

Dissertação elaborada para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Medicina.

Título: Avaliação cinética e cinemática da marcha em indivíduos com hallux limitus estrutural

Autor: Luciana Brito Bouça Faria

Orientador: Dr. Adélio Justino Machado Vilaça

Afiliação: Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto
Centro Hospitalar do Porto, CHP

Valeu a pena? Tudo vale a pena
Se a alma não é pequena.
Quem quer passar além do Bojador
Tem que passar além da dor.
Deus ao mar o perigo e o abismo deu,
Mas nele é que espelhou o céu.

Fernando Pessoa, *Mensagem*

ÍNDICE

ABSTRACT	3
RESUMO	4
INTRODUÇÃO	5
MATERIAIS E MÉTODOS	7
PROTOCOLO CLÍNICO	7
PROTOCOLO BIOMECÂNICO	8
PROTOCOLO EXPERIMENTAL	8
ANÁLISE DE DADOS	10
RESULTADOS	11
DISCUSSÃO	15
CONCLUSÃO	18
CONFLITOS DE INTERESSE	19
BIBLIOGRAFIA.....	20
AGRADECIMENTOS	23

ABSTRACT

The functions of the foot and the lower extremity are biomechanically integrated; thus normal lower extremity function requires normal foot function and *vice versa*. The range of movement of first metatarsophalangeal joint is crucial during the stance phase of gait. A blockage in the progression of sagittal plane on that third “rocker”, will lead to compensations at other points in the biomechanical chain. The objective is to study which compensations, the individuals with structural hallux limitus, have during the gait in all three planes of movement.

It was performed gait analysis using modified Oxford foot model and evaluated kinematics and ground reaction forces in 4 cases demonstrating clinically structural hallux limitus, and 4 controls demonstrating a clinically normal Hubscher maneuver. Twenty-three reflective markers were applied to the foot and leg, twelve cameras and 3 force plates were used to collect the kinematics and kinetic at the same time. Subjects were tested in barefoot and self-selected velocity.

Space time features did not differ between groups. Except for the hallux, the results of angular kinematic suggest that the differences in the sagittal plane between the two groups are minimal, in contrast to the results obtained for the frontal and transverse plane. In the transverse plane, in all evaluated segments, there was a predominance of external rotation of the joints in the group with structural hallux limitus. The results also showed kinetic differences, in which the control group presented ground force reactions values higher in the components F_z and F_x .

The kinetic and kinematic evaluation of gait provides information about motion compensation patterns such as obtained in this study. It also suggested the need to include assessment of first metatarsophalangeal joint mobility in the physical examination of the patient.

Keywords: foot; first metatarsophalangeal joint; hallux limitus; gait analysis; biomechanics; ground force reactions.

RESUMO

As funções do pé e do membro inferior são biomecânicamente integradas e por isso, uma função normal do membro inferior requer uma função normal do pé e vice-versa. O grau de movimento da primeira articulação metatarsofalângica (1MTF) é essencial durante a fase de apoio da marcha. Um bloqueio do movimento no plano sagital neste terceiro “rocker”, levará a compensações em outros pontos da cadeia biomecânica. O objectivo é investigar que compensações, os indivíduos com hallux limitus estrutural (HLE), têm durante a marcha, nos três planos de movimento.

Foi realizada análise da marcha, com recurso ao modelo modificado do pé de Oxford, e avaliada a cinemática, forças de reação ao solo em 4 casos que apresentavam HLE, e 4 controlos, que demonstravam manobra de Hubscher normal. Vinte e três marcadores refletores foram aplicados no pé e perna, doze câmaras e tapetes de força foram usados para coletar dados da cinemática e cinética ao mesmo tempo. Os indivíduos caminharam descalços e a velocidade auto-selecionada.

As características espaço temporais não apresentaram diferenças entre os grupos. Com exceção do hallux, os resultados da cinemática angular, sugerem que no plano sagital as diferenças entre os dois grupos são mínimas ao contrário dos resultados obtidos para o plano frontal e transversal. Neste último verifica-se que em todos os segmentos avaliados, há um predomínio maior de rotação externa das articulações no grupo com HLE. Os resultados da cinética também apresentaram diferenças, com o grupo de controlo a apresentar valores de força de reação ao solo (FRS) superiores nas componentes Fz e Fx.

A avaliação cinética e cinemática da marcha permite obter informações sobre padrões de compensação da marcha tal como o obtido neste estudo. Fica também sugerida a necessidade de incluir a avaliação da mobilidade da 1MTF no exame físico do doente.

Palavras chave: pé; primeira articulação metatarsofalângica; hallux limitus; análise da marcha; biomecânica; forças de reação ao solo.

INTRODUÇÃO

A marcha normal requer uma combinação complexa de componentes posturais automáticos e volitivos com o objetivo de obter uma progressão energeticamente eficiente do corpo. No pé, foram descritos três mecanismos essenciais – “rockers”, que têm como função transmitir de forma sucessiva o movimento no plano sagital desde o calcanhar até ao antepé durante a fase de apoio e permitir estabilidade suficiente para o suporte anti-gravítico do peso corporal. (1-4)

A primeira articulação metatarsofalângica é considerada o terceiro “rocker” implicado nesta função e atua desde a elevação do calcanhar até à fase final de apoio. Este movimento e estabilidade dependem de uma adequada dorsiflexão da articulação e consequente ativação do mecanismo de windlass permitindo o avanço do centro de massa para a frente do pé de apoio. (1, 2) Quando este movimento está bloqueado, ocorrerão compensações que se podem repercutir em padrões de marcha anormais e alterações patológicas da própria articulação. (5-10)

A patologia hallux limitus tem merecido especial atenção na literatura e refere-se à restrição do movimento da 1MTF no plano sagital. O hallux limitus funcional (HLF), é uma condição dinâmica, na qual a limitação apenas esta presente durante a marcha. (9,10) Quando esta limitação também se observa numa avaliação estática, com ou sem carga, associada a sinais clínicos de adaptação óssea e tecidual designa-se hallux limitus estrutural (HLE). Com restrição continuada da dorsiflexão e bloqueio da articulação, poderão ocorrer alterações degenerativas que culminam em imobilidade e dor que caracterizam o hallux rigidus. (5,7,9-11).

Está patente na literatura a ideia de que o hallux rigidus é a etapa final de deterioração articular do hallux limitus. Isto é suportado tanto pelo facto de o mecanismo biomecânico, limitação no plano sagital, ser o mesmo como também pela idêntica etiologia subjacente. (5,7,12) As adaptações que resultam da presença e progressão do hallux limitus devem merecer atenção especial por parte do clínico, no sentido da sua identificação precoce, e evicção do agravamento para estadios de artrose e anquilose que necessitam de intervenções mais invasivas.

Estão descritos vários estigmas que clinicamente poderiam ser úteis na identificação do hallux limitus no entanto, muitos deles não são específicos e não se correlacionam com o estadio evolutivo da patologia. A sintomatologia dolorosa é também muito variável dependendo de vários factores nomeadamente do tipo da solitação mecânica da articulação para as atividades de vida diária ou exercício físico, da velocidade de progressão, das adaptações proximais adquiridas necessárias para

compensar a marcha apulsiva e, pode ainda surgir precocemente num pé com aparência clínica e radiográfica normal. (2,7,8,10,13)

Vários autores propuseram variações da marcha que podem ocorrer como seqüela deste bloqueio no plano sagital (1,9,10,14) descurando as conseqüências noutros planos anatómicos, outros avaliaram todos os planos utilizando, no entanto, uma limitação artificial da articulação metatarsalângica (15,16)

É portanto, objectivo do presente estudo avaliar quantitativamente como o hallux limitus estrutural influencia a cinética e a cinemática, nos planos transversal e frontal para além do sagital, das articulações da anca, joelho, tornozelo e primeira metatarsalângica. Especificamente, a hipótese em estudo é de que a avaliação biomecânica permitirá identificar padrões de compensação da marcha nestes indivíduos.

MATERIAIS E MÉTODOS

É um estudo descritivo, prospectivo transversal de casos e controlos, envolvendo um grupo de voluntários dos quais foram selecionados 4 com critérios clínicos de HLE e 4 sem patologia.

O estudo foi aprovado pela Comissão de ética do Centro Hospitalar do Porto com o N/REF.^a 2015.077(071-DEFI/066-CES).

Critérios de inclusão:

1. indivíduos de ambos os sexos com idades compreendidas entre 18 e 40 anos para eliminar doença articular degenerativa;
2. indivíduos que apresentam HLE;
3. aceitação na participação do estudo mediante consentimento informado.

Critérios de exclusão:

1. indivíduos menores de idade;
2. presença de deformidades severas nos pés e membros inferiores;
3. história clínica de traumatismo dos pés ou membros inferiores nos últimos 6 meses;
4. história de cirurgia osteoarticular dos pés ou membros inferiores;
5. dor nos pés ou membros inferiores;
6. presença de HLF.

Protocolo clínico

Os indivíduos foram selecionados segundo os critérios de inclusão e exclusão e recolhidos os dados (idade, sexo, peso, altura e IMC, grau de flexão da primeira articulação metatarsofalângica) definindo-se assim o grupo de HLE e controlo. Foi utilizado um goniómetro com 2 braços de 35 cm, com escala de 1° e o eixo longo do metatarso como posição de referência para medição do grau de movimento da primeira articulação metatarsofalângica.

Hallux limitus estrutural

Uma dorsiflexão da 1MTF $\leq 40^\circ$ medida com goniómetro na ausência de carga inclui os indivíduos no grupo de HLE. O indivíduo encontra-se sentado, com as articulações do joelho e tornozelo fletidas a 90° , o calcâneo alinhado com o eixo longo da perna e os pés no chão, o examinador dorsiflete o hallux passivamente até à posição máxima e alinha o

goniômetro com a posição de referência. (3,17) Foram efectuadas 3 medições da dorsiflexão no pé com maior restrição e realizada a sua média.

Hallux limitus funcional

Uma dorsiflexão da mesma articulação $>40^\circ$, avaliada com goniômetro nas condições descritas anteriormente, necessita de exclusão da presença de hallux limitus funcional para inclusão dos indivíduos no grupo de controlo. Para tal procede-se à realização da manobra de Hubscher, em que o examinador dorsiflete o hallux passivamente enquanto o indivíduo se encontra em posição supina apoiado sobre as duas pernas e com os joelhos em extensão. Um teste normal descreve a situação em que o hallux dorsiflete livremente $>40^\circ$ com resistência mínima associado a encurtamento e elevação do arco medial longitudinal. Depois de excluída, visualmente, a presença de HLF, foi selecionado o membro com que o indivíduo inicia a marcha. Foram efetuadas 3 medições da dorsiflexão nas condições descritas para a medição do HLE e realizada a sua média. (17, 18)

Protocolo biomecânico

Todos os dados foram obtidos com o indivíduo descalço, a velocidade auto-selecionada e seguindo o protocolo modificado de Oxford foot model (OFM) (Tabela I). O conjunto de marcadores do membro define os segmentos da anca e joelho enquanto os marcadores do OFM define o pé em 3 segmentos (tíbia, retropé e antepé) e um vetor (hallux). O mediopé foi considerado como um mecanismo de transmissão de movimento entre o retropé e o antepé. (19) O tornozelo foi considerado como o movimento entre o antepé e a tíbia.

Um sistema de captura e análise de movimento 3D, constituído por 12 câmaras (Oqus camera series, Qualisys) foi utilizado para captura de movimento segmental a 200 Hz.

Uma plataforma de força resistiva (Beretec) (2000 Hz) foi utilizada para obter as FRS.

Protocolo experimental

Os 23 marcadores refletivos de 12 mm de diâmetro, foram fixados à pele utilizando-se fita de dupla face nos locais anatómicos descritos no membro selecionado. Procede-se à recolha de um ensaio estático em posição de pé durante 5 s previamente à recolha dinâmica. Foi repetida a marcha, até se obter 5 ensaios adequados, definidos como o contacto completo do pé na plataforma de forças, sendo utilizada a média para análise. Para cada ensaio, os eventos, contacto inicial e despegue foram detetados automaticamente pelo software Visual 3D (C.motion Inc., USA). Subdividiu-se a fase de

apoio da marcha em 3: fase inicial de 0%-20%, fase média de 20%-80% , fase final 80%-100% para melhor descrever as alterações da marcha.

Tabela I. Localização do marcadores refletivos

Nome do marcador	Posição	Segmento
R/LASIS	Espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda	Ilíaco
R/LPSIS	Espinha ilíaca pósterosuperior direita e esquerda	Ilíaco
TROC	Grande trocânter do fêmur	Fêmur
MKN	Côndilo femoral medial	Fêmur
LKN	Côndilo femoral lateral	Fêmur
HFB	Cabeça do perônio	Tíbia
TUB	Tuberosidade da tíbia	Tíbia
SHN	Aspecto anterior da perna	Tíbia
MMA	Maléolo medial	Tíbia
ANK	Maléolo lateral	Tíbia
PCA	Aspecto pósteromedial do calcanhar	Retropé
CPG	Marcador no calcâneo posterior	Retropé
HEE	Aspecto posterior distal do calcanhar	Retropé
LCA	Calcâneo lateral	Retropé
STL	Sustentáculo do astrágalo	Retropé
P1M	Base do 1º metatarso	Antepé
P5M	Base do 5º metatarso	Antepé
1DM	Cabeça do 1º metatarso	Antepé
5DM	Cabeça do 5º metatarso	Antepé
TOE	Entre as cabeças do 2º e 3º metatarso	Antepé
HLX	Base do hallux	Hallux

Análise de dados

A tabela II resume as características físicas e o grau de dorsiflexão médio máximo da 1MTF para os dois grupos estudados em termos de médias e desvios padrão.

O teste *t* de Student para amostras independentes foi utilizado para comparar o grupo de casos e controlos tendo-se assumido a normalidade das variáveis. O intervalo de confiança foi estabelecido a 95% e o nível de significância estatística a $p < 0,05$.

A análise estatística foi feita com recurso ao IBM® SPSS® Statistics, Version 21 (SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA).

A FRS foi normalizada para o peso de cada indivíduo. Para a análise da variáveis cinéticas e cinemáticas foi apenas considerada a fase de apoio da marcha.

Tabela II. Características físicas e grau de dorsiflexão média máxima da primeira articulação metatarsofalângica.

	HLE Média ± SD	Controlo Média ± SD	<i>p Value</i>
Número	4	4	
Género (masculino/feminino)	3/1	2/2	
Idade (anos)	24,2 ± 6,50	24,5 ± 4,5	0,952
Peso (Kg)	67,0 ± 10,89	75,0 ± 17,83	0,473
Altura (m)	1,68 ± 0,06	1,72 ± 0,09	0,400
Índice de massa corporal (Kg/m ²)	23,6 ± 2,48	25,0 ± 4,64	0,627
Grau de dorsiflexão (°)	29,92 ± 6,45	78,88 ± 25,82	0,029*

* $p < 0,05$

RESULTADOS

Não existem diferenças significativas entre os grupos para as variáveis idade, peso, altura e índice de massa corporal. A variável grau de dorsiflexão apresentou diferenças significativas entre os dois grupos estudados. (Tabela II).

Nenhum parâmetros espaço temporais apresentou diferenças significativas entre o grupo de controlo e HLE. (Tabela III)

Tabela III- Características espaço temporais.

	HLE Média ± SD	Controlo Média ± SD	p Value
Apoio simples (s)	0,41 ± 0,02	0,43 ± 0,02	0,245
Apoio duplo (s)	0,23 ± 0,02	0,24 ± 0,05	0,593
Duração da fase de apoio (%)	60,6 ± 0,77	60,5 ± 1,75	0,902
Comprimento da passada (m)	1,35 ± 0,07	1,37 ± 0,05	0,666
Velocidade da marcha (m/s)	1,28 ± 0,07	1,24 ± 0,07	0,478

No plano sagital, o grupo de HLE apresenta maior flexão plantar na fase inicial do apoio e menor dorsiflexão do hallux na fase final do apoio. (Figura 1)

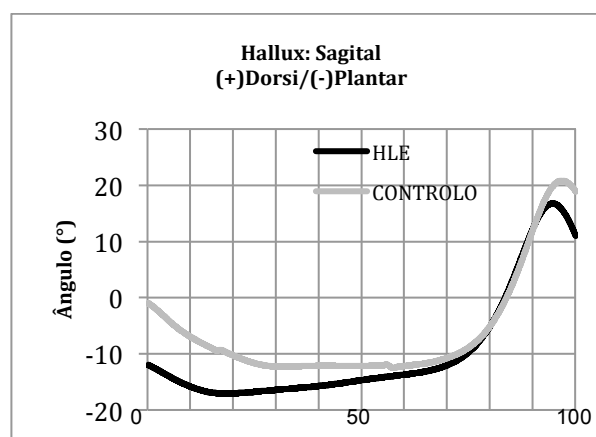


Figura 1. Movimento do hallux (graus) no plano sagital para o grupo de controlo e HLE durante a fase de apoio da marcha. Dorsi-dorsiflexão; Plantar-flexão plantar

No tornozelo, no plano sagital, verifica-se que as curvas apresentam sobreposição praticamente total durante toda a fase de apoio enquanto que no plano frontal o grupo de HLE apresenta um grau de eversão maior durante toda a fase de apoio. No plano transverso as curvas apresentam semelhanças na fase inicial do apoio no entanto, no grupo de HLE a transição rotação interna/externa ocorre mais cedo e o grau de rotação externa mantém-se maior logo após essa transição. (Figura 2)

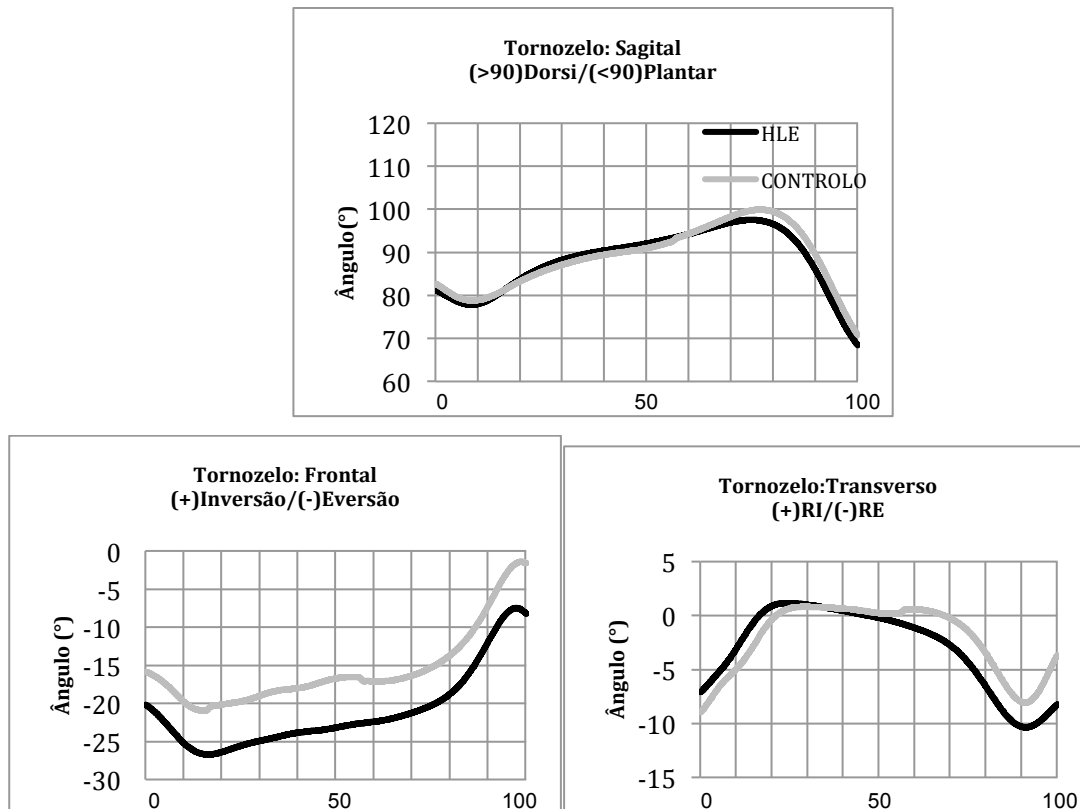


Figura 2. Movimento do tornozelo (graus) no plano sagital, frontal e transverso para o grupo de controlo e HLE durante a fase de apoio da marcha. Dorsi-dorsiflexão; Plantar-flexão plantar; RI-rotação interna; RE-rotação externa.

No joelho, no plano sagital, observa-se uma maior flexão no grupo de HLE durante a fase inicial e metade da fase média. Os planos frontal e transversal apresentam diferenças entre os grupos. O grau de adução é maior para o grupo de HLE durante toda a fase de apoio. A rotação externa é maior para este grupo também excepto na última metade da fase final de apoio onde apresenta uma rotação interna mais precoce e maior. (Figura 3)

Na anca, os três planos apresentam diferenças entre os grupos. Para grupo de HLE, a flexão é maior e a extensão é menor no plano sagital. No frontal, as diferenças entre as curvas são maiores na fase inicial e média, com o grupo de HLE a apresentar

abdução em vez de adução da anca. No plano transversal, observa-se uma maior rotação externa no grupo de HLE durante a fase média de apoio. (Figura 3)

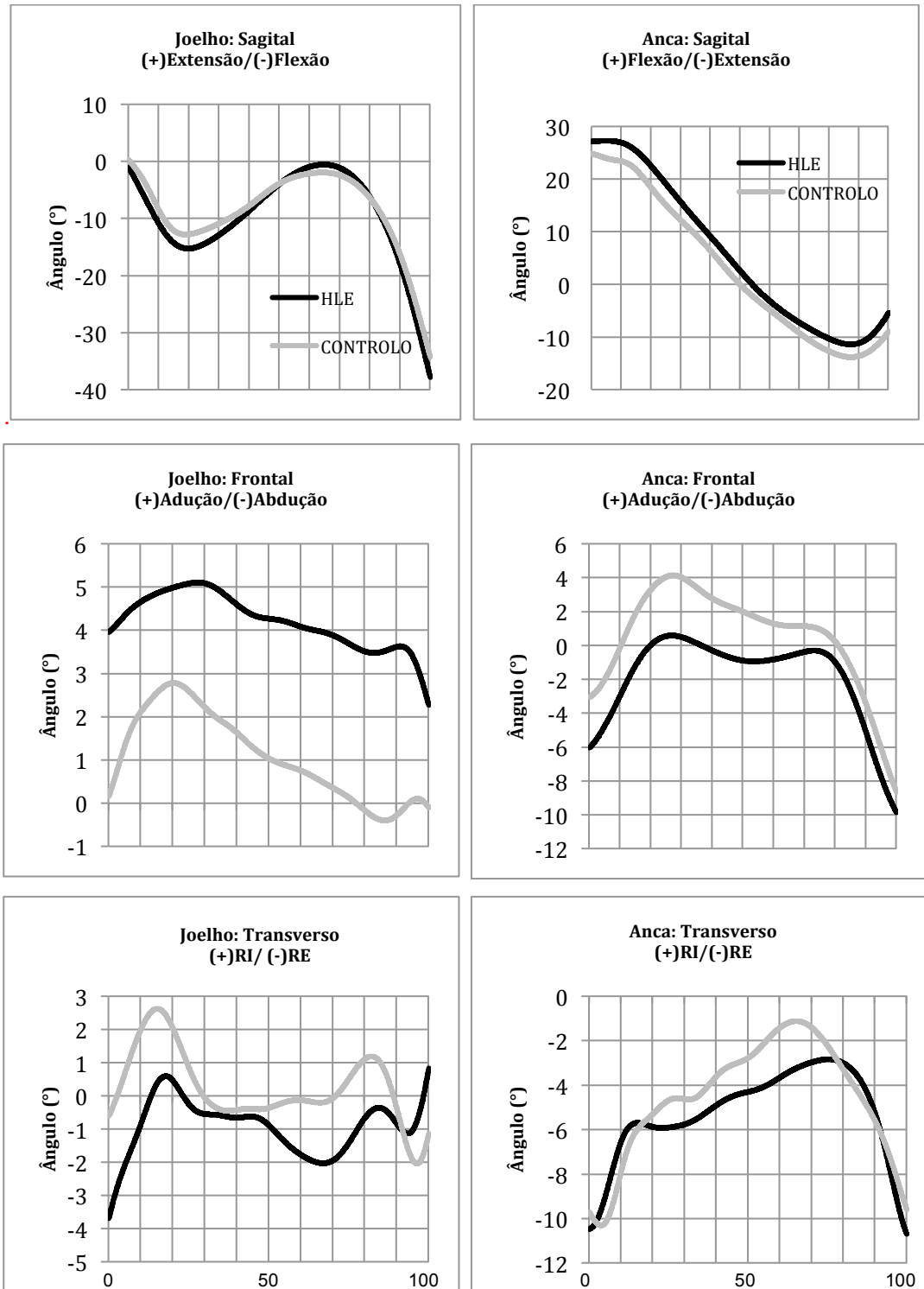


Figura 3. Movimento do joelho e da anca (graus) no plano sagital, frontal e transversal para o grupo de controlo e HLE durante a fase de apoio da marcha. RI-rotação interna; RE-rotação externa.

No que se refere há cinética, verifica-se que tanto na componente vertical como na antero-posterior, o grupo de controlo apresenta forças de reação ao solo maiores que o grupo HLE. (Figura 4)

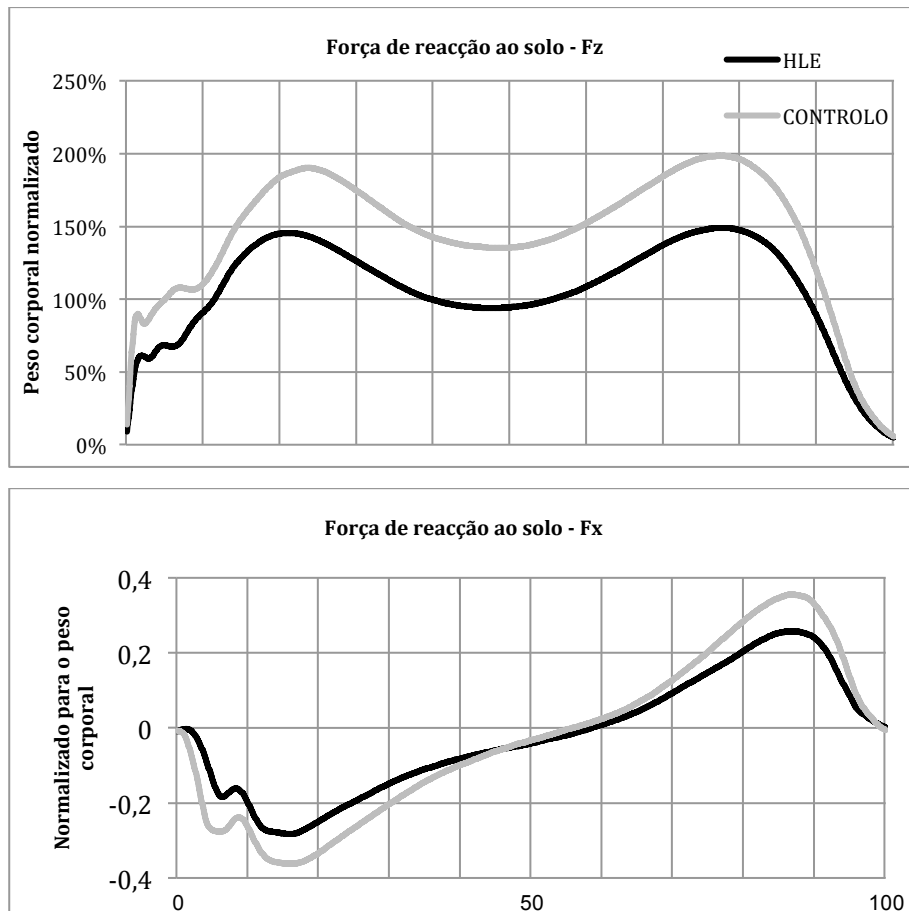


Figura 4. Forças de reação ao solo entre o grupo de controlo e o grupo HLE nas suas componentes verticais – Fz e antero-posteriores – Fx.

DISCUSSÃO

Este estudo comparou a marcha e as forças de reação ao solo entre um grupo de indivíduos com HLE e um grupo de controlo nos três planos de movimento, sagital, transversal e coronal, com o intuito de identificar padrões de compensação comuns no membro inferior.

As características físicas dos sujeitos não parecem apresentar diferenças significativas, o que se mostra de grande importância no estudo da cinemática, uma vez que foram descritas variações dos parâmetros temporais, espaciais e grau de movimento articular, com a idade, género, altura e peso. (20)

No que se refere aos parâmetros espaço temporais, a diminuição do comprimento da passada em indivíduos com HLE está em concordância com outros estudos similares no entanto, esta não foi estatisticamente significativa. (6,16,21) Para os restantes parâmetros também não se observaram diferenças estatisticamente significativas mas, poderia ser esperada uma diminuição da velocidade (16,22) e um aumento do tempo da fase de apoio (6) tal como observado em estudos de restrição da dorsiflexão da 1MTF.

O modelo utilizado, OFM, é comumente utilizado em análise da marcha em indivíduos saudáveis e com patologia e tem grande confiabilidade e reprodutibilidade em adultos. (23-27) Este descreve o movimento de cada segmento do pé relativamente ao seu mais proximal considerando o mediopé um transmissor de movimento entre o antepé e o retopé. Foram adicionados marcadores no membro inferior para descrever o movimento da anca e joelho.

Tal como esperado verificou-se uma diminuição da dorsiflexão do hallux para o grupo de HLE na fase final do apoio. É nesta fase final que este movimento é mais importante pois sem ele, a ativação dos mecanismos de auto-suporte essenciais para converter o pé num pivot, através do qual o corpo se move, ficam comprometidos. (1, 6, 9)

Seria de esperar um aumento da dorsiflexão do tornozelo sobretudo na fase final do apoio para compensar a diminuição da dorsiflexão da 1MTF. (15, 16) A presença de maior eversão do tornozelo associado a maior rotação externa descrevem o movimento combinado de pronação do pé. Pode então colocar-se a hipótese de que a limitação da dorsiflexão da 1MTF é causadora de pronação retrógrada. O facto de o mecanismo de windlass não ser ativado de forma adequada, ao não se verificar o encurtamento da fásia plantar e consequente elevação do arco longitudinal medial, permite, pelo menos em parte, explicar o surgimento desta pronação. (3, 15, 28, 29)

No joelho, no plano sagital, as diferenças mínimas encontradas entre os dois grupos estão de acordo com o estudo em que foi utilizada uma tala para restringir artificialmente a 1MTF. (16) No entanto, foi reportado um aumento da extensão do joelho noutro estudo semelhante, durante a fase média de apoio. (15) Os valores mínimos e máximos de adução são maiores no grupo com HLE mas não foram reportados os mesmos resultados noutros estudos. No plano transversal, a maior rotação externa do joelho no grupo HLE, não se verificou noutro estudo no entanto, a transição para rotação interna na fase final de apoio, nesse mesmo grupo, corrobora com o resultado dessa mesma investigação. (15)

Na anca, as pequenas diferenças encontradas entre os dois grupos estão de acordo com um estudo prévio. (16) A maior rotação externa no grupo de HLE corrobora com o padrão que ocorre na análise observacional da marcha feita em indivíduos com hallux rigidus em que estes tendem a transferir o peso lateralmente ou fazem rotação externa da anca de forma a elevarem o pé e, a fase de despegue ocorre nos metatarsos laterais. (30)

As forças de reação ao solo – Fz para o grupo de controlo ultrapassa os valores máximos reportados na literatura. (31) Já no grupo de HLE os valores máximos são superiores àqueles apresentados para um estudo com indivíduos jovens sem patologia. Seria expectável que o segundo pico máximo da força fosse inferior, tal como reportado num outro estudo, onde a presença patologia no membro inferior interfere com a intensidade força gerada para permitir a propulsão. (21, 31) A componente antero-posterior – Fx indica que a força propulsiva, descrita como o pico máximo após o início da elevação do calcanhar, no grupo de HLE é inferior à do grupo de controlo. Este achado vem salientar o facto de os indivíduos com restrição da 1MTF apresentam alterações na fase propulsiva da marcha.

Apesar da importância dos resultados obtidos, o estudo apresenta algumas limitações e elementos que podem estar sujeitos discussão.

Primeiro, a pequena dimensão da amostra limita o poder do estudo. Dada a panóplia de parâmetros que podem intervir na marcha, será conveniente aumentar a amostra e parear o mais possível os dois grupos e no maior número de características físicas, para assim diminuir a variabilidade induzida por estas.

A presença de artefacto relacionado com a colocação dos marcadores sobre a pele pode produzir alguma variabilidade nos resultados. (32, 33) Embora tenha sido verificado que os artefactos sobre o pé são menores que aqueles sobre locais mais proximais. (32, 34, 34) É portanto, relevante que a colocação dos mesmos seja sobretudo realizada pela mesma pessoa em todas as sessões.

Vários estudos associaram a estrutura do arco longitudinal medial do pé com

alterações da orientação do eixos articulares do pé. (25, 26, 29) Assim deve futuramente incluir-se esta medida para caracterizar os indivíduos e reduzir a variabilidade induzida por esta.

Por fim deve levar-se em conta que o estudo da marcha poderá revelar-se limitador para o estudo de consequências patológicas. Atividades como corrida, salto, que exigem maior dorsiflexão poderão induzir compensações articulares maiores ou até diferentes daquelas encontradas para marcha.

CONCLUSÃO

A avaliação de indivíduos com limitação da dorsiflexão da 1MTF permitiu identificar alguns padrões de compensação nos três planos de movimento.

Os resultados deste estudo indicam que a cinemática dos planos frontal e transversal revelaram diferenças nos dois grupos estudados, enquanto que no plano sagital essas diferenças parecem ser mínimas. Na cinética, principalmente a componente antero-posterior, apresenta também diferenças entre os grupos.

Assim, é sugerível que clinicamente, a avaliação da mobilidade da 1MTF deva ser incluída no exame físico do doente que se apresente com dor ou disfunção do membro inferior.

CONFLITOS DE INTERESSE

O autor declara não ter conflitos de interesse para com o trabalho em apreciação.

BIBLIOGRAFIA

- 1) Dananberg HJ. Sagittal plane biomechanics. American Diabetes Association. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2000;90(1):47-50.
- 2) Suárez EM, Rosa MM. *Mecánica clínica y terapéutica de pie y tobillo*. Madrid: Hospital Universitario Quirón ; 2015.
- 3) Hild GA, McKee PJ. Evaluation and biomechanics of the first ray in the patient with limited motion. Clinics in podiatric medicine and surgery. 2011;28(2):245-67.
- 4) Ayyappa E. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 1997;9(1):10-7.
- 5) Hetherington V, Muscarella V. Hallux Limitus and Hallux Rigidus. *Textbook of hallux valgus and forefoot surgery*. 2000. pp. 313-325.
- 6) Canseco K, Long J, Marks R, Khazzam M, Harris G. Quantitative characterization of gait kinematics in patients with hallux rigidus using the Milwaukee foot model. Journal of Orthopaedic Research. 2008;26(4):419-27.
- 7) Bueno Feroso R. Hallux limitus. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología). 2011;3(1)
- 8) Phillips A, McGlamry E. *Hallux Limitus: Technique*. ; 1989.
- 9) Di Napoli D. Gait analysis based on first MTPJ function: the functional hallux limitus concept. Reconstructive surgery of the foot and leg update. 1993;93:27-32
- 10) Dananberg HJ. Functional hallux limitus and its relationship to gait efficiency. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1986(76):648-52
- 11) Blázquez Viudas R. Relación del Índice Postural del Pie con el Hallux Limitus Estructural. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología). 2010;2(1).
- 12) Botek G, Anderson MA. Etiology, pathophysiology, and staging of hallux rigidus. Clinics in podiatric medicine and surgery. 2011;28(2):229-43.
- 13) Oloff L, Traynor C, Vartivarian S. Joint salvage techniques for stage III/IV hallux rigidus. The Role of Osteotomy in the Correction of Congenital and Acquired Disorders of the Skeleton InTech. 2012
- 14) Hall C, Nester CJ. Sagittal plane compensations for artificially induced limitation of the first metatarsophalangeal joint: a preliminary study. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2004;94(3):269-74.
- 15) Wilkes C. Kinematic Analysis of Tri-plane Compensations for Artificially Induced Limitation of the First Metatarsophalangeal Joint: A Preliminary Study: The British School of Osteopathy; 2009.

- 16) Zhang J, Si Y, Zhang Y, Liu Y. The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(6):2577-84.
- 17) Halstead J, Redmond AC. Weight-bearing passive dorsiflexion of the hallux in standing is not related to hallux dorsiflexion during walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2006;36(8):550-6.
- 18) Nawoczenski DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait*. *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 1999;81(3):370-6.
- 19) Helm A. Multi-segment Foot Kinematics in Young Adults: A Preliminary Study Comparing Two Biomechanical Gait Models. 2014.
- 20) Senden R, Meijer K, Heyligers IC, Savelberg HHCM, Grimm B. Importance of correcting for individual differences in the clinical diagnosis of gait disorders. *Physiotherapy* 2012; 98(4): 320-324.
- 21) Stacoff A, Kramers-de Quervain IA, Luder G, List R, Stüssi E. Ground reaction forces on stairs: Part II: Knee implant patients versus normals. *Gait & posture.* 2007;26(1):48-58.
- 22) Andriacchi T.P., Ogle J.A., and Galante J.O.: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977; 10: pp. 261-268
- 23) Wright CJ, Arnold BL, Coffey TG, Pidcoe PE. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait & posture.* 2011;33(1):108-12
- 24) Dixon PC, Bohm H, Doderline L,. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *Journal of biomechanics* 2012; 45(6): 1011-1016.
- 25) Levinger P, Murley G S, Barton C J, Cotchett M P, McSweeney S R, Menz H B. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model . *Gait & posture* 2010; 32(4): 519-523.
- 26) Deschamps K, Birch I, Desloovere K, Matricali GA. The impact of hallux valgus on foot kinematics: a cross-sectional, comparative study. *Gait & posture.* 2010;32(1):102-6.
- 27) Stebbins J, Theologis T. Comparative motion of the foot during walking for men, women and children. *Gait & Posture.* 2009;30:S112.
- 28) Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2000.
- 29) Rao S, Song J, Kraszewski A, Backus S, Ellis SJ, Md JTD, et al. The effect of foot structure on 1st metatarsophalangeal joint flexibility and hallucal loading. *Gait & posture.* 2011;34(1):131-7.

- 30) Betts R, Franks C, Duckworth T. Foot pressure studies: normal and pathological gait analysis. Disorder of the foot and ankle: medical and surgical management 2nd ed Philadelphia: WB Saunders. 1991:484-579.
- 31) Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic . *Clinics in sports medicine* 2010; 29(3): 347-364.
- 32) Nester C, Liu A, Ward E, Howard D, Cocheba J, Derrick T, et al. In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of biomechanics*. 2007;40(9):1927-37
- 33) Tranberg R, Karlsson D. The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(1):71-6.
- 34) Nester C, Jones RK, Liu A, Howard D, Lundberg A, Arndt A, et al. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *Journal of biomechanics*. 2007;40(15):3412-23
- 35) Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti M, Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical biomechanics*. 1996;11(2):90-100.

AGRADECIMENTOS

Embora uma tese seja, pela sua finalidade académica, um trabalho individual, há contributos de natureza diversa que não podem e nem devem deixar de ser realçados. Por essa razão, desejo expressar os meus sinceros agradecimentos:

Ao Dr. Adélio Vilaça, meu orientador, por toda a disponibilidade, críticas, correções e sugestões feitas durante a orientação e sobretudo porque me incentivou a voar mais alto.

Ao Professor João Paulo Vilas Boas Soares Campos pela receptividade e cooperação e por me ter feito sentido em casa no laboratório de biomecânica do Porto - LABIOMEPE.

Ao Pedro Fonseca pela imprescindível ajuda, paciência, disponibilidade e ensinamentos no LABIOMEPE.

À Denise, à Tânia e à Camila pela ajuda e empatia nos momentos iniciais de contacto com o “novo mundo” do laboratório da biomecânica.

Aos meus amigos por todas as palavras de incentivo e por toda a gentileza e ajuda neste trabalho.

À minha equipa de futebol pelos noventa minutos semanais de brincadeira, garra e suor e pela amizade incondicional.

Ao meu irmão pela revisão do resumo em inglês mas sobretudo pelas histórias e gargalhadas que juntos partilhamos.

Ao meu avô (in memoriam) que me ensinou valores infindáveis.

Aos meus pais pelo amor incondicional, por serem modelos de coragem e de vida.