

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Elisa d'Assunção dos Santos Rodrigues

**Efeito da velocidade média nos
parâmetros espaciotemporais, angulares
e de pressão plantar durante a marcha
em indivíduos com meniscopatia**

Junho de 2014

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Elisa d'Assunção dos Santos Rodrigues

**Efeito da velocidade média nos parâmetros espaciotemporais,
angulares e de pressão plantar durante a marcha em indivíduos
com meniscopatia**

Trabalho com vista à obtenção do título de
especialista em Fisioterapia ao abrigo do
Decreto-Lei nº 206/2009 de 31 de Agosto.

Junho de 2014

Efeito da velocidade média nos parâmetros espaciotemporais, angulares e de pressão plantar durante a marcha em indivíduos com meniscopatia

Rodrigues, E¹

¹ATCFT – Área Técnico-Científica de Fisioterapia da ESTSP

Resumo

Introdução: A velocidade da marcha quando analisada, conjuntamente com outras variáveis, permite-nos uma melhor compreensão acerca da natureza dos défices e como direccionar o tratamento. **Objectivo(s):** avaliar a associação da velocidade média da marcha com as variáveis espaciotemporais, angulares e de distribuição das pressões plantares em indivíduos com lesão meniscal há 4 anos, utilizando o membro não lesado como controlo.

Métodos: estudo realizado em dez participantes com lesão meniscal (idade $35,3 \pm 10,63$ anos, altura $170,0 \pm 0,09$ cm, massa $67,5 \pm 7,22$ kg) avaliados em 3 ciclos de marcha a uma velocidade auto-seleccionada. A quantificação das variáveis foi calculada através do programa *Ariel Performance Analysis System* e pelo *Pedar System*. As imagens foram editadas, digitalizadas, transformadas e suavizadas com um filtro digital com uma frequência de corte de 6HZ. Para estimar a associação das variáveis foram efetuados modelos de regressão linear e apresentados os coeficiente de regressão (β) e os respetivos intervalos de confiança ($IC_{95\%}$). **Resultados:** Foi possível verificar que a velocidade está significativa e positivamente associada aos parâmetros temporais das fases oscilantes ($\beta_{ML}=0,044$; $IC_{95\%}:0,015;0,073$; $\beta_{MNL}=0,061$; $IC_{95\%}:0,037;0,086$), oscilação inicial ($\beta_{ML}=0,055$; $IC_{95\%}:0,006;0,105$; $\beta_{MNL}=0,091$; $IC_{95\%}:0,011;0,170$) e cadência ($\beta_{ML}=0,016$; $IC_{95\%}:0,009;0,023$; $\beta_{MNL}=0,011$; $IC_{95\%}:0,006;0,017$), em ambos os membros, e aos parâmetros temporais das fases de apoio unilateral ($\beta_{ML}=0,046$; $IC_{95\%}:0,019;0,07$), oscilação terminal ($\beta_{ML}=0,081$; $IC_{95\%}:0,003;0,159$) e apoio médio ($\beta_{ML}=0,046$; $IC_{95\%}:0,008;0,085$), apenas no membro lesado. Foi também observada, em ambos os membros, a existência de associações negativas significativas com os parâmetros temporais das fases de duplo apoio ($\beta_{ML}=-0,024$; $IC_{95\%}:-0,037;-0,011$; $\beta_{MNL}=-0,032$; $IC_{95\%}:-0,048;-0,015$), apoio ($\beta_{ML}=-0,044$; $IC_{95\%}:-0,073;-0,015$; $\beta_{MNL}=-0,061$; $IC_{95\%}:-0,086;-0,037$), resposta de carga ($\beta_{ML}=-0,029$; $IC_{95\%}:-0,055;-0,004$; $\beta_{MNL}=-0,047$; $IC_{95\%}:-0,081;-0,013$), pré-oscilação ($\beta_{ML}=-0,047$; $IC_{95\%}:-0,082;-0,013$; $\beta_{MNL}=-0,060$; $IC_{95\%}:-0,098;-0,023$) e tempo do ciclo de marcha ($\beta_{ML}=-1,435$; $IC_{95\%}:-2,090;-0,781$; $\beta_{MNL}=-0,941$; $IC_{95\%}:-1,431;-0,451$). Foi ainda identificada, no membro lesado, uma associação positiva com a pressão plantar máxima normalizada durante o contacto do calcanhar terminal ($\beta_{ML}=0,612$; $IC_{95\%}:0,077;1,147$) e com o passo normalizado ($\beta_{ML}=2,413$; $IC_{95\%}:0,264;4,561$) e uma associação negativa limítrofe com a amplitude de flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos ($\beta_{ML}=-0,031$; $IC_{95\%}:-0,061;0,000$). **Conclusão:** A velocidade média da marcha parece influenciar bastante os parâmetros temporais, sem provocar grandes alterações nos parâmetros espaciais, angulares e de pressão plantar, sendo esta associação semelhante em ambos os membros e independente do local da lesão.

Palavras-chave: Lesão meniscal, Velocidade, Marcha, Cinemática, Pressões plantares

Abstract

Background: Gait velocity when analyzed, in conjunction with other variables, it allows a better understanding of the nature of the deficit and how to plan treatment. **Aim(s):** To evaluate the association of average gait speed with spatiotemporal and angular distribution of plantar pressures in individuals with at least 4 years of meniscal injury, using the uninjured limb as control. **Methods:** 10 participants with meniscal injury (age 35.3 ± 10.63 years, height 170.0 ± 0.09 cm, weight 67.5 ± 7.22 kg) evaluated during 3 cycles of gait at a self-selected speed. Quantification of variables was calculated using the Ariel Performance Analysis System and the Pedar System. The images were edited, digitized, transformed and smoothed with a digital filter with a cut off frequency of 6 Hz. To estimate the association between variables linear regression models were used and the regression coefficient (β) and the respective confidence intervals (95% CI). **Results:** It was possible to verify that the speed is significantly and positively associated with the temporal parameters of swing ($\beta_{ML}=0,044$; $IC_{95\%}:0,015;0,073$; $\beta_{MNL}=0,061$; $IC_{95\%}:0,037;0,086$), initial swing phases ($\beta_{ML}=0,055$; $IC_{95\%}:0,006;0,105$; $\beta_{MNL}=0,091$; $IC_{95\%}:0,011;0,170$) and cadence ($\beta_{ML}=0,016$; $IC_{95\%}:0,009;0,023$; $\beta_{MNL}=0,011$; $IC_{95\%}:0,006;0,017$) in both limbs, and unilateral support ($\beta_{ML}=0,046$; $IC_{95\%}:0,019;0,07$), terminal swing ($\beta_{ML}=0,081$; $IC_{95\%}:0,003;0,159$) and average support phases ($\beta_{ML}=0,046$; $IC_{95\%}:0,008;0,085$), just on the injured limb. The existence of significant negative associations with the temporal parameters of the double support ($\beta_{ML}=-0,024$; $IC_{95\%}:-0,037;-0,011$; $\beta_{MNL}=-0,032$; $IC_{95\%}:-0,048;-0,015$), support ($\beta_{ML}=-0,044$; $IC_{95\%}:-0,073;-0,015$; $\beta_{MNL}=-0,061$; $IC_{95\%}:-0,086;-0,037$), loading response ($\beta_{ML}=-0,029$; $IC_{95\%}:-0,055;-0,004$; $\beta_{MNL}=-0,047$; $IC_{95\%}:-0,081;-0,013$), pre-swing phases ($\beta_{ML}=-0,047$; $IC_{95\%}:-0,082;-0,013$; $\beta_{MNL}=-0,060$; $IC_{95\%}:-0,098;-0,023$) and time of the gait cycle ($\beta_{ML}=-1,435$; $IC_{95\%}:-2,090;-0,781$; $\beta_{MNL}=-0,941$; $IC_{95\%}:-1,431;-0,451$) was observed in both members. In the injured limb, it could be identified a positive association with the normalized maximum plantar pressure during terminal heel contact ($\beta_{ML}=0,612$; $IC_{95\%}:0,077;1,147$) and the normalized step ($\beta_{ML}=2,413$; $IC_{95\%}:0,264;4,561$) and a borderline negative association with the knee flexion range of movement during toe off ($\beta_{ML}=-0,031$; $IC_{95\%}:-0,061;0,000$). **Conclusion:** The average walking speed appears to greatly influence temporal parameters, without causing major changes in the spatial, angular and plantar pressure parameters, being this association similar in both members and independent of lesion site.

Key words: Injury meniscal, Speed, Walking, Kinematics, Plantar pressures

1 Introdução

A velocidade da marcha é um dos parâmetros fundamentais na avaliação do ciclo de marcha, sendo considerada por Fritz e Lusardi (2009) o sexto “sinal vital” e correlaciona-se com a capacidade funcional, com o equilíbrio e a confiança.

A velocidade auto-selecionada, por se tratar da velocidade aproximada em que cada indivíduo caminha nas suas atividades de vida diária, é portanto considerada ideal para a avaliação das alterações nos parâmetros da marcha (Andriacchi, Ogle, & Galante, 1977; Bulgheroni, Bulgheroni, Ronga, & Manelli, 2007).

Neste estudo, serão abordadas as alterações dos parâmetros da marcha resultantes de lesão meniscal. Estas lesões ocorrem frequentemente após um trauma em indivíduos mais

jovens, enquanto a forma degenerativa é mais comum em idosos (Greis, Bardana, Holmstrom, & Burks, 2002). Devido à sua reduzida vascularização, após sofrerem uma rotura, os meniscos têm muito pouca capacidade de cicatrização (Fox, Bedi, & Rodeo, 2012). A severidade, dos sintomas meniscais dependem do tipo, extensão e local da rotura podendo caracterizar-se por períodos de crises com intervalos assintomáticos. As lesões meniscais mais graves podem provocar dor e conseqüentemente um declínio da atividade física e da qualidade de vida (Netravali, Giori, & Andriacchi, 2010), que pode manifestar-se durante as atividades de vida diária como a marcha.

A marcha é uma atividade funcional complexa em que diversas variáveis influenciam a velocidade (Studenski et al., 2003). A análise de marcha tridimensional (3-D) tem permitido a investigadores e clínicos uma melhor compreensão das alterações biomecânicas do membro inferior na presença de patologia. É usada para quantificar simultaneamente os parâmetros da marcha espaciotemporais, cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos, sendo considerada a medida padrão ouro para avaliar pacientes com alterações de marcha (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009).

Poucos estudos analisaram o efeito da lesão meniscal na marcha, em indivíduos sem sinais de osteoartrite nos joelhos (Bulgheroni et al., 2007; Davies-Tuck et al., 2008; Magyar, Knoll, & Kiss, 2012). No entanto, nenhum dos estudos referidos analisou o efeito da lesão meniscal na marcha e na distribuição das pressões plantares.

Neste estudo, combinamos a análise cinemática e dinâmica, de modo a estudar o efeito da velocidade média da marcha nas variáveis espaciotemporais, ângulos articulares do joelho e a pressão plantar máxima. Na prática clínica, o conhecimento destas associações tem grande importância, sendo comum utilizarem-se os indicadores temporais e cinemáticos para avaliar o desempenho, verificar a mudança e monitorizar o progresso. Deste modo, este estudo investigou o efeito da velocidade média da marcha com as variáveis espaciotemporais, angulares e de distribuição das pressões plantares em indivíduos com lesão meniscal há 4 anos, utilizando o membro não lesado como controlo.

2 Métodos

2.1 Tipo de estudo e Amostra

Neste estudo observacional analítico transversal foi feita a análise 3-D da marcha numa população com lesão meniscal utilizando o membro não lesado como controlo. Entre outubro de 2001 e fevereiro de 2002, foram avaliados em três ciclos de marcha 12 indivíduos, recrutados da lista de espera (há mais de 4 anos) para artroscopia de um Hospital Central da

Região Norte e encaminhados para fins clínicos por um cirurgião ortopedista experiente do Serviço de Ortopedia.

De acordo com outros autores (Bulgheroni et al., 2007; Magyar et al., 2012), foram delineados como critérios de inclusão ausência de sinais de patologia à exceção de rotura unilateral do menisco medial ou lateral (confirmados por RMN) e não apresentar lesões no joelho contra lateral, independência de auxiliares de marcha e capacidade de entender os comandos verbais. Foram excluídos os pacientes que apresentavam dor bilateral na articulação do joelho ou dor prolongada que necessitasse de medicação, cirurgia prévia aos joelhos, com artrite inflamatória, malignidade, fratura nos últimos 10 anos, ou qualquer outra condição músculo-esquelética, cardiovascular ou neurológica que prejudicasse a marcha normal. A possibilidade de inclusão ou exclusão do estudo foi determinada por entrevista e avaliação do processo clínico de cada participante. No final, foram excluídos dois participantes cujos ensaios, apresentaram artefactos evidentes devido a contingências técnicas (deteção de alguns marcadores ou impróprio contacto do pé com o solo) ficando a amostra constituída por 10 participantes, com idade compreendida entre os 22 e os 50 anos (média de $35,3 \pm 10,63$ anos), com um índice de massa corporal médio (IMC) de $23,48 \text{ Kg/m}^2$, (altura $170,0 \pm 0,09$ cm e massa $67,5 \pm 7,22$ kg), 5 indivíduos (50%) apresentavam lesão do menisco lateral e 5 (50%) apresentavam lesão do menisco medial. Em 8 dos casos (80%) a lesão ocorreu no membro inferior direito e em 2 casos (20%) ocorreu no membro inferior esquerdo.

2.2 Procedimentos

O estudo decorreu no Laboratório de Biomecânica do referido hospital, no período da manhã. Antes da análise de marcha, e após uma explicação acerca dos procedimentos experimentais, foi garantida a confidencialidade dos dados e obtido o consentimento informado de acordo com a declaração de Helsínquia. Os dados antropométricos recolhidos foram a massa medida na balança (Tefal Sensio Electrónica[®]) com aproximação dos valores até aos 100gr e a estatura medida com um estadiómetro Seca[®] (Medical Scales and Measuring Systems[®], Birmingham, United Kingdom) com precisão de 1mm.

Antes de efetuarem a marcha foram colocados pelo mesmo investigador os marcadores passivos e refletos (n=22) a serem digitalizados e fundamentais para posterior construção da figura de traços sobre pontos anatómicos específicos da pélvis, membros superiores e inferiores (Figura 1). Estes marcadores adesivos tinham dois formatos, círculos de 2cm de diâmetro e fitas de 1,5cm x 15, 20 e 25cm, de acordo com o local a que se destinavam (Wilson et al., 1999). O investigador desconhecia qual o membro lesado.

Para a captura das imagens do ciclo de marcha foi montado um sistema de aquisição e processamento de imagem 3-D, composto por duas câmaras de vídeo (JVC®, SVHSC, GR – SXM25), posicionadas no plano frontal e sagital, com uma obturação de 1/250 a 1/500s, cuja frequência de recolha das imagens foi de 50 Hz. Estas ficaram fixas e niveladas no respetivo tripé (Hanimex, HPT – 30®) de modo a que o eixo ótico ficasse paralelo ao solo (Figura 1).

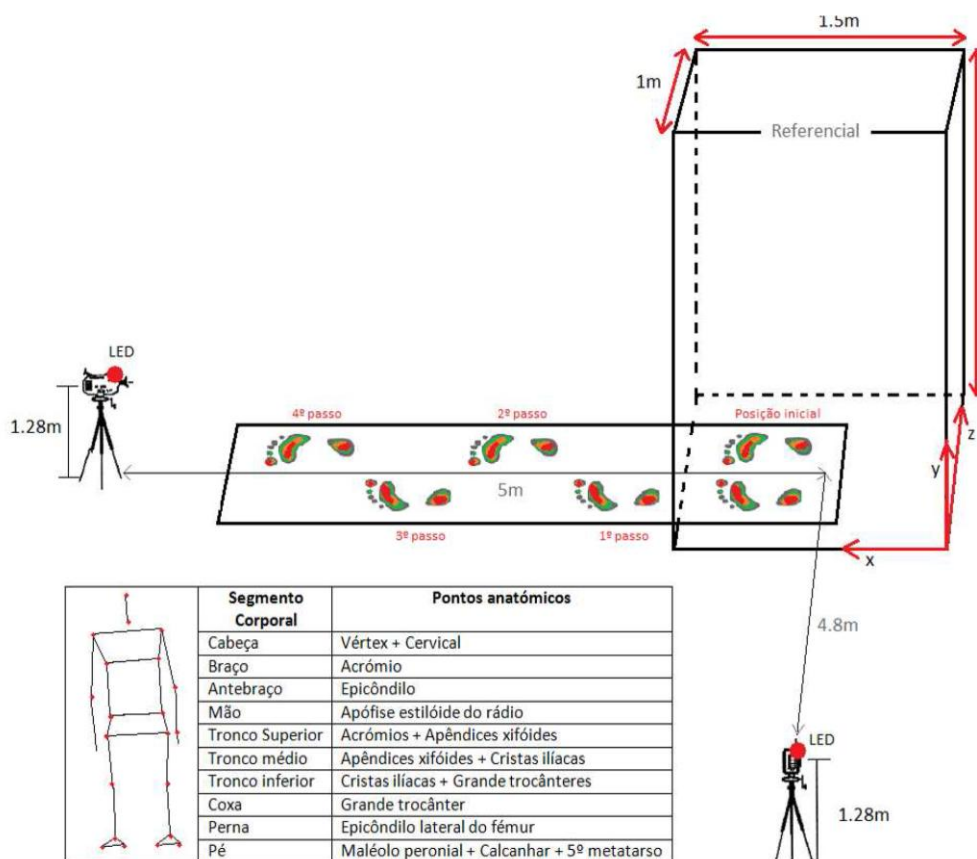


Figura 1. Esquema de colocação das câmaras relativamente ao dispositivo de calibração, pontos anatômicos de referência e protocolo de marcha. Y – é o eixo vertical, X – direção antero-posterior e Z – direção medio-lateral.

Os dados foram registados através de uma videocassete Panasonic S-VHS.

De modo a efetuarmos a calibração das câmaras e corrigir eventuais erros associados a possíveis especificidades óticas, procedemos à focagem manual do espaço onde decorreu o ciclo de marcha, preenchido por um prisma retangular metálico delimitado por marcadores reflexivos (n=31) com distâncias pré-estabelecidas e fixas entre eles. O sistema de coordenadas espaciais definido foi orientado, conforme Winter (1979), com um eixo paralelo ao plano do movimento, facilitando a conversão das coordenadas reais (Figura 1). Depois de feita a calibração as câmaras mantiveram-se imóveis.

A distribuição das pressões plantares foi recolhida em simultâneo durante o ciclo de marcha através do *Novel Pedar-X System* (*Novel GmbH, Munich, Germany*), composto por palmilhas flexíveis de aproximadamente 2 mm de espessura, com uma capacidade de amostragem de 50Hz, colocadas no interior das meias. As palmilhas estavam ligadas por fios a uma caixa de sincronização do *Pedar*, colocada nas costas do participante e fixo com bandas de velcro à cintura. Os dados foram transmitidos, através de um cabo, para um computador portátil onde foram armazenados. Foram utilizados dois pares de palmilhas, w08r69l e t83r94l com uma matriz de 99 e 84 sensores, respetivamente, e com uma capacidade de resolução de 4 sensores por cm².

Para a sincronização das câmaras com o *Pedar*, utilizamos um dispositivo eletrónico (interface de sincronização) e dois *Light Emitting Diodes* (*Leds*) (Figura 1), um para cada câmara de vídeo, que foram colocados em frente à lente e fixos por fita adesiva. Cada vez que o primeiro pé contactava o solo o *Pedar* era ativado, os *Leds* acendiam, identificando o início da recolha de dados, sendo necessário acionar o sistema em cada ciclo de marcha observado. Este dispositivo foi desenvolvido no laboratório de Biomecânica da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

Antes da recolha dos dados, e por diversas vezes, os participantes foram aconselhados a caminhar, a uma velocidade auto selecionada, apenas com as palmilhas fixas à parte inferior do pé por uma meia, de modo a permitir que se familiarizassem com o ambiente e a estabelecerem um padrão de marcha consistente.

As palmilhas foram calibradas antes de cada ensaio. Para esse efeito o sujeito elevava do solo cada um dos pés, alternadamente, a fim de se calcular a linha de base. Em seguida era dado o comando verbal para o início da marcha.

A marcha decorreu numa superfície plana e regular, sendo o método de recolha utilizado o de dois passos iniciais, considerado por Bryant, Tinley, e Singer (2000) fiável e adequado ao ambiente clínico e de investigação. Para cada indivíduo foram registados três ciclos de marcha, filmados num único sentido (Figura 1). Em cada conjunto de ensaios, o prisma de calibração foi colocado na região de aquisição de dados, filmado durante 30s, e depois removido.

ANÁLISE DOS DADOS

A quantificação dos parâmetros cinemáticos estudados foi obtida através do *software* Ariel Performance Analysis System (APAS, versão 1.4 Ariel Dynamics Inc.), que é uma ferramenta fiável, válida e confiável para medir as variáveis estudadas com precisão (Klein & DeHaven, 1995).

As imagens recolhidas no plano frontal e sagital, em cada ensaio do ciclo de marcha, foram editadas em formato AVI (*Audio Video Interleaved*), utilizando um vídeo gravador Panasonic AG7350, capaz de reproduzir 50 imagens por segundo. Estes dados foram digitalizados num computador para a construção da figura de traços, sendo o modelo cinemático escolhido o de Zatsiorsky (1994), adaptado por de Leva (1996), onde se consultaram as características inerciais antropométricas dos segmentos. Em cada fotograma do ciclo de marcha, o mesmo examinador digitalizou o ponto de controlo, todos os 24 pontos de referência anatómica, e os 31 pontos do dispositivo de calibração para obtenção das coordenadas “x”, “y” e “z”.

Em seguida, foi realizada a transformação das imagens para 3-D pelo método *Direct Linear Transformation* (DLT) e os dados obtidos foram suavizados utilizando um filtro digital com uma frequência de corte de 6Hz concordante com os valores utilizados em estudos de marcha humana (Winter, 2005).

Foram então calculadas as variáveis espaciotemporais, o comprimento da passada, passo e largura do passo em (m), velocidade (m/s) e cadência (nº de passos/minuto). Os valores do comprimento do passo foram normalizados ao comprimento da perna (Hof, 1996). As variáveis temporais foram analisadas em todas as fases e subfases do ciclo de marcha segundo a classificação de Whittle (2007) e normalizadas, em percentagem, em função da duração do ciclo de marcha. Os ângulos articulares foram medidos em graus e estudados apenas na articulação do joelho no plano sagital J. Perry e Burnfield (2010), nos seguintes eventos do ciclo de marcha: 1) contacto inicial do calcanhar (CIC), 2) elevação da ponta dos dedos do lado oposto (EPDO), 3) elevação do calcanhar (EC), 4) contacto inicial do calcanhar do lado oposto (CICO), 5) elevação da ponta dos dedos (EPD), 6) contacto do calcanhar terminal (CCT), 7) momento de flexão máximo na fase oscilante (MFMFO), 8) fase de apoio (FA), e 9) tibia vertical (TV).

O pico de pressão expresso em N/cm^2 foi avaliado através do *software* do *Pedar System* (*Pedar-c online*), e normalizado pelo peso do indivíduo e pela área total de contacto do pé de cada sujeito da forma proposta por Carmine, Kirkeide, Mark, e Damiano (1999), considerando-se apenas as células ativas. O pico de pressão representa a pressão mais elevada registada, em qualquer momento do período de recolha de dados, por cada sensor. Este parâmetro foi estudado em 6 eventos do ciclo de marcha durante a fase de apoio: (1) contacto inicial do calcanhar (CIC), (2) elevação da ponta dos dedos do membro oposto (EPDO), (3) elevação do calcanhar (EC), (4) contacto inicial do calcanhar do membro oposto (CICO), (5) elevação da ponta dos dedos (EPD) e (6) contacto do calcanhar terminal (CCT), sendo consultados os registos de pressão correspondentes nesses instantes. Estas medidas foram

incluídas para obter uma visão mais global das alterações ocorridas durante a marcha (Whittle, 2007).

Os dados só foram considerados completos se pelo menos uma passada (indiferentemente de ser direita ou esquerda) estivesse registrada, caso contrário, o ensaio foi rejeitado.

Para determinar a reprodutibilidade da digitalização, foi feito um teste-reteste nos dois primeiros ensaios do ciclo de marcha, à esquerda de um dos sujeitos da amostra. O critério de seleção utilizado foi aleatório. O intervalo de tempo entre o primeiro e o segundo momento da digitalização foi de três semanas pois segundo French, Reynolds, e Swain (2001) será necessário um intervalo de tempo para que o investigador não se lembre da última digitalização que fez. Cada reteste consistiu na comparação dos 24 pontos digitalizados tendo como referência as coordenadas de x e y durante os 2 ciclos de marcha. Foi obtido um ICC de 0,99 e 1 para o eixo do x e do y respectivamente com um nível de confiança de 95%.

2.3 Análise Estatística

Para o tratamento dos dados estatísticos, utilizou-se o programa *Statistical Package for the Social Sciences* – Versão 19.0 (IBM SPSS Statistics 19.0, Chicago, Estados Unidos da América). O nível de significância em todos os testes estatísticos foi fixado em $\alpha=0.05$ (intervalo de confiança de 95%).

As variáveis qualitativas foram descritas através da frequência absoluta (n) e frequência relativa (%). Nos dados quantitativos foi inicialmente verificada a simetria, através da análise da skewness e da curtose, e a normalidade através do teste Shapiro-Wilk. Nos dados com distribuição simétrica/normal foi utilizada a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão, enquanto nos dados com distribuição assimétrica/não normal foi utilizada a mediana como medida de tendência central e a amplitude inter-quartil (AIQ) como medida de dispersão.

Para verificar a associação entre a velocidade e cada um dos parâmetros da marcha em cada um dos membros foi utilizado um modelo de regressão linear para estimar o valor do coeficiente de regressão/beta (β) e o respectivo intervalo de confiança (IC_{95%}). Para o membro lesado foi estimado, além do beta bruto, o beta ajustado para o local da lesão (menisco lateral vs menisco medial). Em todos os modelos foi inicialmente verificado o pressuposto de normalidade dos resíduos (Marôco, 2010).

3 Resultados

Os dados descritivos das variáveis pressão plantar, tempo de duração das diferentes fases/períodos da marcha, dados cinemáticos lineares e os ângulos de flexão do joelho estão expostos nas tabelas 1, 2, 3 e 4 respetivamente.

Tabela 1. Mediana e percentis 25 e 75 (P25; P75) da pressão plantar máxima normalizada média, durante os diferentes eventos ocorridos durante a marcha por membro (lesado vs não lesado)

Pressão Plantar Máxima Normalizada	Membro lesado mediana (P25; P75)	Membro não lesado mediana (P25; P75)
CCI	0,106 (0,076; 0,251)	0,126 (0,077; 0,174)
EPDO	1,801 (1,547; 2,126)	1,740 (1,232; 2,057)
EC	1,897 (1,631; 2,147)	1,799 (1,553; 2,104)
CCIO	1,902 (1,802; 2,258)	2,369 (1,900; 2,973)
EPD	0,059 (0,025; 0,084)	0,075 (0,029; 0,179)
CCT	0,183 (0,117; 0,486)	0,269 (0,154; 0,433)

CCI – contacto inicial do calcanhar; EPDO – elevação da ponta dos dedos do lado oposto; EC – elevação do calcanhar; CICO – contacto inicial do calcanhar do lado oposto; EPD – elevação da ponta dos dedos; CCT – contacto do calcanhar terminal.

Tabela 2. Média e desvio padrão (dp) do tempo médio das diferentes fases e períodos da marcha por membro (lesado vs não lesado)

Tempo (%)	Membro Lesado média (dp)	Membro Não Lesado média (dp)
Fase Duplo Apoio	34,307±6,231	34,641±4,242
Fase de Apoio Unilateral	33,467±3,225	34,101±2,753
Fase Oscilante	32,226±3,253	31,258±2,325
Fase de Apoio	67,774±3,253	68,742±2,325
Oscilação Inicial	15,536±2,285	14,602±1,201
Oscilação Média	6,591±0,938	6,450±0,870
Oscilação Terminal	10,099±1,507	10,206±1,603
Resposta de Carga	19,266±4,287	18,968±2,532
Apoio Médio	19,708±2,952	20,446±2,708
Apoio Terminal	13,759±2,471	13,655±2,256
Pré-oscilação	15,041±2,907	15,672±2,107

Tabela 3. Média e desvio padrão (dp) dos dados cinemáticos lineares médios por membro (lesado vs não lesado)

	Membro Lesado média (dp)	Membro Não Lesado média (dp)
Passo Normalizado	0,613±0,056	0,648±0,066
Passada Normalizada	1,259±0,131	1,263±0,113
Largura Passo (cm)	6,608±3,435	7,254±3,265
Tempo do ciclo de marcha (s)	1,176±0,112	1,198±0,143
Velocidade (m/s)	0,910±0,176	0,889±0,159
Cadência (pass./min)	102,928±10,041	101,573±11,810

Tabela 4. Média e desvio padrão (dp) do ângulo médio de flexão do joelho, durante os diferentes eventos ocorridos durante a marcha, por membro (lesado vs não lesado)

Ângulo de Flexão do Joelho (°)	Membro Lesado	Membro Não Lesado
	média (dp)	média (dp)
CIC	6,714±5,776	9,863±4,802
EPDO	8,687±6,558	11,192±5,228
EC	6,604±4,104	3,093±4,668
CCIO	11,225±2,762	7,333±4,803
EPD	44,091±5,067	40,232±4,273
CCT	58,546±4,609	54,879±4,378
MFMFO	44,841±4,604	48,587±5,574
FA	22,681±3,669	27,673±4,423
TV	-2,763±5,464	2,938±5,150

CIC – contacto inicial do calcanhar; EPDO – elevação da ponta dos dedos do lado oposto; EC – elevação do calcanhar; CICO – contacto inicial do calcanhar do lado oposto; EPD – elevação da ponta dos dedos; CCT – contacto do calcanhar terminal; MFMFO – momento de flexão máxima na fase oscilante; FA – fase de apoio; TV – tibia vertical

A associação entre a velocidade média (m/s) de marcha no membro lesado e cada um dos parâmetros de marcha foi verificada para o membro lesado e para o membro não lesado, de forma a verificar se esta ocorria independentemente dos membros.

O modelo relativo ao membro lesado foi posteriormente ajustado ao local da lesão (menisco lateral ou menisco medial), de forma a eliminar o efeito derivado do local da mesma.

Em relação à associação entre a velocidade e os valores da pressão plantar máxima normalizada (tabela 5) foi possível verificar que, no membro lesado, existia uma associação estatisticamente significativa durante o contacto do calcanhar terminal, sendo que por cada unidade de aumento na pressão plantar, a velocidade aumentava 0,612 m/s (IC_{95%}: 0,077; 1,147), após ajuste para a lesão. Esta relação não se verificou no membro não lesado.

Tabela 5. Associação entre a velocidade média de marcha do membro lesado e a pressão plantar máxima normalizada média, durante os diferentes eventos ocorridos durante a marcha

Pressão Plantar Máxima Normalizada	Velocidade do Membro Lesado (m/s)		Velocidade do Membro Não Lesado (m/s)
	β Bruto (IC _{95%})	β Ajustado* (IC _{95%})	β Bruto (IC _{95%})
CIC	0,917 (-0,096; 1,931)	0,924 (-0,187; 2,036)	0,669 (-0,669; 2,007)
EPDO	0,067 (-0,403; 0,537)	0,076 (-0,464; 0,615)	-0,019 (-0,042; 0,004)
EC	0,000 (-0,243; 0,243)	0,000 (-0,267; 0,268)	-0,015 (-0,334; 0,304)
CICO	0,096 (-0,152; 0,343)	0,102 (-0,176; 0,380)	-0,013 (-0,029; 0,002)
EPD	0,114 (-4,332; 4,560)	0,105 (-5,015; 5,226)	-0,280 (-0,706; 0,147)
CCT	0,606 (0,118; 1,095)	0,612 (0,077; 1,147)	-0,0145 (-0,404; 0,114)

CIC – contacto inicial do calcanhar; EPDO – elevação da ponta dos dedos do lado oposto; EC – elevação do calcanhar; CICO – contacto inicial do calcanhar do lado oposto; EPD – elevação da ponta dos dedos; CCT – contacto do calcanhar terminal. * Ajustado para o local da lesão (menisco lateral ou medial). **Negrito** - associações estatisticamente significativas.

Globalmente foi ainda possível constatar que no membro lesado a relação entre a velocidade e a pressão plantar era positiva, ou seja, quando a velocidade aumentava a pressão também aumentava, enquanto no membro não lesado esta relação era principalmente negativa, ou seja, quando a velocidade aumentava a pressão plantar diminuía.

Analisando a tabela 6, verificamos que, relativamente ao tempo de duração das diferentes fases/períodos da marcha, só não se obteve uma associação significativa entre a velocidade e a duração da fase de apoio terminal.

Nas fases de duplo apoio, apoio, resposta de carga e pré-oscilação verificou-se que existia uma associação negativa e estatisticamente significativa entre a velocidade e o tempo de duração destas fases, ou seja, quanto maior o tempo destas fases, menor velocidade se verifica no membro. Esta relação verificou-se em ambos os membros.

Tabela 6. Associação entre a velocidade média de marcha do membro lesado e o tempo médio das diferentes fases e períodos da marcha

Tempo (%)	Velocidade do Membro Lesado (m/s)		Velocidade do Membro Não Lesado (m/s)
	β Bruto (IC _{95%})	β Ajustado* (IC _{95%})	β Bruto (IC _{95%})
Fase Duplo Apoio	-0,024 (-0,036; -0,012)	-0,024 (-0,037; -0,011)	-0,032 (-0,048; -0,015)
Fase de Apoio Unilateral	0,046 (0,021; 0,070)	0,046 (0,019; 0,072)	0,031 (-0,008; 0,071)
Fase Oscilante	0,043 (0,016; 0,070)	0,044 (0,015; 0,073)	0,061 (0,037; 0,086)
Fase de Apoio	-0,043 (-0,070; -0,016)	-0,044 (-0,073; -0,015)	-0,061 (-0,086; -0,037)
Oscilação Inicial	0,054 (0,009; 0,099)	0,055 (0,006; 0,105)	0,091 (0,011; 0,170)
Oscilação Média	0,000 (-0,153; 0,153)	-0,001 (-0,180; 0,178)	0,122 (0,011; 0,234)
Oscilação Terminal	0,078 (0,006; 0,149)	0,081 (0,003; 0,159)	0,042 (-0,031; 0,116)
Resposta de Carga	-0,029 (-0,053; -0,006)	-0,029 (-0,055; -0,004)	-0,047 (-0,081; -0,013)
Apoio Médio	0,041 (0,006; 0,076)	0,046 (0,008; 0,085)	0,035 (-0,004; 0,073)
Apoio Terminal	0,019 (-0,037; 0,075)	0,024 (-0,044; 0,092)	-0,003 (-0,061; 0,055)
Pré-oscilação	-0,046 (-0,078; -0,015)	-0,047 (-0,082; -0,013)	-0,060 (-0,098; -0,023)

* Ajustado para o local da lesão (menisco lateral ou medial) e velocidade do membro não lesado.

Negrito – associações estatisticamente significativas.

Ao contrário das fases anteriormente referidas, na fase oscilante e na oscilação inicial, a associação encontrada foi positiva, ou seja, quanto mais tempo demoram estas fases, mais velocidade têm os membros.

No membro lesado encontrou-se também uma associação positiva entre o tempo da fase de apoio unilateral, da oscilação terminal e do apoio médio e a velocidade da marcha, sendo que no membro lesado um maior tempo nestas fases levou a uma menor velocidade. No membro não lesado verificou-se uma associação positiva entre o tempo da oscilação média e a velocidade do membro não lesado.

Em relação à associação entre a velocidade e os outros parâmetros cinemáticos da marcha (tabela 7), verificou-se que não existia associação significativa entre a velocidade e a passada normalizada e a largura do passo, já relativamente ao passo normalizado, constatou-se que existia uma associação significativa, sendo que por cada unidade de aumento no passo normalizado, a velocidade aumentava 2,413 m/s (IC_{95%}: 0,264; 4,561), após ajuste para a lesão. Esta relação não se mostrou significativa no membro não lesado.

Tabela 7. Associação entre a velocidade média de marcha do membro lesado e os dados cinemáticos lineares médios

	Velocidade do Membro Lesado (m/s)		Velocidade do Membro Não Lesado (m/s)
	β Bruto (IC _{95%})	β Ajustado* (IC _{95%})	β Bruto (IC _{95%})
Passo Normalizado	2,076 (0,124; 4,028)	2,413 (0,264; 4,561)	1,036 (-0,729; 2,800)
Passada Normalizada	0,976 (-0,013; 1,966)	1,060 (-0,034; 2,154)	0,616 (-0,243; 1,475)
Largura do Passo (cm)	-0,023 (-0,061; 0,014)	-0,024 (-0,065; 0,017)	-0,013 (-0,051; 0,026)
Tempo do ciclo de marcha (s)	-1,379 (-2,003; -0,754)	-1,435 (-2,090; -0,781)	-0,941 (-1,431; -0,451)
Cadência (pass./min)	0,015 (0,009; 0,022)	0,016 (0,009; 0,023)	0,011 (0,006; 0,017)

* Ajustado para o local da lesão (menisco lateral ou medial).

Negrito - associações estatisticamente significativas.

As associações encontradas nos restantes parâmetros eram semelhantes nos dois membros. Analisando o tempo do ciclo de marcha, verificou-se que este apresentava uma relação inversa com a velocidade em ambos os membros, ou seja, por cada segundo de aumento no tempo a velocidade diminuía. Relativamente à cadência também se verificou, a existência de uma associação estatisticamente significativa e consistente entre os membros, ou seja, quando aumenta o número de passos/minuto aumenta a velocidade.

Por último, foi possível verificar que, globalmente, não existe associação entre a velocidade e os ângulos de flexão do joelho em ambos os membros (tabela 8). Observou-se também que a associação encontrada foi semelhante entre os membros.

Tabela 8. Associação entre a velocidade média de marcha do membro lesado e o ângulo médio de flexão do joelho, durante os diferentes eventos ocorridos durante a marcha

Ângulo de Flexão do Joelho (°)	Velocidade do Membro Lesado (m/s)		Velocidade do Membro Não Lesado (m/s)
	β Bruto (IC _{95%})	β Ajustado* (IC _{95%})	β Bruto (IC _{95%})
CIC	-0,013 (-0,036; 0,009)	-0,014 (-0,040; 0,011)	-0,003 (-0,030; 0,024)
EPDO	-0,002 (-0,024; 0,019)	-0,003 (-0,029; 0,024)	0,003 (-0,021; 0,028)
EC	-0,014 (-0,047; 0,019)	-0,017 (-0,056; 0,022)	-0,009 (-0,036; 0,018)
CICO	-0,029 (-0,075; 0,018)	-0,032 (-0,086; 0,021)	-0,003 (-0,030; 0,024)
EPD	-0,018 (-0,042; 0,006)	-0,031 (-0,061; 0,000)	-0,015 (-0,043; 0,013)
CCT	-0,017 (-0,039; 0,006)	-0,018 (-0,043; 0,007)	-0,005 (-0,030; 0,020)
MFMFO	-0,010 (-0,040; 0,020)	-0,011 (-0,044; 0,023)	0,002 (-0,027; 0,032)
FA	-0,004 (-0,035; 0,027)	-0,004 (-0,039; 0,030)	0,003 (-0,020; 0,026)
TV	-0,005 (-0,044; 0,034)	-0,006 (-0,052; 0,040)	-0,004 (-0,033; 0,026)

CIC – contacto inicial do calcanhar; EPDO – elevação da ponta dos dedos do lado oposto; EC – elevação do calcanhar; CICO – contacto inicial do calcanhar do lado oposto; EPD – elevação da ponta dos dedos; CCT – contacto do calcanhar terminal; MFMFO – momento de flexão máximo na fase oscilante; FA – fase de apoio; TV – tibia vertical.* Ajustado para o local da lesão (menisco lateral ou medial). **Negrito** - associações estatisticamente significativas.

Excepcionalmente encontrou-se uma associação limítrofe entre a velocidade do membro lesado e a amplitude de flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos, sendo que por cada grau de aumento na flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos a velocidade diminuiu 0,031 m/s (IC_{95%}: -0,061; 0,000). Esta associação não se verificou no membro não lesado.

4 Discussão

A literatura sobre os efeitos da velocidade na marcha é extensa, no entanto, este é o primeiro estudo que analisa, em simultâneo, os padrões espaciotemporais, angulares e de pressões plantares e como a velocidade média da marcha afeta esses padrões durante o ciclo de marcha. Além disso, refletem as alterações que ocorrem nas diferentes fases e períodos do ciclo de marcha em indivíduos com lesão meniscal há 4 anos.

Uma das principais dificuldades em estudos deste tipo está relacionada com a variação da velocidade, há autores como (Bovi, Rabuffetti, Mazzoleni, & Ferrarin, 2011; Dingwell & Marin, 2006), que estipulam velocidades lentas, auto selecionadas e rápidas, no entanto com esta abordagem, existe um risco de que alguns indivíduos possam não alcançar cada velocidade num número igual de vezes correndo o risco dos dados obtidos serem desequilibrados. Por outro lado, fixar a velocidade permite a comparação entre grupos mas ignora a variabilidade individual. Neste estudo, a escolha recaiu sobre a velocidade média

auto-selecionada, por se tratar da velocidade aproximada em que cada indivíduo caminha nas suas atividades quotidianas refletindo melhor as características da marcha na lesão meniscal. Os resultados deste estudo mostraram que a velocidade média da marcha foi mais sensível às variações dos parâmetros temporais do que aos parâmetros espaciais, angulares ou de pressão plantar máxima. O número de associações existentes com a velocidade, em ambos os membros, enfatiza a sua importância funcional. A necessidade de, em ambiente clínico, ser dado enfoque, precocemente, à transferência do peso corporal do membro não lesado para o membro lesado, e vice-versa, é apoiada pelas associações negativas significativas entre a velocidade da marcha e a fase de duplo apoio, apoio, resposta de carga, pré-oscilação e tempo do ciclo de marcha. Consistentes com esta análise, são também as associações positivas encontradas em ambos os membros, nos parâmetros temporais das fases oscilante, oscilação inicial e cadência. O número de variáveis associadas e consistência da informação encontrada em ambos os membros na relação entre os eventos, sugere a existência de compensação entre membros. Por outro lado, as informações obtidas simultaneamente em ambos os membros podem também ser vistas como vantagens mais económicas da velocidade de marcha. Dado que a marcha é uma atividade que envolve os dois membros inferiores parece-nos que as alterações que surgem no membro lesado não poderão deixar de se refletir no membro não lesado, sobretudo quando a lesão já tem uma duração prolongada. Devido a essa interdependência, não podemos pensar, isoladamente, em compensação do membro não lesado para melhorar a capacidade de caminhar, mas também devemos considerar o aumento do desempenho do membro lesado.

As associações encontradas no comprimento do passo normalizado, no tempo da fase de apoio unilateral, do apoio médio, de oscilação terminal, na pressão plantar máxima durante o contacto do calcanhar terminal e no ângulo de flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos, apenas no membro lesado, sugerem alterações da função no membro lesado levando-nos a pensar nos mecanismos de simetria/assimetria da marcha, além disso, são descritores quantificáveis do desempenho da marcha em indivíduos com lesão meniscal.

Relativamente aos parâmetros espaciais, no passo normalizado constatou-se que no ML este é menor do que no MNL, sendo que estes dados são consistentes com outros observados noutras populações com patologia (Bejek, Paróczai, Illyés, Kocsis, & Kiss, 2006; Winiarski & Czamara, 2012). Na sua relação com a velocidade houve uma associação positiva, ou seja, à medida que a velocidade aumenta o comprimento do passo também aumenta. Dados também consistentes com os encontrados nos parâmetros temporais, nomeadamente no período de oscilação terminal (menor no membro lesado), uma vez que sugerem uma associação direta entre o comprometimento do membro lesado e o comprimento do passo, se atendermos à

definição de passo “ocorre por deslocamento de um pé para a frente do outro” (fase oscilante). Apesar da redundância existente entre os outros parâmetros temporais referenciados, visto a fase de apoio unilateral, incluir o período de apoio médio, estes ajudam a identificar o período que mais parece contribuir para as alterações existentes nesta fase, sugerindo uma menor capacidade de suportar carga neste membro. Para além disso, a fase de apoio unilateral, conjuntamente com o comprimento do passo são ainda referidas na literatura por Sadeghi, Allard, Prince, e Labelle (2000), como os indicadores principais de simetria da marcha. Ainda que não se tenham verificado diferenças entre o membro lesado e o controlo.

Nas variáveis angulares houve apenas uma associação negativa limítrofe com a amplitude de flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos. A razão para tal ocorrência pode estar relacionada com a habilidade do sujeito selecionar uma velocidade de marcha de modo a proporcionar amplitudes de magnitude suficiente para minimizar a absorção de carga no joelho produzida pela contração muscular. Esta é uma possível explicação, ainda que parcial, para a associação negativa limítrofe entre a amplitude de flexão do joelho e a velocidade média da marcha. Por outro lado, Whittle (2007), refere que a magnitude da flexão na fase de apoio é muito sensível à velocidade sendo quase nula numa velocidade muito lenta da marcha. Além disso, há autores Anderson, Goldberg, Pandy, e Delp (2004) que referenciam a velocidade angular de flexão do joelho na fase de elevação da ponta dos dedos como um dos principais determinantes da flexão na fase de oscilação.

Apenas no membro lesado foi ainda identificada uma associação positiva com a pressão plantar máxima normalizada durante o contacto do calcanhar terminal ou seja quanto mais rápida é a velocidade maiores são as pressões plantares nesta região. Esta constatação, à luz da literatura, não surpreende uma vez que no estudo de Nilsson e Thorstensson (1989), foi demonstrado que as forças de reação vertical do solo aumentam com velocidades mais rápidas numa população de jovens adultos. Outra possível explicação pode estar relacionada com o facto de os participantes terem caminhado descalços, há evidência (J. E. Perry, Ulbrecht, Derr, & Cavanagh, 1995; Sarnow et al., 1994; Soames, 1985) que durante o caminhar descalço as pressões plantares aumentam sob as regiões do calcanhar e ante-pé em comparação com sujeitos calçados. A razão apontada pelos autores para o aumento da pressão biomecânica durante o andar descalço foi uma possível redução da área de contacto e aumento da força, no entanto, estes dados não foram explorados no atual estudo. Relativamente à explicação para o local encontrado, segundo (Eils et al., 2002; Rosenbaum, Hautmann, Gold, & Claes, 1994), inicialmente, o peso do corpo é suportado apenas na região do calcanhar, resultando em elevadas pressões de pico nesta área. No que diz respeito ao momento do evento do ciclo de marcha (CCT) encontrado, julgamos estar relacionado com o

fenómeno de desaceleração que ocorre na marcha, esta análise tem por referência o estudo de Peterson, Kautz, e Neptune (2011), que observaram que os impulsos de desaceleração (neste estudo considerado o CCT) tinham uma maior relação positiva com a velocidade de marcha do que os de propulsão (neste estudo considerado o CIC). Como os dados do referido estudo foram obtidos numa passadeira, poder-se-ia colocar em causa a comparação, no entanto, o estudo de Goldberg, Kautz, e Neptune (2008), em que é comparado o impulso antero-posterior entre piso fixo e caminhar numa passadeira a uma velocidade estacionária mostrou que não há diferenças na propulsão mecânica.

As escolhas/opções metodológicas conduziram a certas limitações deste estudo como o facto de não dispor de um grupo de controlo com indivíduos sem lesões no joelho, no entanto, este aspeto poderia ter sido colmatado com dados de referência da literatura, contudo, a ausência de estudos que analisem a mesma característica temática (lesão meniscal) e as diferenças existentes, subjacentes aos tipos de estudo, modelos biomecânicos, métodos, instrumentos e amostras, limitam as comparações. Outras limitações estão relacionadas com fatores humanos, como a colocação dos marcadores refletores nos pontos de referência anatómica e a digitalização manual dos dados. No entanto, as dimensões utilizadas (2cm de diâmetro e 1,5cm) não deveriam ter criado erros inaceitáveis na precisão (Wilson et al., 1999). Embora neste último processo, se saiba que a magnitude do erro referenciado por Klein e DeHaven (1995) para dados cinemáticos utilizando o APAS seja de 1,4mm (SD 0,30) e que a média do erro angular médio de 0,26 ° (média DP 0,21), ainda assim, foi feito um estudo de fiabilidade teste-reteste que revelou um ICC de 0,99 e 1. Uma limitação adicional a ser considerada poderia ter sido o modelo biomecânico utilizado devido à dependência das constantes antropométricas para análise cinética que foram derivadas de indivíduos saudáveis, mas aplicada neste estudo a pessoas com lesão meniscal. Contudo na avaliação física não foram encontradas diferenças entre membros que justificassem um ajuste. Outras são ocasionadas pela simplificação de problemas complexos e das premissas que são feitas para alcançar soluções viáveis. No desenho utilizado neste estudo, podemos referir o sentido unidirecional do registo do ciclo de marcha, e o facto das pressões plantares terem sido recolhidas com os pés descalços, enquanto num contexto clínico as pressões mais importantes são aquelas que se exercem entre o pé e o calçado.

Os dados do presente estudo sugerem que uma das prioridades deve ser dirigida para melhorar a fase de apoio unilateral. Além disso, os sujeitos com lesão meniscal devem evitar velocidades mais rápidas, para reduzir o pico de pressões sob o calcanhar. Se a esta informação juntarmos o facto das lesões meniscais de etiologia degenerativa serem mais comuns nos idosos, esta redução pode talvez ajudar na prevalência de dor nos calcânhares e

de atrofia da almofada adiposa. Neste contexto, estratégias destinadas a reduzir as pressões plantares, incluindo a educação do paciente devem ser introduzidas na intervenção em fisioterapia.

Recomendamos para futuras pesquisas incluir escalas de avaliação funcional (Lysholm, IKDC) e a topografia das lesões. Sugerimos também, para melhor se compreender a natureza e o grau dos mecanismos compensatórios que são usados durante a marcha em indivíduos com lesão meniscal sejam realizados estudos que envolvam a análise de simetria e o seu papel na marcha ou ainda sobre as relações entre os dois membros inferiores.

5 Conclusão

Através deste estudo, podemos concluir que em indivíduos com lesão meniscal, a velocidade média da marcha parece influenciar principalmente a variação dos parâmetros temporais, sendo esta associação semelhante em ambos os membros e independente do local da lesão. No membro lesado, a velocidade encontra-se também associada com o parâmetro espacial passo normalizado, com o parâmetro temporal apoio unilateral e oscilação terminal, o parâmetro angular de flexão do joelho durante a elevação da ponta dos dedos e a pressão plantar durante o contacto do calcanhar terminal.

Por fim, é importante realçar que os dados apresentados apenas dizem respeito à velocidade auto-selecionada alcançada pelos indivíduos que participaram neste estudo.

6 Referências bibliográfica

- Anderson, F. C., Goldberg, S. R., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2004). Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 731-737.
- Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268.
- Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés, Á., Kocsis, L., & Kiss, R. M. (2006). Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. . *Facta Universitatis: Series Physical Education & Sport*, 4(1), 9-16.
- Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., & Ferrarin, M. (2011). A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait Posture*, 33(1), 6-13.
- Bryant, A. R., Tinley, P., & Singer, K. P. (2000). Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(6), 295-299.
- Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Ronga, M., & Manelli, A. (2007). Gait analysis of pre- and post-menisectomy knee: a prospective study. *Knee*, 14(6), 472-477.
- Carmine, D. V., Kirkeide, K., Mark, F. A., & Damiano, D. L. (1999). *A Technique to Normalize Plantar Pressure Measurements*. Paper presented at the 4th Annual gait and clinical movement analysis meeting.

- Davies-Tuck, M. L., Wluka, A. E., Teichtahl, A. J., Martel-Pelletier, J., Pelletier, J. P., Jones, G., . . . Cicuttini, F. M. (2008). Association between meniscal tears and the peak external knee adduction moment and foot rotation during level walking in postmenopausal women without knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *Arthritis Research & Therapy*, *10*(3), R58.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, *29*(9), 1223-1230.
- Dingwell, J. B., & Marin, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech*, *39*(3), 444-452.
- Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Volker, K., & Rosenbaum, D. (2002). Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*, *35*(10), 1307-1313.
- Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2012). The basic science of human knee menisci: structure, composition, and function. *Sports Health*, *4*(4), 340-351.
- French, S., Reynolds, F., & Swain, J. (2001). *Practical Research: A Guide for Therapists*: Butterworth-Heinemann.
- Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *32*(2), 46-49.
- Goldberg, E. J., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2008). Can treadmill walking be used to assess propulsion generation? *Journal of Biomechanics*, *41*(8), 1805-1808.
- Greis, P. E., Bardana, D. D., Holmstrom, M. C., & Burks, R. T. (2002). Meniscal injury: I. Basic science and evaluation. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *10*(3), 168-176.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, *4*(3), 222-223.
- Klein, P. J., & DeHaven, J. J. (1995). Accuracy of three-dimensional linear and angular estimates obtained with the Ariel Performance Analysis System. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *76*(2), 183-189.
- Magyar, M. O., Knoll, Z., & Kiss, R. M. (2012). The influence of medial meniscus injury and meniscectomy on the variability of gait parameters. *Knee Surgery, Sports, Traumatology, Arthroscopy*, *20*(2), 290-297.
- Marôco, J. (2010). Análise estatística com o PASW Statistics: Report Number.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*, *29*(3), 360-369.
- Netravali, N. A., Giori, N. J., & Andriacchi, T. P. (2010). Partial medial meniscectomy and rotational differences at the knee during walking. *Journal of Biomechanics*, *43*(15), 2948-2953.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, *136*(2), 217-227.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (Vol. 2nd ed). Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated.
- Perry, J. E., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *Journal Bone Joint Surgery American*, *77*(12), 1819-1828.
- Peterson, C. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait Posture*, *33*(4), 562-567.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait Posture*, *2*(3), 191-197.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*, *12*(1), 34-45.

- Sarnow, M. R., Veves, A., Giurini, J. M., Rosenblum, B. I., Chrzan, J. S., & Habershaw, G. M. (1994). In-shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at-risk feet and in healthy subjects. *Diabetes Care*, *17*(9), 1002-1006.
- Soames, R. W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, *7*(2), 120-126.
- Studenski, S., Perera, S., Wallace, D., Chandler, J. M., Duncan, P. W., Rooney, E., . . . Guralnik, J. M. (2003). Physical performance measures in the clinical setting. *Journal of the American Geriatrics Society*, *51*(3), 314-322.
- Whittle, M. (2007). *Gait analysis : an introduction*. (Vol. 4th ed.): Edinburgh; New York : Butterworth-Heinemann.
- Wilson, D. J., Smith, B. K., Gibson, J. K., Choe, B. K., Gaba, B. C., & Voelz, J. T. (1999). Accuracy of digitization using automated and manual methods. *Physical Therapy*, *79*(6), 558-566.
- Winiarski, S., & Czamara, A. (2012). Evaluation of gait kinematics and symmetry during the first two stages of physiotherapy after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *14*(2), 91-100.
- Winter, D. A. (1979). *Biomechanics of human movement*: New York : Wiley.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*: Hoboken (NJ): Wiley

