced eversion only in CAP and CAC ($p \leq 0.015$) and the time between initial contact and eversion peak in CAP ($p \leq 0.001$). Insoles made by the CFSN method produced no significant changes.

Conclusion: Orthopedic insoles produced changes related to the control of kinematic behaviour of the foot complex during gait. The method of foot alignment assessment CA90° changed a greater number of kinematic variables in the complexes studied.

Keywords: Kinematics, Foot, Insoles, Pronation, Assessment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Definição do alinhamento do pé.....	11
FIGURA 2 – Posicionamento para avaliação dos alinhamentos do retropé e antepé.....	23 e 24
FIGURA 3 – Posicionamento das marcas de rastreamento.....	25
FIGURA 4 – Gráfico da série temporal para o comportamento do Complexo Calcâneo perna nos movimentos de inversão e eversão.....	40
FIGURA 5 – Gráfico da série temporal para o comportamento do Complexo Antepé - Calcâneo nos movimentos de inversão e eversão.....	41
FIGURA 6 – Gráfico da série temporal para comportamento do Complexo Antepé-perna nos movimentos de inversão e eversão.....	41

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Confiabilidade teste-reteste da posição subtalar neutra.....	29
TABELA 2 - ICC das variáveis cinemáticas obtidas a partir do modelo cinemático utilizado.....	30
TABELA 3 - ICC das medidas angulares da avaliação do pé.....	31
TABELA 4 - Medidas do alinhamento do pé nas condições CA90°, CASN e CFSN.....	32
TABELA 5 - Coeficientes de correlação intraclasse entre as situações de andar descalço e andar com o DSCM sem correções.....	33
TABELA 6 - Coeficientes de correlação intraclasse entre as situações de andar com o DSCM sem correções e andar com sandália sem palmilha (sem correções).....	34
TABELA 7 - Coeficientes de correlação intraclasse entre as situações de andar com o DSCM ajustado (com correções) e andar com sandália com palmilha (com correções).....	35
TABELA 8 - Média (desvio padrão) e mínimo/máximo para os ângulos mensurados no Complexo Calcâneo/perna.....	38
TABELA 9 - Média (desvio padrão) e mínimo/ máximo para os ângulos mensurados no Complexo Antepé /perna.....	39
TABELA 10 - Média (desvio padrão) e mínimo / máximo para os ângulos mensurados no Complexo Antepé/Calcâneo.....	39

LISTA DE ABREVIATURAS

CASN - cadeia aberta com subtalar em neutro

CFSN - cadeia fechada com subtalar em neutro

CA90° - cadeia fechada com o tornozelo a 90°

DSCM -Dispositivo de Simulação ou Correção da marcha

CCP - Complexo calcâneo/perna

CAP - Complexo antepé/perna

CAC - Complexo antepé/calcâneo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
1.1	Hipóteses do estudo	17
2	MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
2.1	Participantes	17
2.2	Instrumentação.....	19
2.2.1	Sistema de análise de movimento	19
2.2.2	Dispositivo de simulação e correção da marcha.....	20
2.2.3	Controle da velocidade	21
2.2.4	Determinação da fase de apoio da marcha	22
2.3	Procedimento	22
2.4	Redução dos dados.....	27
2.5	Análise estatística.....	28
3	RESULTADOS	29
4	DISCUSSÃO.....	42
5	CONCLUSÃO	52
	REFERÊNCIAS.....	53
	APÊNDICE.....	56
	ANEXO.....	58

1 INTRODUÇÃO

A análise instrumentada da marcha vem se tornando cada vez mais importante para uma melhor compreensão do comportamento biomecânico das articulações dos membros inferiores (1). Esse tipo de análise proporciona a identificação do comportamento cinemático de diversas articulações e possíveis alterações que podem ocorrer durante o caminhar (1,2). A informação obtida por meio da análise da marcha contribui para compreender os mecanismos associados à produção de lesões musculoesqueléticas e para orientar possíveis ações terapêuticas (2). Um dos métodos mais usados para avaliar a marcha é a utilização de câmeras e marcas reflexivas, que fornecem parâmetros angulares das articulações (1). A obtenção desses parâmetros permite a definição de dados normativos de diferentes articulações do corpo humano e a identificação das alterações mais comuns dessas áreas. Considerando a complexidade da biomecânica da marcha, um dos segmentos corporais que vem recebendo, recentemente, uma grande atenção da comunidade científica tem sido o complexo do pé (3). Esse interesse é fundamentado no fato de que o funcionamento adequado do pé é essencial para a integridade e comportamento biomecânico do sistema musculoesquelético, uma vez que ele pode contribuir para o alinhamento de todo o membro inferior (3,4,5).

O alinhamento do pé em ortostatismo e durante a marcha tem sido considerado como essencial para uma mecânica adequada de todo o membro inferior (6,7). Além disso, vários autores têm relacionado à ocorrência de diversas lesões musculoesqueléticas com a presença de alterações de alinhamento do complexo do pé (4,5,8). Em uma avaliação articular sistematizada, o alinhamento do pé tem sido avaliado a partir da posição neutra da articulação subtalar (9). Nessa

posição, o ângulo entre as bissecções da perna e do calcâneo e entre as bissecções do calcâneo com o plano do antepé deve ser de no máximo de 4 e 6 graus, respectivamente, para serem considerados normais (5,8).

Podemos ver na figura 1-a o pé ideal onde, com a subtalar em neutro, as linhas de bissecção da perna e do calcâneo são coincidentes e a linha de bissecção do calcâneo é paralela ao plano do antepé. Quando a alteração do calcâneo e antepé são em direção a lateral da perna temos um valgismo (1-b) e quando a alteração do calcâneo e antepé são em direção a medial da perna temos um varismo (1-c).

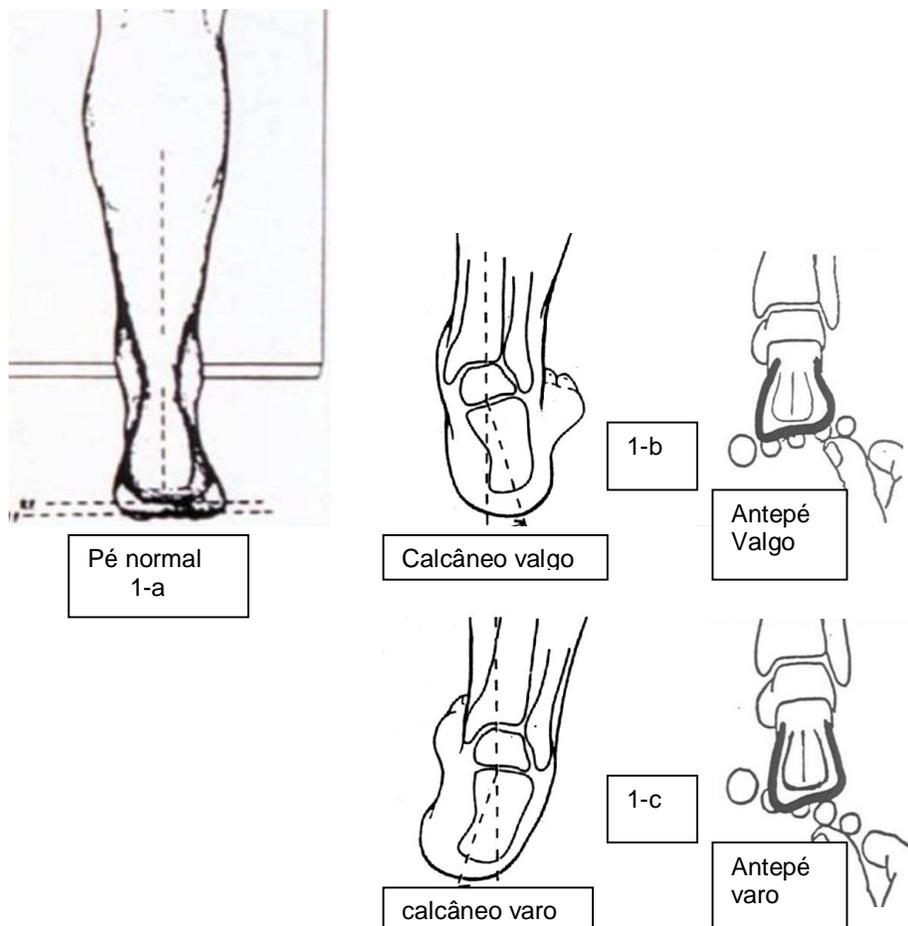


FIGURA 1 : Definição do alinhamento do pé: Adaptado de Michaud TC. Abnormal motion during the gait cycle. Foot orthoses: and other forms of conservative foot care. Massachusetts: Williams & Wilkins 1993 e Gould J: Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte. 2ªed, Manole, São Paulo.1993.

Um alinhamento adequado permite que o pé desempenhe funções importantes durante a marcha, tais como adaptar-se a irregularidades de superfícies, absorver forças de reação do solo ou articulares e impor forças sobre o solo para acelerar o corpo durante atividades como andar e correr (5). Por exemplo, durante a fase de apoio da marcha, ocorre o movimento de pronação da articulação subtalar (movimento triplanar do pé e tornozelo em eversão do calcâneo, adução e flexão plantar do tálus). Esse movimento permite que o pé se torne flexível possibilitando a absorção de forças geradas pela reação do solo ou pelos movimentos articulares, além de facilitar a sua adaptação a superfícies diferentes (3). Por sua vez durante a fase de impulsão da marcha, acontece o movimento de supinação da articulação subtalar (movimento triplanar do pé e tornozelo em inversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão do tálus). A supinação subtalar faz com que o pé se torne rígido para que possa atuar efetivamente na transferência da carga produzida pelo peso corporal para as cabeças dos metatarsianos, permitindo a impulsão (5). Dessa forma, o comportamento dos movimentos de pronação e supinação do pé contribuem para o funcionamento adequado dos membros inferiores e, conseqüentemente, do sistema musculoesquelético.

Alterações dos movimentos de pronação e/ou supinação do pé durante a marcha têm sido atribuídas como conseqüências da presença de varismo ou valgismo do retopé e/ou antepé (5,8,10). Essas alterações de alinhamento podem alterar o funcionamento biomecânico dos pés e, conseqüentemente, sobrecarregar as articulações dos membros inferiores, pelve e coluna vertebral (5). Estas mudanças da cinemática têm sido relacionadas ao surgimento de várias lesões musculoesqueléticas, tais como a síndrome do estresse tibial medial e, lombalgia (11, 12,13) fasciíte plantar, tendinite de Aquiles, tendinite do tibial posterior (4), dores

femoropatelaes (11,14,15) e doenças degenerativas do quadril (12). Dessa forma, a alteração do alinhamento do antepé e/ou retopé e a conseqüente alteração dos movimentos de pronação e de supinação durante a marcha, assim como as condições patológicas decorrentes dessas alterações, têm sido o foco de diversos estudos (5). A correção do alinhamento do pé tem sido considerada um dos componentes do tratamento de diversas lesões musculoesqueléticas devido à possível associação entre o alinhamento e o surgimento das mesmas.

O uso de palmilhas vem sendo investigado como alternativa para correção e controle de movimentos incorretos da articulação subtalar decorrentes do mau alinhamento do pé, e conseqüentemente de outras articulações dos membros inferiores, principalmente quando se refere aos componentes da pronação, tais como o movimento de eversão do calcâneo e adução do tálus (16). Existem várias evidências que reforçam este argumento. Eng e Pierrynowsky (4) mostraram uma diminuição do ângulo de eversão do calcâneo nos planos frontal e transversal com o uso de palmilhas biomecânicas. Similarmente, Branthwaite e Cols. (16) mostraram que palmilhas biomecânicas reduzem o movimento máximo de eversão do calcâneo durante a marcha. Williams e Cols. (17) mostraram o efeito tanto de palmilhas biomecânicas (feitas sob molde) quanto de cunhas de inversão do calcâneo na alteração da cinética (diminuição do momento e do trabalho) da articulação subtalar durante a marcha. Nester e cols (18) observaram alterações nos movimentos de pronação e supinação do pé com uso de cunhas mediais e laterais sob o calcâneo e em outro estudo encontraram uma diminuição do pico de velocidade inicial de pronação com o uso de órteses (20). Finalmente, Johanson e col. (21) encontraram uma diminuição da pronação do pé com uso de cunhas no retopé. Desta forma,

esses estudos demonstram que palmilhas sob molde ou em cunhas têm potencial para modificar a mecânica da articulação subtalar.

O uso de palmilhas para correção do mau alinhamento do pé parece contribuir para alteração do comportamento cinemático do pé durante a marcha e para a redução de sintomas de diversas lesões musculoesqueléticas dos membros inferiores (19). Donatelli e cols., por exemplo, (8) demonstraram um efeito positivo na melhora na dor do pé e do joelho e na função de atletas amadores com a utilização de palmilhas biomecânicas. Desta forma, esses estudos demonstram que palmilhas sob molde ou em cunhas têm potencial para modificar a mecânica da articulação subtalar e as lesões musculoesqueléticas decorrentes das alterações da marcha.

A fabricação de palmilhas biomecânicas requer medidas objetivas e confiáveis do alinhamento da articulação da subtalar, a determinação desse alinhamento de forma sistematizada e precisa se torna, portanto fundamental para que a palmilha produza os efeitos desejados, principalmente em disfunções de membros inferiores (17,22,23). A determinação dos ângulos de alinhamento do complexo do pé fornece aos profissionais da área de saúde a quantificação dos possíveis graus de movimento disponíveis nesta articulação para a execução das funções normais do pé e os parâmetros que serão utilizados para a confecção de palmilhas (23,24). A confecção de palmilhas deve seguir parâmetros que sejam baseados na avaliação precisa da angulação apresentada pelo paciente para garantir uma boa função do pé na marcha.

Infelizmente encontramos na literatura diversos tipos de avaliação do alinhamento do pé para determinação dos parâmetros que são considerados para a confecção de palmilhas (5,22,23,26). O método mais utilizado para determinação do alinhamento do pé surgiu na década de setenta e visa controlar os efeitos

biomecânicos da presença de alteração de alinhamento do complexo do pé, identificado quando a articulação subtalar é colocada em posição neutra (8,9). Palmilhas confeccionadas através desse método preconizado por Root (8,9), utilizam dos parâmetros de posicionamento estabelecidos para o complexo do pé de medidas clínicas como varismo/valgismo de retropé e antepé. Para determinação dos parâmetros de varismo/valgismo de retropé e antepé, Root (8,9) propôs o conceito de posição neutra da subtalar, definindo-a como sendo a posição sem suporte de peso em que não há nem pronação, nem supinação na articulação subtalar (análise em cadeia cinemática aberta). Tradicionalmente, medidas na posição subtalar em neutro têm sido feitas utilizando-se um goniômetro universal com o paciente em decúbito ventral. Esse método avalia a posição do calcâneo em relação à tíbia e do calcâneo em relação ao plano do antepé para determinar a quantidade de eversão ou inversão como componentes da pronação e supinação respectivamente (25). Este método é chamado de cadeia aberta com subtalar em neutro (CASN). Outro método de determinação do alinhamento, derivado das medidas propostas por Root, é o posicionamento da subtalar em neutro durante suporte de peso (cadeia cinemática fechada), no qual são feitas medidas da distância entre a tuberosidade do navicular até o chão e/ou do ângulo formado entre o chão e a bissecção do calcâneo (25). Este método é chamado de cadeia fechada com subtalar em neutro (CFSN). Apesar dos procedimentos para mensuração do alinhamento do complexo do pé serem diferentes entre esses dois métodos, ambos dependem da determinação correta da posição subtalar neutra para a avaliação do alinhamento.

Outra proposta para a mensuração do alinhamento do complexo do pé, mas que independe do posicionamento subtalar em neutro, é a quantificação dos

mesmos ângulos preconizados por Root (8,9) para determinação da posição do calcâneo e do antepé, com o pé posicionado de forma similar a sua posição no momento do choque de calcanhar da marcha (15). Esta técnica de avaliação do alinhamento do pé se baseia na idéia de que as forças para a produção dos movimentos de pronação e/ou supinação do pé durante a marcha são determinadas pelas posições em que as diferentes partes do pé tocam o solo (9). Assim, as medidas angulares do alinhamento do pé são feitas com o tornozelo a 90° em cadeia cinemática aberta, com o objetivo de simular o posicionamento natural do pé durante o momento de contato com o solo. Devido ao fato dessa medida ser mais recente, apenas poucos estudos utilizaram essa técnica para a avaliação do alinhamento do complexo do pé (26,27). Este método é chamado de cadeia fechada com o tornozelo a 90° (CA90°).

Apesar de diversos métodos de avaliação do alinhamento do complexo do pé serem reportados na literatura, não existe uma definição sobre qual método seria mais efetivo para nortear a confecção das palmilhas. Essa inexistência de um sistema padronizado de avaliação nos estudos publicados gera um conflito no que diz respeito à confecção das palmilhas biomecânicas e de seus efeitos sobre a mecânica do membro inferior e sobre o tratamento e/ou prevenção de condições patológicas. Devido ao fato da literatura não ser clara em determinar os métodos e procedimentos adequados para avaliação do pé e, por conseguinte, para a confecção de palmilhas, o objetivo desse estudo foi comparar as alterações da cinemática do pé durante a marcha, geradas pela simulação de palmilhas biomecânicas confeccionadas de acordo com os métodos mais comumente preconizados para a avaliação do alinhamento do pé.

1.1 Hipoteses do estudo

H1: As correções do alinhamento do pé a partir dos métodos CA90 e CASN irão reduzir a quantidade de eversão e rotação interna e o tempo para atingir o pico de eversão e de rotação interna em todos os complexos articulares estudados. As correções do alinhamento do pé a partir do método CFSN e na condição sem correção não alterarão significativamente a cinemática do pé-tornozelo.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo teve um desenho quasi-experimental, em que os mesmos indivíduos foram testados em diferentes condições experimentais. As coletas com um mesmo participante foram feitas em quatro condições em um mesmo dia, cuja seqüência de avaliação foi aleatorizada. Os indivíduos foram, inicialmente, submetidos a três tipos de avaliações do alinhamento do complexo do pé, para determinação das correções (angulações aplicadas à superfície do Dispositivo de Simulação ou Correção da Marcha - DSCM) a serem realizadas para simular o efeito de palmilhas biomecânicas. Posteriormente, a marcha dos indivíduos foi avaliada em cada situação com correção no DSCM e em uma situação sem correções, a qual serviu como condição controle.

2.1 Participantes

Foram avaliados 22 indivíduos sendo 10 mulheres e 12 homens, no presente estudo. Esse número foi calculado com base em estudo prévio, com 12 indivíduos, que forneceu dados para o cálculo amostral. Esse cálculo foi realizado com o objetivo de atingir um poder estatístico de 80%, considerando um nível de significância de 0,05 e um tamanho de efeito de $f = 0,60$ (28), o qual foi encontrado no estudo piloto para as medidas de eversão do calcâneo. O processo de seleção dos sujeitos do estudo foi realizado por conveniência. Esses indivíduos deveriam ter idade de 20 a 40 anos, ser assintomáticos, de ambos os sexos, e calçar entre 39 e 41. Além disso, esses indivíduos deveriam apresentar alterações no alinhamento do complexo do pé segundo os parâmetros da avaliação de Root (9), ou seja, apresentar um aumento do ângulo de varismo e/ou valgismo do retropé (mais de 4 graus) e/ou varismo e/ou valgismo de antepé (mais de 6 graus), e não fazer uso de

palmilhas há pelo menos um ano. Indivíduos diabéticos ou com histórico de cirurgia ortopédica de membros inferiores não foram incluídos no estudo. Os indivíduos que apresentaram desconforto durante a coleta ou não se adaptaram aos instrumentos utilizados foram excluídos.

2.2 Instrumentação

2.2.1 Sistema de análise de movimento

Os dados cinemáticos tridimensionais foram obtidos por meio do sistema de captura de movimento Qualisys Pro-reflex (Qualysis medical-AB;411:12. Gothenburg:Suécia). O sistema utilizado é composto por oito câmeras emissoras de luz infravermelha, a qual é refletida por marcadores esféricos colocados sobre o membro inferior direito dos participantes. Através da combinação das posições das marcas obtidas pelas oito câmeras, as coordenadas de cada marca foram reconstruídas em três dimensões. A confiabilidade do posicionamento dos marcadores foi avaliada por meio de um estudo piloto. Nesse estudo piloto, foram realizadas duas coletas em nove indivíduos com diferença mínima de 3 dias entre cada avaliação. Foi avaliada a confiabilidade de variáveis angulares e temporais durante a fase de apoio da marcha do membro inferior direito, as quais foram utilizadas no presente estudo. Os seguintes complexos articulares foram analisados:

- 1) Complexo calcâneo/perna (CCP – relação angular entre a perna e o calcâneo);
- 2) Complexo antepé/perna (CAP – relação angular entre a perna e o antepé);
- 3) Complexo antepé/calcâneo (CAC – relação angular entre o calcâneo e o antepé).

O processo de calibração do sistema de análise de movimento foi realizado através do posicionamento sobre a passarela de uma estrutura metálica em forma de L, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y. As coordenadas de referência global foram determinadas pela leitura das marcas sobre a estrutura

metálica, definindo o eixo X como médio-lateral, o eixo Y como ântero-posterior e o eixo Z como proximal-distal. Em seguida foi feita uma varredura da área de coleta com uma haste em forma de “T” que contém duas marcas de 741 mm localizadas em seus extremos distais. A varredura foi realizada por 30 segundos de acordo com as recomendações para calibração do sistema de análise de movimento. Os dados foram capturados a uma frequência de 120 Hz.

2.2.2 Dispositivo de Simulação ou Correção da Marcha (DSCM)- Patente

Requerida nº PI0900432/7

O DSCM consiste em um dispositivo que simula alterações do alinhamento do pé e/ou corrige os efeitos mecânicos da presença dessas alterações. Esse dispositivo consiste em uma sandália, confeccionada em EVA, que foi construída em parceria com o Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG. O DSCM, de tamanho de calçado 39/40, possui sobre a sola um anteparo apoiado com parafusos verticais distribuídos por todo solado. Este anteparo serve como a superfície de apoio para o pé. Os parafusos podem ser independentemente regulados levando a superfície de apoio para cima ou para baixo em até 2,5cm equivalendo a mais ou menos 15°. Esse sistema foi idealizado para facilitar a realização de pesquisas que exigem a utilização de palmilhas, uma vez que ele pode imitar inclinações laterais e mediais da superfície das mesmas. Assim, como uma palmilha, o DSCM fornece apoios mediais e laterais, tanto no retropé quanto no antepé. Uma vez que através de ajustes nos parafusos que ficam na base do DSCM pode se fazer a correção desejada para cada situação, não é necessário confeccionar palmilhas para cada pé dos participantes do estudo, em cada condição experimental. Antes do desenvolvimento do estudo principal, um estudo piloto foi realizado para verificar se a marcha com o uso do DSCM com a superfície de apoio plana (sem correções)

seria semelhante à marcha descalça ou com uma palmilha plana (sem correções). Este estudo piloto verificou também se a marcha com o DSCM simula o efeito esperado de uma palmilha com correções biomecânicas (com inclinações para compensar mau alinhamento de retropé e antepé. Nesse estudo piloto, 16 indivíduos foram solicitados a caminhar em cinco condições: 1) descalço; 2) com uma sandália, com as mesmas características do DSCM (altura e dureza do salto e amarras) com a superfície de apoio plana (sem correções); 3) com a sandália com uma palmilha de correção biomecânica do próprio paciente, com mais de 2 meses de uso; 4) com o DSCM com a superfície plana (sem correções); e 5) com o DSCM com as mesmas correções da palmilha do indivíduo, que foram mensuradas em centímetros e transferidas para o DSCM.

2.2.3 Controle da velocidade

A velocidade de marcha dos voluntários da pesquisa foi aquela auto selecionada (velocidade mais confortável) pelos participantes durante várias tentativas de familiarização realizadas antes do estudo. Para certificar que a marcha auto-selecionada seria mantida durante as condições de teste, marcas feitas com fitas adesivas, eram posicionadas sobre a passarela no local onde o calcanhar dos indivíduos tocava a plataforma, depois que o voluntário atingisse sua velocidade de conforto. As marcas eram somente posicionadas quando o examinador certificava-se que as mesmas não alteravam o comprimento e/ou frequência da passada auto-selecionada. Durante as coletas os participantes não tinham informação visual das marcas as quais, foram utilizadas pelo investigador apenas para controle da velocidade. Quando o indivíduo mudava a velocidade de marcha ou pisava fora das marcas previamente estabelecidas, as coletas eram descartadas e novas tentativas eram realizadas.

2.2.4 Determinação da fase de apoio da marcha.

Os dados da plataforma de força (AMTI OR6-6, Watertown, MA), sincronizada com o sistema de análise de movimento, foram processados e usados para normalização da fase de apoio da marcha. Durante os testes, a fase de suporte da marcha foi determinada pelos quadros em que houve o primeiro e o último registro da força de reação vertical do solo capturadas pela plataforma.

2.3 Procedimento

Os sujeitos chegaram ao laboratório onde leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - UFMG número 649/08. Para facilitar a avaliação e colocação das marcas reflexivas, os voluntários foram solicitados a utilizar roupas de banho ou shorts curtos colados ao corpo. As avaliações das angulações de retropé e antepé foram feitas em uma maca com o indivíduo em decúbito ventral com membro contralateral abduzido, fletido e rodado externamente (Figura 2a). Nesta posição, foram realizadas, em cadeia aberta, as medidas de alinhamento com a articulação subtalar em neutro (CASN), de acordo com Root (8,9) (Figura 2b), e com o tornozelo posicionado a 90° de dorso flexão (CA90°) (26) (Figura 2c). O alinhamento do retropé foi avaliado pela medida angular entre a bissecção da perna e a bissecção do calcâneo e o alinhamento do antepé foi avaliado pela medida angular entre a bissecção do calcâneo e o plano do antepé (cabeça do 1° ao 5° metatarso). Uma terceira avaliação foi realizada com o indivíduo em pé com a articulação subtalar posicionada em neutro (CFSN) de acordo com Sell e col. (21). Nesse posicionamento, a posição do calcâneo foi mensurada com o inclinômetro (ângulo formado pela bissecção do calcâneo e a linha vertical). Além disso, o inclinômetro foi posicionado sobre a linha formada pela cabeça do 1° ao 5° metatarso para avaliar o alinhamento do pé,

definido como o ângulo formado entre a horizontal (solo) e a orientação do antepé (Figura 2d). A ordem das avaliações foi completamente aleatorizada. As medidas das avaliações foram colhidas em ângulos, por meio de goniômetro (CASN e CA90°) e com o inclinômetro (CFSN), e transferidas para o DSCM com o auxílio do inclinômetro. Testes de confiabilidade intra e interexaminadores destas avaliações foram feitos por meio de um estudo piloto. Nesse estudo piloto foram realizadas, em dez indivíduos, duas medidas de cada uma das três avaliações, com intervalo mínimo de três dias entre as avaliações.

a)



b)



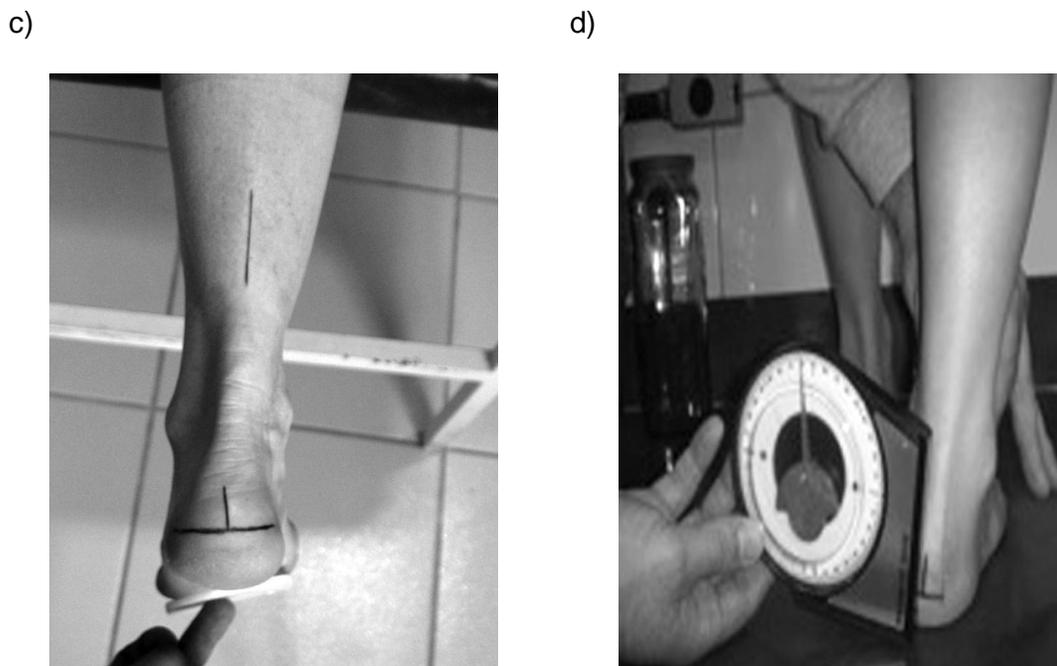


FIGURA 2 - Posicionamento para avaliação dos alinhamentos do retropé e antepé.

- a) Posicionamento do participante na maca.
- b) Posicionamento para a avaliação em cadeia aberta com a subtalar em neutro (CASN).
- c) Posicionamento para a avaliação em cadeia aberta em 90° de dorsoflexão do tornozelo (CA90°).
- d) Posicionamento para a avaliação em cadeia fechada com a subtalar em neutro. (CFSN)

Após a mensuração do alinhamento do pé nas diversas posições descritas, marcadores foram colados bilateralmente sobre a pele das regiões da pelve e do membro inferior direito com fita dupla face. Tanto a avaliação do alinhamento do pé como a colocação das marcas foram feitas por um só examinador. As seguintes marcas anatômicas foram utilizadas: epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral, sustentáculo do tálus, tubérculo peroneal, lateralmente a base do 5º metatarso, sob o processo estilóide, medialmente à base do 1º metatarso e lateralmente à cabeça do 5º metatarso. As marcas de rastreamento foram colocadas em forma de *clusters* nas seguintes regiões: região póstero-lateral e distal da perna, região posterior do calcâneo e sobre o 2º, 3º e 4º metatarsos, na região mais distal,

próximo à articulação metatarsofalangeana (Figuras 3a e 3b). O cluster da perna foi também confeccionado em neoprene e velcro, porém com uma parte metálica no centro onde ficavam 3 marcas dispostas de forma assimétrica (29). O cluster do calcâneo e do antepé (Figura 3b) tinham uma base de metal maleável de fácil ajuste com três hastes assimétricas com marcadores na ponta. (30.31)

a)



b)



FIGURA 3 - Posicionamento das marcas de rastreamento a) Vista anterior b) Vista posterior

Depois do posicionamento de todos os marcadores, os indivíduos foram solicitados a caminhar por pelo menos dez vezes, da forma e velocidade consideradas como a mais confortável, sobre uma plataforma de madeira de dez metros para a determinação da velocidade de marcha auto selecionada. Após a determinação da velocidade de marcha, as marcações para controle da velocidade foram, então, posicionadas sobre a plataforma. Além disso, os indivíduos foram solicitados a caminhar sobre a plataforma de madeira com o DSCM para que se familiarizassem com o dispositivo. A primeira coleta com o sistema de análise de movimento foi realizada com o indivíduo em posição ortostática, para colocação e definição do posicionamento neutro da articulação subtalar. O indivíduo ficava de pé sobre a plataforma com o peso distribuído nos membros inferiores, o examinador

colocava o polegar e o indicador no tálus e pedia para o indivíduo fazer suaves movimentos de pronação e supinação até o examinador encontrar a posição de igual pressão nos dedos (posição neutra) (8). O indivíduo sustentava essa posição por três segundos, enquanto a postura era coletada. Essa postura foi considerada como a posição neutra (0°) para os dados cinemáticos de todas as articulações do membro inferior. A confiabilidade intra-examinador da colocação da articulação subtalar em neutro (durante a manutenção da posição ortostática) foi realizada por meio de um estudo piloto no qual 6 indivíduos foram avaliados em duas coletas, com no mínimo de três dias de intervalo. Essas coletas foram realizadas por apenas um examinador, que posicionou a articulação subtalar dos participantes em neutro durante todas as coletas.

Durante o experimento foram avaliadas três condições experimentais e uma controle nas quais foram realizadas quatro coletas da fase de apoio da marcha do indivíduo no membro inferior direito. A ordem das coletas foi completamente aleatória. As condições foram: 1) calçado com o DSCM com a superfície de apoio plana (sem correções); 2) com o DSCM com a superfície de apoio inclinada (com correção) somente do lado direito, de acordo com a avaliação da angulação realizada com a subtalar em neutro, em decúbito ventral (CASN); 3) com o DSCM com a superfície de apoio inclinada (com correção) somente do lado direito, de acordo com a avaliação da angulação realizada com a subtalar em neutro, em ortostatismo (CFSN); e 4) com o DSCM com a superfície de apoio inclinada (com correção), somente do lado direito, de acordo com a avaliação da angulação realizada com o tornozelo a 90° , em decúbito ventral (CA 90°).

2.4 Redução dos Dados

Inicialmente, os dados relativos às coordenadas x, y e z dos marcadores foram filtrados com um filtro Butterworth, passa baixa (low pass), de quarta ordem, com ponto de corte de 6Hz. (32) A mensuração dessas variáveis foi feita no programa Visual 3D Version 3 (C-Motion Inc., Germantown, MD). As variáveis angulares e temporais medidas durante a fase de apoio da marcha, somente do lado direito, foram:

1) Em relação ao CCP:

Tempo (Período) entre o Contato Inicial e o pico de rotação interna em porcentagem da duração da fase de apoio da marcha; pico angular de rotação interna da perna; valor médio da curva de rotação interna/externa da perna; ângulo de rotação interna da perna no momento da retirada do pé (impulsão); tempo (Período) entre o Contato Inicial e o pico de eversão do calcâneo em relação a perna em porcentagem da duração da fase da apoio da marcha; pico angular de eversão do calcâneo em relação a perna; valor médio da curva de eversão/inversão do calcâneo em relação a perna; e ângulo de eversão do calcâneo em relação a perna na retirada do pé.

2) Em relação ao CAP:

Tempo (Período) entre o Contato Inicial e o pico de eversão do antepé em relação à perna em porcentagem da duração da fase de apoio da marcha; pico angular de eversão do antepé em relação à perna; valor médio da curva de eversão/inversão do antepé em relação à perna; e ângulo de eversão do antepé em relação à perna na retirada do pé.

3) Em relação ao CAC:

Tempo (Período) entre o Contato Inicial e o pico de eversão do antepé em relação ao calcâneo em porcentagem da duração da fase de apoio da marcha; pico angular de eversão do antepé em relação ao calcâneo; valor médio da curva de eversão/inversão do antepé em relação ao calcâneo; e ângulo de eversão do antepé em relação ao calcâneo na retirada do pé.

2.5 Análise Estatística

As confiabilidades do posicionamento da articulação subtalar em neutro, da mensuração das variáveis utilizadas no estudo e das medidas clínicas de avaliação do alinhamento do pé foram avaliadas por meio do coeficiente de correlação intraclassa ($ICC_{3,1}$). Este mesmo procedimento (para teste de concordância) foi utilizado para avaliar o efeito do uso do DSCM durante a marcha. Para a determinação de que o DSCM não alterou o comportamento das variáveis cinemáticas testadas era esperado alta associação entre os valores obtidos nas condições descalço ou com sandália e a condição com o DSCM sem correção e entre as situações com palmilha e com as correções produzidas pelo DSCM.

Análises de variância (ANOVAs) para medidas repetidas foram utilizadas para comparar as médias obtidas em cada uma das quatro condições do teste (controle, CASN, CAFN e CA90°), para cada variável dependente. Quando a ANOVA revelou diferenças significativas nos efeitos principais, contrastes pré-planejados foram utilizados para localizar possíveis diferenças entre a condição sem correção e as demais condições experimentais. O nível de significância para as ANOVAs para todas as variáveis dependentes foi definido como $\alpha = 0,05$. O nível de significância dos contrastes foi ajustado para $\alpha = 0,0167$ de acordo com o número de comparações realizadas.

3 RESULTADO

As confiabilidades teste-reteste ($ICC_{3,1}$) encontradas para a posição neutra da articulação subtalar na criação do modelo estático obtidos no sistema de análise de movimento estão descritos na tabela 1.

Tabela 1- Confiabilidade teste-reteste da posição subtalar neutra

CCP no eixo Z (rotação interna e externa)	CCP no eixo Y (eversão e inversão)	CAP no eixo Y (eversão e inversão)	CAC no eixo Y (eversão e inversão)
0,92	0,863	0,86	0,802

Os coeficientes de correlação intraclasse (ICC_{3,5}) encontrados para as variáveis cinemáticas obtidas a partir do modelo cinemático utilizado para o complexo pé-perna estão na tabela 2.

Tabela 2- ICC das variáveis cinemáticas obtidas a partir do modelo cinemático utilizado.

	Tempo entre o contato inicial e o pico de Interna máxima	Ângulo de rotação interna máxima	Valor médio da curva de rotação interna/externa	Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé	Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	Ângulo do pico de eversão máxima	Média dos movimentos de eversão/inversão	Ângulo de eversão na retirada do pé
ICP	0,772	0,990	0,996	0,979	0,930	0,991	0,991	0,829
CAP	-	-	-	-	0,717	0,967	0,963	0,933
CCA	-	-	-	-	0,759	0,964	0,985	0,807

Obs: As variáveis Tempo para a rotação Interna máxima, Ângulo de rotação interna máxima, Média de rotação interna e externa e Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé não foram mensuradas no CAP e CCA.

As confiabilidades teste-reteste ($ICC_{3,3}$) encontradas para as medidas clínicas de alinhamentos do pé estão na tabela 3.

Tabela 3- ICC das medidas angulares da avaliação do pé

	Intra-examinador (Examinador 1)	Intra-examinador (Examinador 2)	Interexaminadores
Calcâneo CASN	0,913	0,839	0,885
Calcâneo CA90°	0,933	0,797	0,875
Calcâneo CFSN	0,922	0,972	0,915
Antepé CASN	0,971	0,997	0,971
Antepé CA90°	0,757	0,768	0,928
Antepé CFSN	0,930	0,974	0,944

As medidas clínicas das avaliações do alinhamento do pé estão na tabela

4.

Tabela 4-Medidas do alinhamento do pé nas condições CA90°, CASN e CFSN

Participante	CA90°	CA90°.	CASN	CASN	CFSN.	CFSN
	Calcâneo	Antepé	Calcâneo	Antepé	Calcâneo	Antepé
1-	-3	5	-4	-2	-2	4
2-	-2	21	-2	16	2	5
3-	0	12	0	10	3	4
4-	0	9	4	11	4	5
5-	-4	10	-7	-2	-5	-3
6-	-6	10	-6	-1	2	-4
7-	0	11	-1	-3	-3	-3
8-	-1	4	-1	-9	-4	-3
9-	-3	17	-6	5	-2	-2
10 -	-3	18	-3	11	-2	3
11 -	-4	-7	-6	-6	1	-2
12 -	-6	9	-5	8	3	6
13 -	11	11	-7	-2	-2	-4
14 -	0	17	-1	11	3	4
15 -	-2	20	-3	12	5	8
16 -	-3	19	-5	8	3	4
17 -	-1	11	2	11	6	6
18 -	0	13	3	12	4	7
19 -	-5	11	-4	7	4	3
20 -	4	10	3	7	5	3
21 -	-1	13	-4	10	-3	-3
22 -	4	16	4	9	7	6
Media	-1	11	-2	5	1	1

Os coeficientes de correlação (ICCs) entre os valores das variáveis cinemáticas obtidas durante a marcha realizada com os participantes descalços e os valores obtidos na situação com o DSCM livre (sem correções) estão apresentados na tabela 4. As concordâncias (ICCs) dos valores das variáveis cinemáticas obtidas durante a marcha realizada com o DSCM livre (sem correções) com os valores obtidos na situação com a sandália (sem palmilha) estão apresentadas na tabela 5. Os coeficientes de correlação (ICCs) entre os valores das variáveis cinemáticas obtidas durante a marcha realizada com a sandália (em que estava embutida uma palmilha com correções) e os valores obtidos na situação com o DSCM simulando a palmilha (com correções) estão apresentados na tabela 6.

Tabela 5: Coeficientes de correlação intraclassa ($ICC_{3,5}$) entre as situações de andar descalço e andar com o DSCM sem correções

	Tempo entre o contato inicial e o pico de rotação Interna	Ângulo da rotação interna máxima	Valor médio da curva rotação interna e externa	Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé	Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	Ângulo do pico de eversão máxima	Valor médio da curva eversão/inversão	Ângulo de eversão na retirada do pé
CCP	0,984	0,914	0,912	0,950	0,969	0,976	0,978	0,961
CAP	-	-	-	-	0,929	0,998	0,987	0,869
CAC	-	-	-	-	0,929	0,931	0,912	0,777

Obs: As variáveis Tempo para a rotação Interna máxima, Ângulo de rotação interna máxima, Média de rotação interna e externa e Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé não foram mensuradas no CAP e CAC.

Tabela 6: Coeficientes de correlação intraclasse (ICC_{3,5}) entre as situações de andar com o DSCM sem correções e andar com sandália sem palmilha (sem correções)

	Tempo entre o contato inicial e o pico de rotação Interna	Ângulo da rotação interna máxima	Valor médio da curva rotação interna e externa	Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé	Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	Ângulo do pico de eversão máxima	Valor médio da curva de eversão/inversão	Ângulo de eversão na retirada do pé
CCP	0,966	0,948	0,917	0,933	0,809	0,968	0,947	0,807
CAP	-	-	-	-	0,942	0,998	0,977	0,942
CAC	-	-	-	-	0,941	0,841	0,943	0,790

Obs: As variáveis Tempo para a rotação Interna máxima, Ângulo de rotação interna máxima, Média de rotação interna e externa e Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé não foram mensuradas no CAP e CAC.

Tabela 7: Coeficientes de correlação intraclassa (ICC_{3,5}) entre as situações de andar com o DSCM ajustado (com correções) e andar com sandália com palmilha (com correções)

	Tempo entre o contato inicial e o pico de rotação Interna	Ângulo da rotação interna máxima	Valor médio da curva rotação interna e externa	Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé	Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	Ângulo do pico de eversão máxima	Valor médio da curva de eversão/inversão	Ângulo de eversão na retirada do pé
CCP	0,962	0,969	0,938	0,891	0,912	0,920	0,876	0,907
CAP	-	-	-	-	0,916;	0,991	0,850	0,930
CAC	-	-	-	-	0,898	0,852	0,880	0,905

Obs: As variáveis Tempo para a rotação Interna máxima, Ângulo de rotação interna máxima, Média de rotação interna e externa e Ângulo rotação interna no momento da retirada do pé não foram mensuradas no CAP e CAC

As ANOVAs para medidas repetidas indicaram diferença significativa nos efeitos principais para as seguintes variáveis dependentes: 1) tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CCP ($F=3,960$; $p=0,028$); 2) pico de eversão máxima do CCP ($F=3,522$; $p=0,033$); 3) tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP ($F=0,051$; $p=0,01$); 4) pico de eversão máxima do CAP ($F=14,487$; $p<0,001$); 5) valor médio da curva de eversão e inversão do CAP ($F=14,634$; $p<0,001$); 6) ângulo de eversão/inversão do CAP na retirada do pé ($F=9,383$; $p<0,001$); 7) pico de eversão máxima do CAC ($F=34,381$; $p<0,001$); 8) valor médio da curva de eversão e inversão no CAC ($F=23,749$; $p<0,001$); 9) ângulo de eversão/inversão do CAC na retirada do pé ($F=24,133$; $p=0,001$). Nenhuma diferença foi identificada para as outras variáveis do estudo ($p>0,05$)

Contrastes pré-planejados revelaram que a condição experimental CA90° (uso do DSCM com as correções de acordo com os alinhamentos avaliados com o tornozelo posicionado em 90° de dorsoflexão), em relação à condição sem correção (uso do DSCM plano), reduziu significativamente o valor observado para as seguintes variáveis: tempo para ocorrer o pico de eversão do CCP ($p=0,016$); pico de eversão do CCP ($p=0,003$); tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP ($p=0,001$); pico de eversão máxima do CAP ($p<0,001$); valor médio da curva de eversão/inversão do CAP ($p=0,001$); ângulo de eversão/inversão do CAP na retirada do pé ($p=0,001$); pico de eversão máxima do CAC ($p<0,001$); valor médio da curva de eversão/inversão do CAC ($p<0,001$); ângulo de eversão/inversão do CAC na retirada do pé ($p<0,001$). Diferenças significativas foram reveladas também entre a condição sem correção (uso do DSCM plano) e a condição experimental CASN (uso do DSCM com as correções de acordo com os alinhamentos avaliados pelo método de Root) para as seguintes variáveis:

tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP ($p=0,001$); pico de eversão máxima do CAP ($p=0,015$); pico de eversão máxima do CAC ($p=0,003$). Nenhuma outra diferença foi identificada entre as condições do estudo para as outras variáveis investigadas.

Nas tabelas 8, 9 e 10 encontram-se as médias, desvio padrão e mínimo / máximo para os ângulos mensurados no Complexo Calcâneo / Perna, Complexo Antepé / Perna , Complexo Antepé / Calcâneo.

Tabela 8: Média (Desvio padrão) e mínimo / máximo para os ângulos mensurados no Complexo calcâneo / perna

Variável	Tipo de Palmilha Simulada no DSCM			
	Sem Correção	Correção pelo Método CASN	Correção pelo Método CA90°	Correção pelo Método CFSN
Tempo entre o contato inicial e o pico de Interna máxima	23,23 (10,89) 59,27/15,73	22,63 (9,99) 65,97/16,15	21,99 (11,91) 70,45/12,79	21,99 (11,28) 70,05/15,49
Ângulo de pico de rotação interna	7,88 (3,74) 13,81/1,46	7,44 (2,90) 11,74/2,69	7,24 (3,34) 12,19/1,46	7,54 (3,35) 12,51/1,66
Valor médio da curva de rotação interna e externa	4,25 (4,74) 17,18/-2,51	3,80 (4,15) 16,65/-1,94	3,58 (4,40) 16,38/-2,327)	3,86 (4,27) 16,54/-3,26
Ângulo de rotação interna durante a retirada do pé	1,07 (5,07) 13,81-(-7,82)	1,78 (4,22) 12,61/-5,30	1,34 (4,30) 13,05/-3,83	1,27 (4,21) 12,77/-5,63
Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	62,99 (10,54) 73,66-26,01	57,68 (17,60) 82,15-17,92	53,49 (20,95) * 78,40-14,94	62,57 (10,64) 73,01-23,84
Ângulo do pico de eversão	-5,32 (6,07) 3,39/-21,942	-4,61(5,12) 3,31/-22,22	-3,50 (5,99) * 4,05/-21,40	-4,18 (5,33) 4,32/-21,80
Valor médio da curva de eversão/inversão	-0,66 (4,82) 7,00/-7,68	-0,66 (3,33) 6,13/-6,31	0,39 (4,58) 7,33/-7,41	-0,04 (3,29) 7,38/-5,64
Ângulo de eversão durante a retirada do pé	3,72 (5,04) 11,87/-9,97	3,37 (4,68) 11,62/-11,13	3,30 (5,03) 12,1/-11,6	3,57 (5,10) 13,33/-12,02

* significativamente diferente ($p < 0,0167$) em relação a condição sem correção

Tabela 9: Média (Desvio padrão) e mínimo / máximo para os ângulos mensurados no Complexo Antepé / perna

Variável	Tipo de Palmilha Simulada no DSCM			
	Sem Correção	Correção pelo Método CASN	Correção pelo Método CA90°	Correção pelo Método CFSN
Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	53,66 (12,98) 77,16/24,47	44,80 (16,32) * 73,66/4,28	45,86 (12,08) * 72,92/23,08	51,10 (11,65) 67,78/24,87
Ângulo do pico de eversão	-5,96 (6,13) 6,78/-15,11	-3,43(3,92) * 3,02/-10,39	-0,51(6,79) * 10,88/-11,25	-5,37 (3,63) 2,46/-12,15
Valor médio da curva de eversão/inversão	-1,39 (5,60) 7,87/-11,86	0,28 (3,77) 7,54/-5,28	3,56 (6,16) * 16,29/-6,27	-0,66 (4,03) 7,39/-9,32
Ângulo de eversão durante a retirada do pé	5,59 (5,35) 16,47/-3,40	5,89 (4,89) 13,66/-5,0	8,43 (6,12) * 20,46/-1,60	5,11 (4,48) 15,26/-3,00

* significativamente diferente ($p < 0,0167$) em relação a condição sem correção

Tabela 10: Média (Desvio padrão) e mínimo / máximo para os ângulos mensurados no Complexo Antepé / Calcâneo

Variável	Tipo de Palmilha Simulada no DSCM			
	Sem Correção	Correção pelo Método CASN	Correção pelo Método CA90°	Correção pelo Método CFSN
Tempo entre o contato inicial e o pico de eversão	41,67 (15,67) 79,83/24,53	43,79 (17,02) 73,66/7,46	46,06 (20,53) 93,48/21,41	41,07 (17,69) 94,95/18,18
Ângulo do pico de eversão	-2,03 (4,31) 11,67/-10,54	-0,31 (4,72) * 15,99/-7,58	1,84 (4,88) * 17,1/-4,77	-2,66 (4,48) 13,88/-9,66
Valor médio da curva de eversão/inversão	0,14 (0,21) 13,33/-8,05	1,30 (4,86) 17,35/-8,724	3,96 (4,69) * 18,58/-3,27	-0,19 (4,13) 14,95/-6,79
Ângulo de eversão durante a retirada do pé	0,754 (4,02) 9,49/-5,27	1,771(4,40) 9,98/-9,96	4,281 (4,52) * 11,33/-3,60	0,530 (3,63) 7,69/-4,66

* significativamente diferente ($p < 0,0167$) em relação a condição sem correção.

As Figuras 4, 5 e 6 apresentam curvas típicas representativas, do participante numero 19, para o comportamento cinemático no plano frontal dos três complexos estudados.. A figura 3 representa o comportamento típico do Complexo Calcâneo-Perna nos movimentos de inversão e eversão normalizados em relação ao ciclo da marcha (em porcentagem do ciclo). A figura 4 representa o comportamento do Complexo Antepé-Calcâneo nos movimentos de inversão e eversão em relação ao ciclo da marcha. Por fim, a figura 5 ilustra o comportamento do Complexo Antepé-Perna nos movimentos de inversão e eversão em relação ao ciclo da marcha. Nas figuras a linha verde representa a condição CA90°, a linha azul representa a condição CASN, a linha vermelha representa a condição controle (sem correção) e a linha preta representa a condição CFSN.

FIGURA 4: Série temporal para o comportamento do Complexo Calcâneo - Perna nos movimentos de inversão e eversão. Valores positivos correspondem a posições invertidas e valores negativos, a posições evertidas.

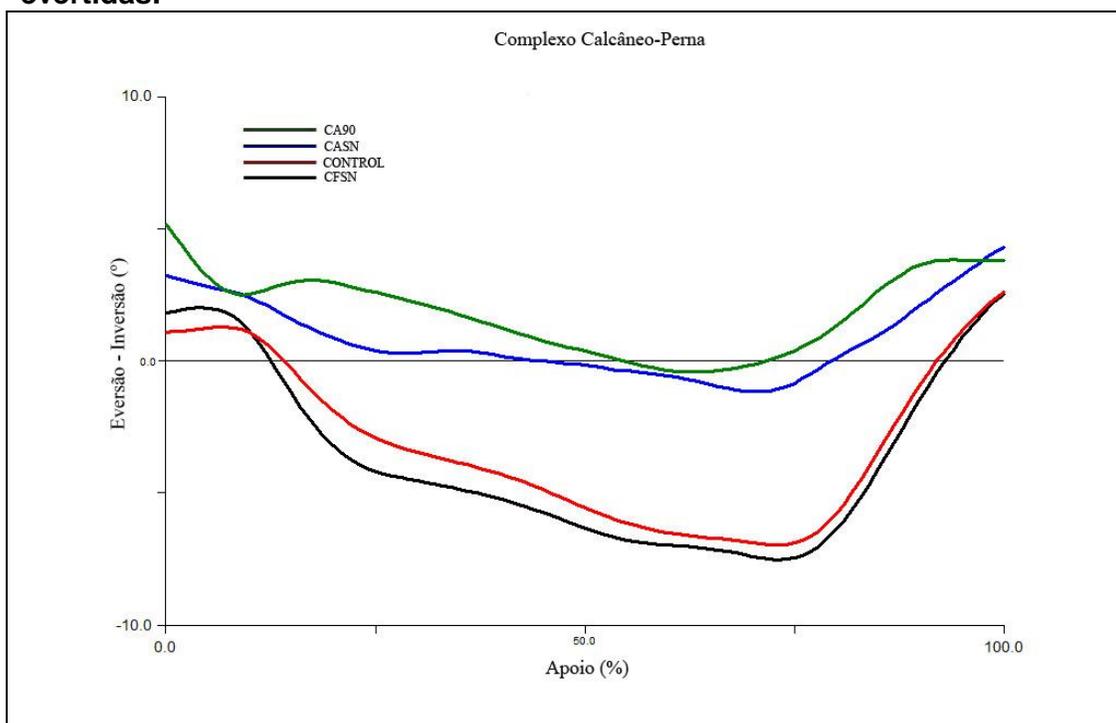


FIGURA 5: Série temporal para o comportamento do Complexo Antepé - Calcâneo nos movimentos de inversão e eversão. Valores positivos correspondem a posições invertidas e valores negativos, a posições evertidas.

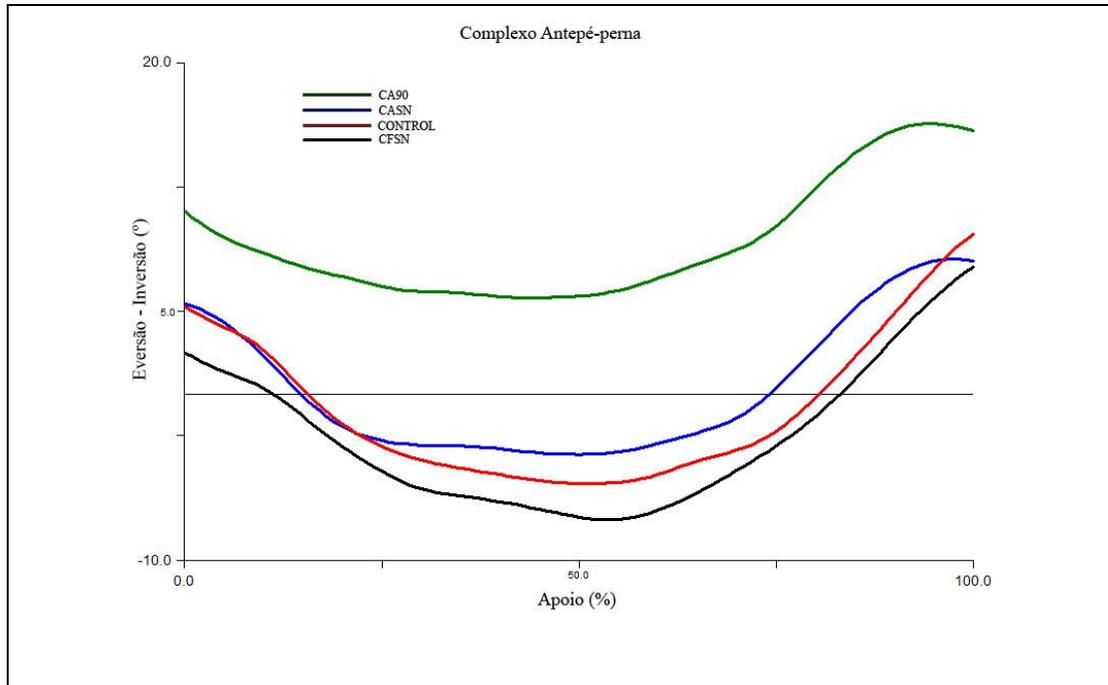
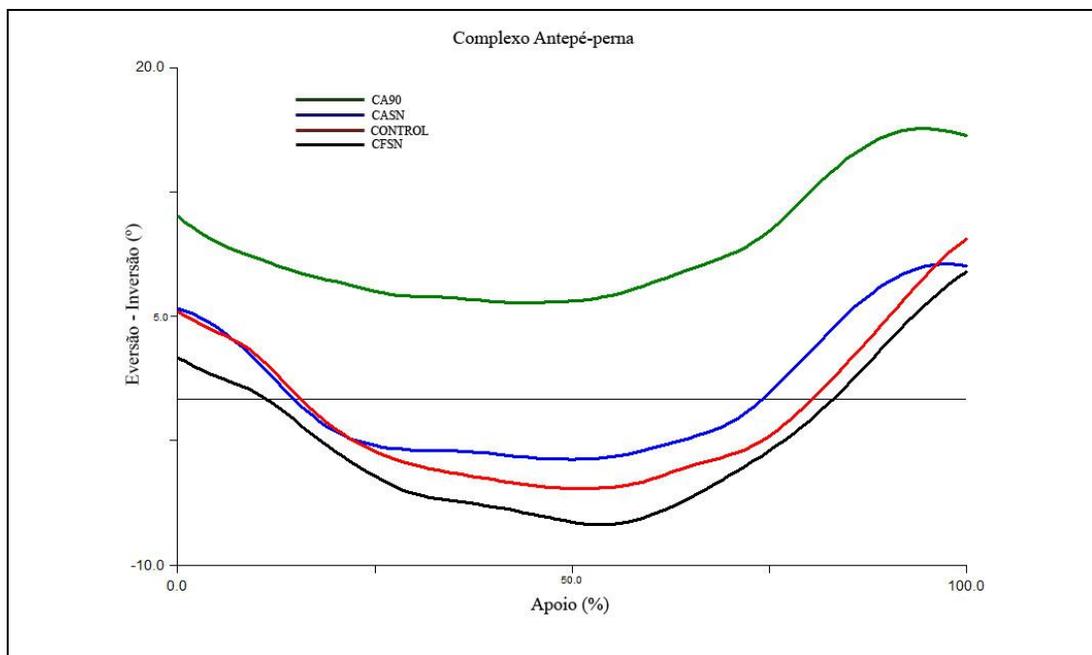


Figura 6: Série temporal para o comportamento do Complexo Antepé - Perna nos movimentos de inversão e eversão. Valores positivos correspondem a posições invertidas e valores negativos, a posições evertidas.



4 DISCUSSÃO

As palmilhas feitas por meio da avaliação do alinhamento do pé de acordo com o método preconizado por Holt (15,26) (CA90°) alteraram a cinemática de um maior número de complexos estudados. Estas palmilhas diminuíram o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CCP, o pico de eversão máxima do CCP, o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP, o pico de eversão do CAP, valor médio da curva de eversão/inversão do CAP, o ângulo de eversão/inversão do CAP na retirada do pé, o pico de eversão máxima do CAC, valor médio da curva de eversão/inversão do CAC e o ângulo de eversão/inversão do CAC na retirada do pé. Da mesma forma palmilhas feitas por meio da avaliação do alinhamento do pé com o método descrito por Root (8,9) (CASN) diminuíram o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP, o pico de eversão máxima do CAP e o pico de eversão máxima do CAC. Estes achados indicam o efeito dessas palmilhas como uma intervenção capaz de reduzir a quantidade de pronação do pé (17). Entretanto, comparando os resultados nos vários complexos estudados as palmilhas baseadas no método CA90° tiveram uma eficiência maior do que as do método CASN no controle da pronação do pé durante a marcha. Surpreendentemente, simulações de palmilhas confeccionadas por meio de mensurações obtidas com o posicionamento da articulação subtalar em neutro em cadeia fechada (CFSN) não produziram mudanças significativas na cinemática dos membros inferiores. Dessa forma, o efeito desse tipo de palmilha na cinemática da marcha pode ser considerado desprezível.

Os dados da condição controle (sem correção) permitem uma análise da sequência temporal dos movimentos que ocorrem nas três regiões do pé que foram investigadas no presente estudo. A partir desses dados podemos

estabelecer uma sequência do tempo necessário para atingir o pico de movimento angular de eversão (associado ao movimento de pronação) que ocorrem nessas regiões durante a fase de apoio da marcha. Em torno de 41% da fase de apoio da marcha o antepé atinge a pronação máxima em relação ao calcâneo (Tabela 10), em aproximadamente 53% dessa fase o antepé atinge o máximo de pronação em relação a perna (Tabela 9), e somente aos 62% da fase de apoio o calcâneo atinge o máximo de pronação em relação a perna (Tabela 8). As características temporais do antepé em relação ao calcâneo e do calcâneo em relação à perna estão de acordo com a literatura (33,34,35,36). O antepé se situa distal ao calcâneo e o seu movimento, quando comparamos o tempo de eversão do CAP com o do CCP, mostra que o antepé para de pronar antes do calcâneo. No início da fase de apoio, o movimento de pronação do antepé é maior que o movimento de pronação do calcâneo. Essa relação inverte em um segundo momento, quando o antepé começa a parar de pronar e o calcâneo continua pronando. Dessa forma o calcâneo somente para de movimentar em pronação posteriormente a parada do antepé. Os dados acima diferem de alguns estudos clássicos sobre os movimentos do complexo do pé durante a marcha, que supõem que a pronação da articulação subtalar (representada pelo CCP) atinge seu pico em torno de 25% da fase de suporte da marcha (3). Entretanto, estudos recentes feitos por meio de pinos intra ósseos demonstraram resultados semelhantes aos nossos (37,38). Esse fato reforça a adequação do modelo cinemático utilizado no presente estudo.

A sequência de eventos citada anteriormente sugere a possibilidade de o antepé ser um importante responsável por frear o movimento do calcâneo. Esse mecanismo seria semelhante ao de uma mola que oferece rigidez à torção e que

geraria uma força de resistência ao movimento de eversão do calcâneo à medida que esse movimentava em relação ao antepé. Dessa forma, à medida que o calcâneo everte em relação ao antepé, os tecidos elásticos dessa região guardam energia elástica suficiente para frear esse movimento e conter a pronação continuada. Nesse sentido, seria esperado que uma palmilha eficiente diminuísse esse tempo de pronação por meio da redução do tempo de ocorrência e ângulo máximo de eversão do calcâneo quando analisado em relação ao antepé. Essa diminuição do tempo de pronação foi observada nas palmilhas feitas por meio da avaliação do alinhamento do pé de acordo com o método CA90° que diminuíram o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CCP e o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP. Similarmente, palmilhas feitas por meio da avaliação do alinhamento do pé com o método CASN diminuíram o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão do CAP. As palmilhas obtidas a partir da avaliação em cadeia fechada (CFSN) não foram capazes de alterar o tempo de eversão nos complexos analisados durante a marcha.

A diminuição do pico de eversão é um fator importante para mostrar a eficácia das palmilhas para controle dos movimentos do complexo do pé (5). Quando observamos os dados angulares do pico de eversão podemos ver que as palmilhas do modelo CA90° conseguiram fazer essa função nos complexos CCP, CAC e CAP. Por outro lado, o modelo CASN conseguiu diminuir o pico de eversão nos complexos CAC e CAP. Em contraste com esses resultados as palmilhas obtidas a partir da avaliação em cadeia fechada (CFSN) não foram capazes de alterar a eversão nos complexos analisados durante a marcha.

Além do pico de eversão, outro fator importante para a eficácia das palmilhas é a capacidade delas de diminuir a quantidade de movimento de

eversão na fase de apoio. Os resultados demonstraram que somente as palmilhas feitas pelo método CA90° apresentaram mudanças significativas na diminuição do valor médio da curva de inversão/eversão no CAC e no CAP. Por outro lado as palmilhas feitas pelos métodos CASN e CFSN não alteraram o valor médio da curva de inversão/eversão do movimento do complexo do pé. Esses resultados indicam, novamente, que palmilhas confeccionadas a partir de avaliações em cadeia fechada podem não produzir os resultados almejados. Além disso, palmilhas confeccionadas de acordo com o método CASN possuem um efeito limitado quando se necessita controlar a pronação durante a fase de suporte da marcha.

Levar o pé para a inversão durante a retirada do pé na marcha é fundamental para que o pé obtenha a rigidez necessária para impulsionar o corpo durante a fase de impulsão da marcha (5,8). Dessa forma, as palmilhas que diminuem a quantidade de eversão podem ser consideradas como capazes de cumprir uma função biomecânica importante. As palmilhas feitas pelo método CA90° apresentaram mudança significativa na diminuição do ângulo de eversão do antepé em relação ao calcâneo na retirada do pé no CAC e no CAP. Similarmente à medida da média de inversão e eversão, as palmilhas feitas pelos métodos CASN e CFSN não alteraram o ângulo de eversão do antepé em relação ao calcâneo no momento de retirada do pé durante a marcha. Esse fato indica que as correções de alinhamento produzidas por esses métodos de avaliação do alinhamento podem não ser suficientes para induzir mudanças na cinemática do complexo do pé durante a fase de impulsão da marcha. Devido ao fato de que durante essa fase somente o antepé encontra-se em contato com o solo é possível que correções realizadas por meio dos métodos CASN e CFSN não

capturem de maneira adequada as alterações de alinhamento dessa região do pé. Assim, os efeitos dessas palmilhas no processo de retorno a supinação do pé podem ser considerados limitados.

As palmilhas feitas pelo método de avaliação CA90° obtiveram um resultado mais amplo (alterou um maior número de variáveis cinemáticas dos complexos estudados) que aquelas produzidas pelo método CASN em todas as variáveis analisadas neste estudo. Isto pode ser explicado quando se compara a média dos ângulos medidos durante as avaliações de alinhamento do antepé que são mostrados na tabela 4. A média foi de aproximadamente 10° para a condição CA90° e de 5° para a condição CASN. Esse fato indica que o varismo de antepé capturado pelo método CA90° foi maior do que o obtido pelos outros métodos de avaliação do alinhamento. Dessa forma, a quantidade de correção angular do antepé na condição CA90° foi, em média, o dobro da correção produzida pelo método CASN. Esta diferença pode explicar a melhor eficácia dessas palmilhas em controlar os movimentos do complexo do pé.

Outro resultado do estudo que vem reforçar a hipótese de que a eficácia das palmilhas resulta da quantidade de correção do antepé é o fato de que as palmilhas feitas na condição CFSN não tiveram uma mudança significativa nas variáveis analisadas. A média das medidas angulares do antepé para a criação das palmilhas da condição CFSN foi de 1° em média, ou seja, foram muito menores que das outras duas condições (Tabela 4). Este valor de correção é cinco vezes menor do que aquele resultante da avaliação pelo método CASN e 10 vezes menor do que os produzidos pelo método CA90°. Este fato pode justificar a ausência de diferenças significativas nos valores da cinemática da marcha produzidos por palmilhas do método CFSN nas variáveis avaliadas neste estudo.

Assim, a idéia de que a eficácia de palmilhas biomecânicas no controle da cinemática da marcha resulta da quantidade de correção do antepé é mais uma vez reforçada.

Um dos aspectos que pode justificar o fato das alterações do alinhamento do antepé serem maiores na avaliação do método CA90° é que, possivelmente, durante a manutenção da dorsiflexão ativa do tornozelo a 90° ocorre uma extensão do primeiro raio do pé nos indivíduos que apresentem essa região com maior mobilidade. A extensão do primeiro raio produz um aumento do varismo do antepé, o qual não é capturado pelas outras medidas de alinhamento do pé. Uma vez que a mobilidade excessiva do primeiro raio é, também, uma das causas da pronação excessiva durante as fases de médio apoio e impulsão da marcha (5), a ausência de controle dessa condição por meio de palmilhas irá produzir efeitos menores na cinemática da marcha. Os melhores resultados observados na condição CA90°, durante todas as fases da marcha e em todas as variáveis estudadas, reforçam a idéia de que é o antepé que contribui para frear o movimento de eversão do calcâneo durante a marcha. Assim, quanto maior a correção realizada nessa região do pé, mais cedo ocorrerá o controle da pronação do antepé e, conseqüentemente, mais cedo o movimento de eversão (pronação) do calcâneo será estabilizado.

No presente estudo, não foi observado, no plano transversal, efeito das palmilhas no controle dos movimentos avaliados, como tem sido relatado na literatura (17,18). Este fato pode ser explicado por três fatores. Inicialmente, as alterações anatômicas dos eixos da articulação subtalar produzidas por tipos diferentes de pés fazem com que a existência de movimentos no plano transversal (rotação interna/externa) sejam dependentes da inclinação do eixo subtalar

projetado no plano sagital (39,40). Dessa forma, o acoplamento dos movimentos de inversão/eversão com os movimentos de rotação interna/externa são variáveis (39,40). Segundo, estudos recentes realizados com pinos intra-ósseos têm observado a existência de movimentos independentes de rotação e eversão/inversão na articulação talocrural (37,38). Nesses casos, é possível que haja um desacoplamento dos componentes de rotação e inversão/eversão da pronação na articulação talocrural. Esse fato irá reduzir a quantidade de rotação da tíbia e impedir que os efeitos das palmilhas no plano transversal sejam observados. Finalmente, é fundamental considerar as influências de articulações proximais, como a pelve e o quadril, sobre as rotações da perna (39). Mesmo que palmilhas biomecânicas possam controlar os movimentos de eversão e inversão do pé, forças rotatórias descendentes produzidas pelos movimentos de pélvis e tronco durante a marcha podem continuar a influenciar os movimentos no plano transversal. Dessa forma, aparentemente não podemos estabelecer de modo inequívoco uma relação direta entre pronação do pé e rotação interna da perna em todas as situações. De acordo com os resultados obtidos as palmilhas biomecânicas para correção do alinhamento do pé apresentam um efeito maior no plano frontal do que no plano transversal.

O presente estudo exigiu desenvolvimento de diversas etapas para que os resultados encontrados pudessem refletir fielmente o efeito dos tipos diferentes de palmilhas sobre a cinemática do pé-tornozelo. Inicialmente, foi necessário o estabelecimento de um método para a mensuração dos movimentos entre os diversos segmentos do pé-tornozelo. Para isso foi necessária a avaliação das confiabilidades do posicionamento da articulação subtalar neutra e dos ângulos medidos. Além disso, o desenvolvimento do DSCM exigiu que fosse demonstrado

que seu uso poderia realmente simular o efeito de palmilhas confeccionadas por meio dos diversos métodos de avaliação do alinhamento do pé. Assim, foi imprescindível que o uso do DSCM não alterasse o comportamento cinemático do pé quando comparado com a marcha sem calçados ou com uma sandália sem palmilha. Felizmente, todos esses pré-requisitos foram alcançados com sucesso.

Os estudos de confiabilidade realizados nesse estudo demonstraram coeficientes de correlação intraclasse que variaram de 0,80 a 0,92 (Tabela 1) para o posicionamento da articulação subtalar em neutro e de 0,72 a 0,99 (Tabela 2) para as variáveis cinemáticas obtidas a partir do modelo cinemático usado para o complexo pé-perna. Estes resultados demonstraram a adequação da metodologia utilizada para as análises cinemáticas realizadas. Além disso, coeficientes de correlação de 0,76 a 0,97 (Tabela 3) foram encontradas para as medidas clínicas de alinhamentos do pé. Esse fato demonstrou reprodutibilidade adequada dos parâmetros de correção utilizados para determinar as inclinações do DSCM nas condições experimentais. As análises de adequação do DSCM para simular o uso das palmilhas mostraram índices de concordância que variaram de 0,78 a 0,99 (Tabela 7) para os valores das variáveis cinemáticas obtidas durante a marcha realizada com os participantes descalços e utilizando o DSCM com a superfície de apoio plana e nas situações com o uso de palmilhas e com correções feitas no DSCM. A alta concordância 0,84 a 0,97 (Tabela 5 e 6), aferida por meio dos coeficientes de correlação intraclasse, indica que o uso do DSCM sem inclinações simulou a marcha realizada sem calçados e sem órteses e que o DSCM foi capaz de reproduzir os efeitos de palmilhas na cinemática do pé. Assim, todos os procedimentos metodológicos foram apropriados para a realização do presente estudo.

Apesar do cuidado metodológico no desenvolvimento do estudo, algumas limitações devem ser apontadas. Os movimentos das articulações do complexo do pé ocorrem sobre um eixo oblíquo, mas foram analisados como eixos independentes em dois planos (frontal e transversal) separadamente. Entretanto, esse procedimento tem sido o mesmo utilizado pelos estudos sobre a cinemática do pé (27,33,34,35,36,37). Uma vez que a localização exata do eixo subtalar e transversal do tarso não podem ser determinados para cada indivíduo, as análises tendem a investigar o comportamento cinemático sobre a projeção do eixo em cada plano investigado. Felizmente, os gráficos gerados na análise cinemática dos 3 complexos (Figuras 3, 4 e 5) são condizentes com gráficos de análise cinemática dos movimentos do pé feitas em estudos de marcas intra-ósseas (36,37). Dessa forma, os resultados obtidos são compatíveis com os dados mais confiáveis apresentados na literatura. Além disso, o presente estudo não verificou os efeitos cinéticos da simulação de palmilhas e as conseqüências sobre as demais articulações dos membros inferiores e pélvis. Informações cinéticas sobre o efeito da simulação de palmilhas biomecânicas em toda cadeia cinética poderiam ajudar no melhor entendimento do papel dessa intervenção no tratamento e prevenção de lesões.

Os resultados do presente estudo indicam que palmilhas ortopédicas podem ter uma boa eficácia no que diz respeito ao controle do comportamento cinemático do complexo do pé-tornozelo durante a marcha. Esse fato pode justificar a eficácia observada no uso de palmilhas biomecânicas nas diversas condições patológicas em que elas vêm sendo usadas. Entretanto, deve ser ressaltado que o efeito das palmilhas é dependente do modo como a avaliação é realizada para determinar os parâmetros de confecção. O entendimento sobre

como avaliar o alinhamento do pé e como a palmilha deve ser confeccionada pode facilitar a compreensão por parte dos profissionais da área de saúde sobre a utilidade das palmilhas na prevenção e tratamento de diversas lesões musculoesqueléticas. Provavelmente, os casos reportados na literatura em que não são encontrados resultados positivos das palmilhas decorram do fato de que algumas das palmilhas investigadas não corrigirem o antepé, pois somente fazem a elevação do arco plantar e/ou, às vezes, fazem a elevação do arco com a correção do varismo de calcâneo. Os resultados do presente estudo deixam claro que a não correção do antepé, ou quando feita de forma parcial, pode reduzir a eficácia das palmilhas, uma vez que os métodos que produziram efeitos significativos foram aqueles que apresentavam maiores correções de varismo de antepé. Além disso, a magnitude das correções de retropé foram semelhantes entre os métodos estudados (tabela 4). Dessa forma algumas práticas utilizadas na avaliação do alinhamento do pé e na fabricação de palmilhas biomecânicas devem ser repensadas. De acordo com os resultados do presente estudo o método CA90° deve ser usado na avaliação do alinhamento do pé, e as medidas obtidas por este método, devem ser usadas na fabricação de palmilhas biomecânicas. Nos casos em que houver dificuldade de adaptação do paciente a órtese ou dificuldade de acomodação no calçado, o método CASN também pode ser usado. A confecção dos moldes deve ser sempre realizada a partir de avaliações em cadeia aberta e deve-se evitar as alterações que profissionais fazem no molde tentando produzir um pé anatomicamente ideal sem respeitar as alterações de alinhamento avaliadas.

5 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que os métodos Ca90 e CASN reduziram o tempo entre o contato inicial e o pico de eversão e a magnitude de eversão nos Complexos articulares estudados durante a fase de apoio da marcha. O método CFSN não foi capaz de alterar a cinemática do pé-tornozelo. O método CA90°, comparado aos outros métodos de avaliação do alinhamento utilizados no presente estudo, modificou um maior número de variáveis cinemáticas e, portanto, deve ser priorizado na confecção de palmilhas ortopédicas. Os resultados sugerem que as alterações de alinhamento do antepé e/ou a mobilidade do primeiro raio devem ser respeitadas e corrigidas de acordo com a avaliação.

REFERÊNCIAS

1. Cappozzo A, Della CU, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*. 2005 Feb;21(2):186-96. Review.
2. Davis RB. Reflexions on clinical gait analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1997;7(4):251:57.
3. Rodgers MM. Dynamic foot biomechanics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995 Jun;21(6):306-16. Review.
4. Eng JJ., Pierrynowsky MR. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy* 1993; 73(2):62-70.
5. Michaud TC. Abnormal motion during the gait cycle. In: *Foot orthoses: and other forms of conservative foot care*. Massachusetts: Williams & Wilkins 1993.
6. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008 Dec;13(6):513-9. Epub 2007 Oct 1.
7. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009 Nov-Dec;99(6):503-11.
8. Donatelli R, Hulbert C, Conaway D, Pirre R ST. Biomechanical foot orthotics: A retrospective study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1988;10(6):205-12.
9. Root ML. Development of the functional orthosis. *Clin Podiatr Med Surg.* 1994 Apr;11(2):183-210.
- 10 Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush AJ. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999 Jun;29(6):316-25; discussion 326-30.
- 11 Sommer HM., Vallentyne, SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Med and Sci in Sports and Exercise*, Baltimore1995 ;27(6):800-4.
- 12 Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patelofemoral pain. *J of Orthop and Sports Phy Ther.* 1995;22(4):155-60.
13. Cibulka M. T. Low back pain and its relation to the hip and foot. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999;29(10):595-601

14. Pitman D, Jack D. A clinical investigation to determine the effectiveness of biomechanical foot orthoses as initial treatment for patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000;12(4):110-119.
15. Gross M, Foxworth J: The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:661-670.
16. Branthwaite HR, Payton CJ, Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *C Biom* 2004;19(9):972-77.
17. Williams III DS, Davis, IM, Baitch SP. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2003;35(12):2060-8.
18. Nester CJ, Van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture* 2003;17:180-187.
19. Nester C J, Hutchins S, Bowker P. Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait *Foot and ankle international* 1998;15:133-39
20. Johanson MA , Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cumminings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation *Phys Ther* 1994;74(2):149-61.
21. Heiderscheit B, Hamill J, Tibério D. A biomechanical perspective: do foot orthoses work? *Br. J. Sports Med.* 2001;35:4-5.
22. Keenan AM, Bach TM. Clinicians' assessment of the hindfoot: a study of reliability. *Foot Ankle Int.* 2006 Jun;27(6):451-60.
23. Laughton C, McClay DI, Williams DS. A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002 May;92(5):261-8.
24. Gould J: *Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte*. 2ªed, Manole, São Paulo.1993.
25. Sell K, Verity T, Todd M, Teddy W. Worrell, Brian JP, Wigglesworth . Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: A reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19(3):162-167.
26. Holt,KG, Hamill,J. *Running Injuries and Treatment: A Dynamic Approach*. in Sammarco, G. Ed. *Rehabilitation of the Foot and Ankle* 1st edition, St. Louis, Mosby, 1995 pp241-257.
27. Gross KD , Niu J, Zhang YQ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, Holt KG., Hunter DJ. Varus Foot Alignment and Hip Conditions in Older Adults. *Arthritis & Rheumatism* 2007;56(9):2993–98

28. Cohen, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd edition). Hillsdale, NJ: Erlbaum. 1988.
29. Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., Galinat, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*. 2000 (11): 38–45.
30. Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 1999 Oct;14(8):528-36.
31. McClay I, Manal K. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Med Sci Sports Exerc*. 1999 Nov;31(11):1629-37.
32. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, Hoboken. 2005.
33. Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Post*. 2007 Feb;25(2):295-302.
34. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007 Mar;25(3):453-62.
35. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2010 Aug;25(7):745-8.
36. Cornwall MW, McPoil TG. Classification of frontal plane rearfoot motion patterns during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2009 Sep-Oct;99(5):399-405.
37. Arndt A, Westblad P, Winson I, Hashimoto T, Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int*. 2004 May;25(5):357-64.
38. Lundgren P, Nester C, Liu A, Arndt A, Jones R, Stacoff A, Wolf P, Lundberg A. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture*. 2008 Jul;28(1):93-100. Epub 2007 Dec 21.
39. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther*. 1998 Apr;78(4):404-16.
40. DeLeo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2004 Dec;19(10):983-91. Review.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pesquisador: Haroldo Leite Fonseca

Orientador: Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

TÍTULO DO PROJETO: Efeito de quatro tipos de palmilhas na cinemática da marcha

Você está sendo convidado à participar de uma pesquisa realizada pelo Mestrando Haroldo Leite Fonseca da Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sob orientação do *Prof. Dr Sérgio Teixeira da Fonseca*. O objetivo deste estudo será comparar os métodos de avaliação do alinhamento do pé utilizados no processo de confecção de palmilhas biomecânicas com relação aos parâmetros cinemáticos da marcha.

A sua participação se resumirá em comparecer ao Laboratório de Análise do movimento em horário pré-marcado munido de roupa de banho. Após a troca da roupa serão feitas 4 avaliações das alterações do pé, 2 deitadas, uma sentada e uma em pé. Serão colocados marcadores reflexivos da pelve até o pé direito num total de 30 marcas. Durante o experimento serão filmadas seis condições da marcha do indivíduo que serão solicitados a caminhar sobre uma plataforma de madeira de nove metros. A ordem das avaliações será completamente aleatória. As situações de coleta serão: descalço; calçado com o DSCM sem correções; Calçado com o DSCM com correções originadas das 4 avaliações feitas anteriormente

Todos os dados serão mantidos sobre sigilo. Sob nenhuma hipótese a sua identidade será revelada publicamente. Somente os pesquisadores e o orientador envolvido terão acesso a estas informações que serão apenas para fins de pesquisa.

RISCOS: Você não estará sob riscos ao participar deste estudo.

BENEFÍCIOS: Os resultados obtidos poderão colaborar com o conhecimento científico e poderão fornecer aos fisioterapeutas e demais profissionais que trabalham na confecção de palmilhas biomecânicas informações quanto a melhor maneira de avaliar o pé para a confecção de palmilhas.

PAGAMENTO: Você não receberá nenhuma forma de pagamento.

RECUSA OU ABANDONO: A sua participação é voluntária, e você tem o direito de se recusar a participar por qualquer razão e desistir em qualquer momento do estudo.

Depois de ler as informações acima, se for da sua vontade participar deste estudo, por favor, preencha o consentimento abaixo.

CONSENTIMENTO:

Declaro que li e entendi a informação contida acima. Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e eu recebi uma cópia deste formulário de consentimento.

Eu, _____ concordo em participar deste estudo.

Local e data

Assinatura do Participante

Local e data

Assinatura do Pesquisador

RG:

CPF:

Responsáveis pelo Estudo:

- Haroldo Leite Fonseca (tel: 33442222/88044357 Mestrando da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).
- Ana Carolina Araújo Vaz (Tel.: 3415-6175/8811-4897), aluna do curso de graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).
- Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca (Tel: 3409), professor do curso de Fisioterapia da UFMG;.
- Comitê de Ética e Pesquisa - COEP (tel.: 3409-4592). UFMG – Av. Antônio Carlos, 6627 Campus Pampulha - Unidade Administrativa II, 2º andar, sala 2005.

ANEXO



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 649/08

Interessado(a): Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 11 de março de 2009, o projeto de pesquisa intitulado "**Efeito de quatro tipos de palmilhas na cinemática da marcha**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Maria Teresa Marques Amaral".

Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG