

Avaliação do padrão postural e marcha de pacientes amputados vasculares transtibiais protetizados

Postural pattern evaluation and gait of unilateral transtibial dysvascular amputees with prosthesis

Therezinha Rosane Chamlian¹, Pedro Giaffredo Angrisani², Juliana Mantovani de Resende³,
Melissa Leandro Celestino⁴, Karina Gramani Say⁵, Ana Maria Forti Barela⁶

RESUMO

Objetivo: Avaliar o padrão postural e a marcha de pacientes amputados transtibiais unilaterais, de etiologia vascular que realizaram o processo de protetização e reabilitação no setor de Fisioterapia do Lar Escola São Francisco - Centro de Reabilitação. **Método:** Trata-se de um estudo Observacional Prospectivo Transversal. Participaram do estudo oito sujeitos com média de idade de 60,4 anos, submetidos à amputação transtibial unilateral até 5 anos da data da análise, por etiologia vascular e que concluíram o processo de protetização com alta da reabilitação até 24 meses. Foi avaliado o padrão postural com o paciente em ortostatismo, sobre uma plataforma de força com os olhos abertos e olhos fechados alternadamente, e também foi avaliada a marcha em uma passarela de 6 metros utilizando uma plataforma de força nivelada e escondida no meio da passarela. Foram colocados marcadores reflexivos no quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral do fêmur e trocânter maior, pois duas filmadoras foram dispostas lateralmente para a obtenção das imagens e sendo sincronizadas com a plataforma de força. **Resultados:** Os dados achados para controle postural em amplitude média de oscilação MANOVA revelaram diferença na visão (olhos abertos e olhos fechados) para direções ântero-posterior ($F_{1,7} = 13.223 p < 0,05$) e médio-lateral ($F_{1,7} = 7.872 p < 0,05$). Na análise de marcha, a velocidade média foi de 0,72 (m/s) \pm 0,18, e não foram achadas diferenças significativas na comparação entre os dois membros nos dados analisados. **Conclusão:** O estudo demonstrou aumento significativo da oscilação em ortostatismo dos indivíduos com os olhos fechados em comparação com olhos abertos. Parâmetros da marcha não tiveram diferença significativa entre o membro protético e o não protético.

Palavras-chave: Marcha, Amputados, Postura, Avaliação

ABSTRACT

Objective: Evaluate the postural pattern and gait of unilateral transtibial amputees of vascular etiology who underwent the process of fitting and rehabilitation in the sector of Physical Therapy Lar Escola São Francisco - Rehabilitation Center. **Method:** This is a Transversal Prospective Observational study. The study was performed with the participation of eight people with a mean age 60,4 years old, underwent to unilateral transtibial amputation within five (05) years from the date of analysis, by vascular etiology and which have concluded the process of fitting with high rehabilitation up to 24 months. It was evaluated the postural pattern with the patients standing on a force platform with their eyes open and closed alternately. It was also evaluated the gait on a 6-meter footbridge where it was leveled the force platform hidden in the middle of the footbridge. Reflective markers were placed on the fifth metatarsal, lateral malleolus, lateral condyle of the femur and greater trochanter, because two video cameras had been placed laterally for the obtainment of the images in synchronism with the force platform. **Results:** The data found for postural pattern in the mean amplitude of oscillation MANOVA revealed a difference in vision (eyes open and eyes closed) to anteroposterior direction ($F_{1,7} = 13,223 p < 0.05$) and mediolateral ($F_{1,7} = 7,872 p < 0.05$). From gait analysis the average speed was 0.72 (m/s) \pm 0.18, no significant differences were found if compared to the two members in any of the analyzed data. **Conclusion:** The study showed a significant increase of the oscillation in the standing position for the individuals with eyes closed compared to individuals with eyes open. Gait parameters showed no significant difference between the prosthetic and non-prosthetic limb.

Keywords: Gait, Amputees, Posture, Evaluation

¹ Médica Fisiatra, Professora Afiliada, Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina - (UNIFESP).

² Fisioterapeuta, Especialização em Fisioterapia Motora Hospitalar e Ambulatorial aplicada à Ortopedia e Traumatologia Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina - (UNIFESP).

³ Fisioterapeuta, Ex-preceptora da Especialização em Fisioterapia Motora Hospitalar e Ambulatorial aplicada à Ortopedia e Traumatologia Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina - (UNIFESP).

⁴ Mestranda, Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade Cruzeiro do Sul.

⁵ Professora Adjunta, Universidade Federal de São Carlos - (UFSCar).

⁶ Professora Titular, Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte, Universidade Cruzeiro do Sul.

Endereço para correspondência:
Lar Escola São Francisco
Therezinha Rosane Chamlian
Rua dos Açores, 310, Jardim Lusitânia
CEP 04032-060
São Paulo - SP
E-mail: rosane.chamlian@larescola.com.br

Recebido em 13 de Agosto de 2013.

Aceito em 05 de Outubro de 2013.

DOI: 10.5935/0104-7795.20130034

INTRODUÇÃO

No Brasil, estima-se que a incidência de amputações seja de 13,9 por 100000 habitantes/ano.¹ Nos Estados Unidos, os amputados transtibiais representam 35 mil das 134 mil amputações de membros inferiores realizadas anualmente, com custos estimados entre US \$ 27.000 a 50.000 dólares por episódio de amputação transtibial.²

As amputações de membros inferiores representam 85% do total de casos dentre todas as amputações. Acredita-se que 51% dos pacientes apresentam diabetes como motivo da amputação, sendo que estes apresentam maior incidência (70 a 80%) de amputação abaixo do nível do joelho.³ Outras indicações para a amputação incluem doença vascular periférica, gangrena, dor isquêmica, trauma, tumores, infecções, úlceras não tratáveis e osteomielite.⁴⁻⁶

Evidências afirmam que o membro amputado não participa da mesma maneira que o membro não amputado na postura destes pacientes. O local e nível da amputação realizada tem muita influência sobre as estratégias posturais desenvolvidas pelos pacientes, pois foram encontradas influências sobre a orientação (distribuição do peso corporal e posição ao longo dos eixos anteroposterior e laterolateral) e estabilização destes pacientes.⁷

O restabelecimento da marcha independente e funcional é um dos principais focos da reabilitação em indivíduos amputados de membros inferiores. Para alcançar este objetivo, uma prótese é utilizada para compensar as perdas funcionais, se possível.^{8,9} Por isso, a reabilitação de pacientes com amputação dos membros inferiores foca o ortostatismo e a capacidade de deambular com o uso de prótese.¹⁰ Dados sobre a recuperação de pacientes amputados afirmam que 56% a 97% deles recuperaram a capacidade de ficar em ortostatismo (com ou sem muletas), sendo de 26 a 62% praticantes de marcha em ambientes externos.¹¹

Estudos no campo da cinemática têm enfatizado principalmente as descrições dos parâmetros espaço-tempo, a fim de analisar a simetria entre o membro sã e o protetizado.¹²⁻¹⁶ Além disso, eles oferecem a possibilidade de avaliar o sucesso do processo de reabilitação. Estudos sobre cinética buscam elucidar os mecanismos de controle e estratégias do movimento,^{17,18} além de fornecer conhecimento sobre o comportamento das forças de reação do solo (FRS).^{7,14,19,21}

A estratégia desenvolvida por amputados transtibiais unilaterais durante a marcha

é influenciada pela velocidade do movimento, lateralidade e pé protético, sendo que, os parâmetros espaço, tempo e variação angular evidenciam a assimetria existente entre os membros. As diferenças estão principalmente relacionadas com a duração da passada, postura e equilíbrio, o comprimento da passada e da variação angular do joelho e tornozelo.²²

A literatura mostra que a deambulação de amputados transtibiais difere da população não amputada. Devido ao pé e tornozelo protéticos, há falta de dorsiflexão ativa, flexão plantar, força, potência, e propriocepção, resultando em alterações na marcha.²³⁻²⁵ As limitações dos pés protéticos afetam o joelho do membro amputado e mecânica do quadril, exigindo compensações do membro não amputado.²⁶

Esta claro que a habilidade de marcha após amputação de membros inferiores é multidimensional e pode ser influenciada por diversos aspectos, tais como características pessoais e da doença, além de fatores externos e capacidade física.²⁷

OBJETIVO

Avaliar o padrão postural e a marcha de pacientes amputados transtibiais unilaterais, de etiologia vascular que realizaram o processo de protetização e reabilitação no setor de Fisioterapia do Centro de Reabilitação Lar Escola São Francisco.

MÉTODO

Participaram do estudo 8 sujeitos submetidos à amputação transtibial unilateral até 5 anos da data da análise, todos por etiologia vascular e com o uso de prótese KBM (*Kondylen Bettung Münster*) com o pé dinâmico® (da *Otto Bock*) e que concluíram o processo de protetização e reabilitação no Lar Escola São Francisco com alta da fisioterapia há 24 meses no máximo; com idade variando de 50 a 65 anos (média de idade de 60,375 anos), com massa e estatura média de 88,5 quilos e 1,74 metros respectivamente, que são capazes de deambular com a prótese sem meio auxiliar. Todos os participantes foram submetidos à aplicação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. No Quadro 1 é apresentada a caracterização da amostra. Foram excluídos pacientes que apresentavam déficit visual importante, doenças que afetem o sistema labiríntico, comorbidades pulmonares e cardiovasculares descompensadas,

complicações ortopédicas (amputação parcial do pé contralateral e/ou fratura do membro contralateral) ou neurológicas (AVE).

As avaliações foram feitas no Laboratório de Análise de Marcha - LAM da Universidade Cruzeiro do Sul, em um ambiente isolado com condições ideais para as mensurações que foram feitas. Foi também requisitado aos pacientes que realizassem as mensurações vestindo um short que expunha os joelhos.

Na mesma ocasião, foi avaliado o padrão postural e a marcha dos pacientes.

O padrão postural foi avaliado em ortostatose com o membro protetizado e o contralateral sobre uma plataforma de força (Kistler®, Modelo 9286BA) por 60 segundos, ora com os olhos abertos (olhando para um alvo fixo à altura dos olhos e à cerca de 3 metros de distância), ora com os olhos fechados, pois foram realizadas, sendo duas de olhos abertos e duas de olhos fechados em ordem aleatória por sorteio. Após esta primeira coleta, o sujeito descansava por dois minutos, e então realizava mais quatro tentativas com um novo sorteio. Os dados referentes às componentes da força vertical e horizontais (médio-lateral e ântero-posterior) foram adquiridos com um software específico (BioWare®, Kistler®) e armazenados, e foram processados posteriormente para obtenção das medidas relacionadas à oscilação corporal dos pacientes.

A marcha foi avaliada com o uso de marcadores refletivos que foram afixados com fita dupla face apropriada nos seguintes pontos anatômicos: quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral do fêmur e trocânter maior. Os marcadores foram colocados no lado contralateral à amputação e no lado da prótese, o examinador colocava os pés e joelhos do sujeito exatamente um do lado do outro, sendo assim os marcadores eram colocados por comparação com o lado contra-lateral da prótese. Em seguida, os pacientes se deslocaram andando em um trecho de 6 metros de comprimento, em que a plataforma de força descrita anteriormente estava disposta e nivelada com o piso de modo que, o pé esquerdo do paciente tocava a plataforma de força durante o percurso de ida até o final da passarela de 6 metros, e no percurso da volta pela passarela o pé direito tocava a plataforma de força, sendo assim, tanto o membro protético quanto o não protético foram analisados. Ainda, duas filmadoras digitais estavam dispostas lateralmente para obtenção das imagens dos marcadores refletivos.

O paciente se posicionou no início da passarela e foi dado o comando verbal do avaliador que iniciasse sua marcha, mencionando

Quadro 1. Caracterização da amostra dos oito sujeitos quanto à idade, peso, altura, lado amputado, comorbidades, data de amputação, data de protetização e alta da reabilitação

Sujeito	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	Lado Amputado	Comorbidades	Data da Amputação	Data da Protetização	Alta da Reabilitação
AJA	65	80,3	1,77	E	DM	28/6/2010	23/3/2011	30/5/2011
CRS	62	76,7	1,70	D	DM, HAS	21/12/2009	03/05/2011	31/5/2011
WK	64	86,1	1,70	D	DM, HAS	25/6/2010	10/2/2011	28/4/2011
EEA	52	137,7	1,91	D	DM, HAS, OAC	21/5/2010	2/12/2010	11/3/2011
LRL	57	73,1	1,72	D	DM, DLP	16/06/2009	29/7/2010	16/9/2010
ELL	60	95,7	1,73	E	DM, HAS	2/11/2007	24/11/2008	17/3/2009
HGR	61	71,8	1,59	E	DM, HAS	18/8/2010	03/08/2011	31/08/2011
SAO	62	86,2	1,78	E	DM, HAS, OAC	29/11/2008	20/4/2010	16/7/2010

E: Esquerdo; D: Direito; DM: Diabetes mellitus; HAS: Hipertensão arterial sistêmica; OAC: Obstrução arterial crônica; DLP: Dislipidemia

com qual membro inferior o paciente deveria iniciar o movimento. O paciente andava sobre a passarela, e em cada tentativa de ida tocava o pé esquerdo sobre a plataforma e na tentativa de volta tocava o pé direito.

As duas câmeras e a plataforma de força foram sincronizadas com um dispositivo que foi ativado manualmente e enviou um sinal luminoso para as câmeras e um sinal elétrico para a plataforma de força.

Os dados provenientes da plataforma de força para análise da postura foram submetidos às rotinas específicas, escritas na linguagem *Matlab* (*MathWorks, Inc.*). Com base nas forças obtidas pela plataforma de força, o centro de pressão nas direções ântero-posterior (CP_{AP}) e médio-lateral (CP_{ML}) foi calculado, sendo que o centro de pressão corresponde, aproximadamente, à oscilação corporal na postura ereta e quieta. Esses dados foram filtrados com um filtro digital *Butterworth*, passa baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 5 Hz. As seguintes variáveis foram calculadas:

- Amplitude média de oscilação (AMO): corresponde à variabilidade do centro de pressão ao longo da tentativa. A AMO foi calculada, inicialmente, subtraindo um polinômio de primeira ordem dos dados e a média de todos os valores da tentativa. Finalmente, o desvio padrão foi calculado, obtendo assim a variância dos valores da respectiva tentativa e indicou a magnitude de oscilação corporal ao longo da tentativa. A AMO foi calculada nas direções ântero-posterior e médio-lateral;
- Área de deslocamento do centro de pressão (CP): corresponde à estimativa da dispersão dos dados do centro de pressão considerando as direções ântero-posterior e médio-lateral simultaneamente. A área de

deslocamento foi calculada por meio do método estatístico análise dos componentes principais, que obtém uma elipse que engloba aproximadamente 85% dos dados do centro de pressão. Após a definição dessa elipse, a mesma foi calculada.

Para análise da marcha, cada ciclo do andar foi definido a partir de dois contatos sucessivos do mesmo pé no chão. Os trechos da filmagem correspondentes a esse ciclo foram selecionados, e os marcadores refletivos posicionados sobre os locais descritos anteriormente foram digitalizados automaticamente com a utilização de um programa específico para análise tridimensional do movimento humano (*Ariel Performance Analysis System - APAS, Ariel Dynamics, Inc.*) para obtenção das coordenadas x , y , z . A transformação linear direta (DLT, *direct linear transformation*) foi o procedimento adotado para a transformação das coordenadas reais dos dados digitalizados e foi realizado usando o mesmo programa.

Os dados transformados foram filtrados com o filtro de *Butterworth* de 4ª ordem, passa baixa de 10 Hz. As características espaço-temporais (velocidade média de locomoção, comprimento e velocidade da passada, cadência, durações dos períodos de apoio simples e apoio duplo total); amplitude de movimento das articulações do tornozelo e joelho foi calculada a partir desses dados, com a utilização do programa *Matlab* (*Mathworks, Inc.*). Os dados da plataforma de força foram arquivados em planilhas, de modo que cada arquivo armazenasse os dados das componentes da força de reação do solo. Esses dados foram filtrados com o filtro *Butterworth* de 4ª ordem e com filtro de passa-baixa de 30 Hz. Esses dados foram normalizados temporalmente de 0 a 100% com intervalo de 1% e a amplitude da força de reação do solo normalizada pelo peso corporal de cada paciente. O padrão das

curvas das componentes vertical e horizontal ântero-posterior da força de reação do solo foi analisado qualitativamente e amplitude do primeiro e do segundo picos da componente vertical da força de reação do solo foi calculada com base nos valores máximos do sinal dessa componente na primeira e na segunda metade do período de apoio, respectivamente. Por fim, o impulso foi calculado como a área da curva da componente horizontal ântero-posterior pelo tempo de apoio. Essas variáveis também foram calculadas com a utilização programa *Matlab*.

Para análise estatística dos dados foi usado o teste de análise de variância (ANOVA) e multivariância (MANOVA). O nível de significância foi mantido em $\alpha = 0,05$ para o teste estatístico, que foi realizado com o *software Statistical Package for the Social Sciences - SPSS* (versão 10.0, SPSS Inc.).

RESULTADOS

Os dados achados para controle postural em amplitude média de oscilação MANOVA revelaram diferença na visão (olhos abertos e olhos fechados) para direções ântero-posterior ($F_{1,7} = 13.223$ $p < 0,05$) e médio-lateral ($F_{1,7} = 7.872$ $p < 0,05$). Para a área ANOVA revelaram diferença na visão (olhos abertos e olhos fechados) ($F_{1,7} = 13.679$ $p < 0,05$) - Tabela 1.

Com relação aos dados de análise de marcha, os participantes andaram em uma velocidade média de locomoção $0,72$ (m/s) $\pm 0,18$. Para a comparação entre o membro protético e não protético, a 1ª MANOVA não revelou diferença para comprimento da passada ($F_{1,7} = 1.911$ $p > 0,05$); velocidade da passada ($F_{1,7} = 2.292$ $p > 0,05$) e cadência ($F_{1,7} = 0.007$ $p > 0,05$). A 2ª MANOVA não revelou diferença significativa quanto a duração de apoio ($F_{1,7} = 0.159$ $p > 0,05$) e duração de balanço ($F_{1,7} = 0.159$ $p > 0,05$) - Tabela 2.

Para dados de força de reação do solo, a 3ª MANOVA não revelou diferença para o primeiro pico ($F_{1,7} = 2.747$ $p > 0,05$) e para o segundo pico ($F_{1,7} = 3.117$ $p > 0,05$).

Por fim, uma ANOVA não revelou diferença para impulso ($F_{1,7} = 1.378$ $p > 0,05$) - Tabela 3.

DISCUSSÃO

O tema do presente estudo foi escolhido com base nos resultados de uma revisão de Soares et al.²² sobre os parâmetros biomecânicos da marcha de amputados transtibiais, que apresentou uma noção de algumas

Tabela 1. Valores de média (\pm DP) de amplitude média de oscilação ântero-posterior (AMO-AP), amplitude média de oscilação médio-lateral (AMO-ML) e área dos participantes com os olhos abertos e olhos fechados

	AMO - AP (cm)	AMO - ML (cm)	ÁREA (cm ²)
Olhos Abertos	0,29 (\pm 0,07)	0,22 (\pm 0,07)	1,75 (\pm 1,48)
Olhos Fechados	0,51 (\pm 0,19)	0,34 (\pm 0,16)	3,69 (\pm 2,60)

DP: Desvio padrão; cm: Centímetros; cm²: Centímetros quadrados**Tabela 2.** Valores de média (\pm DP) para comprimento da passada, velocidade da passada e cadência comparando membro protético com membro não protético dos participantes

	Membro Protético	Membro não Protético
Velocidade Média (m/s)	0,72 (\pm 0,18)	0,72 (\pm 0,18)
Comprimento da passada (m)	0,99 (\pm 0,21)	0,95 (\pm 0,21)
Velocidade da passada (m/s)	0,71 (\pm 0,20)	0,67 (\pm 0,18)
Cadência (passos/min)	85,39 (\pm 8,92)	85,19 (\pm 8,89)

m/s: Metros por segundo; m: Metros; min: Minutos

Tabela 3. Valores de média (\pm DP) para duração do apoio, duração do balanço, primeiro pico, segundo pico e impulso comparando membro protético com membro não protético dos participantes

	Membro Protético	Membro não Protético
Duração do apoio (%)	71,98 (\pm 6,13)	70,89 (\pm 8,25)
Duração do balanço (%)	28,02 (\pm 6,13)	29,11 (\pm 8,25)
Primeiro Pico	0,88 (\pm 0,17)	0,65 (\pm 0,44)
Segundo Pico	0,86 (\pm 0,20)	0,62 (\pm 0,42)
Impulso	0,01 (\pm 0,01)	0,00 (\pm 0,00)

DP: Desvio padrão

características e compensações desta população. Porém, na literatura, ainda não fica claro o real padrão postural e de marcha dos pacientes transtibiais protetizados, pela falta de estudos de qualidade metodológica e com amostras homogêneas. Sendo assim, este estudo teve por objetivo avaliar o padrão postural e da marcha destes pacientes dando diretrizes para as fases de reabilitação pré e pós-protética.

Nosso estudo teve amostra de oito indivíduos que, apesar de pequena, é similar à encontrada na literatura^{26,28-30} e inferior ao estudo de Nadollek et al.¹⁰ que apresentou 22 sujeitos. A amostra foi composta por indivíduos cuja idade variou de 52 a 65 anos, todos do sexo masculino e de etiologia vascular. Outros estudos com este tipo de população^{28,29} que avaliaram controle postural e marcha deste tipo de indivíduos apresentaram amostras envolvendo ambos os sexos e causas de amputação vascular, tumoral e traumática, o que possibilita viés na amostra, pois sabemos que a etiologia da amputação influencia a condição física destes sujeitos.¹¹ A presente amostra apresentou grande variância quanto à altura e massa corporal, sendo que a primeira variou de 1,59 até 1,91 metros e a se-

gunda de 71,8 a 137,7 quilos, além de discrepâncias quanto ao tempo de amputação que variou desde 4 anos e 2 meses até 1 ano e 7 meses, características que são comuns na maioria dos estudos,^{10,26,28-30} sendo difícil alcançar este tipo de homogeneidade em amostras com este tipo de população.

Quanto ao método do nosso estudo, tivemos um protocolo de avaliação que compreendia duas fases, sendo que na primeira era medida a oscilação ântero-posterior e médio-lateral dos sujeitos (padrão postural) em ortostatismo, estando estes em cima de uma plataforma de força, semelhante ao estudo de Vrieling et al.²⁸ Neste estudo, pacientes foram analisados nessa posição em uma plataforma móvel com o olho aberto, fechado e associado à dupla tarefa, comparando a um grupo controle de pessoas sem amputação, e cada condição foi testada somente uma vez, com 60 segundos cada uma, usando o mesmo software que nosso estudo.

Vrieling et al.²⁸ obtiveram resultados semelhantes aos encontrados em nosso estudo, evidenciando maior oscilação ântero-posterior dos indivíduos com os olhos fechados em comparação com olhos abertos e dupla tarefa,

e quando comparados ao grupo controle, o grupo de amputados teve maior oscilação em todas as condições.

Em nossos resultados, não só a oscilação ântero-posterior aumentou com os olhos fechados, como também tivemos o aumento da oscilação médio-lateral, evidenciando clara dependência da visão no controle postural de amputados. Resultados estes semelhantes aos encontrados por Nadollek et al.¹⁰ sendo que este sugere que os achados de maior oscilação com olhos fechados seria um método do indivíduo amputado compensar sua falta de propriocepção conferida pela retirada do feedback visual e déficit sensorial imposto pela própria amputação. A oscilação médio-lateral teve aumento menor que a ântero-posterior, sendo este fato facilmente explicado pela posição que foi adotada com os pés paralelos um ao outro. Porém, seu aumento pode ser explicado pelo fato de que esta oscilação é, em grande parte, controlada pelos músculos abdutores do quadril, e uma possível fraqueza ou falta de controle destes no membro protetizado proporcionaria o aumento desta oscilação.³¹ Tendo isto em mente, fica claro que, no treino protético deveria se focar em treino de equilíbrio e propriocepção com olhos fechados, para ensinar o sistema músculo-esquelético do paciente amputado a manter a posição ortostática sem grandes oscilações, pois esta pode influenciar também na execução da marcha com a prótese, de modo que esta estratégia de reabilitação reduziria a oscilação pelo aumento de propriocepção corporal, aumentando a qualidade da postura e da marcha com a prótese diminuindo o risco de quedas.

Em uma metanálise descrita por Bohannon et al.³² temos velocidade média de 1,43 m/s para indivíduos sem qualquer doença com 50 a 59 anos, e 1,33 m/s com idade entre 60 e 69 anos, e em nosso estudo foi encontrada velocidade média (0,72 m/s), consideravelmente mais baixa nos amputados transtibiais, podendo ser causada pela falta de equilíbrio, insegurança ou déficit proprioceptivo já evidenciada na postura ortostática e influenciando a marcha deste tipo de indivíduo, sendo essa velocidade diminuída uma compensação para minimizar a influência destes déficits.

Tendo em vista os parâmetros espaço-temporais da marcha em indivíduos sem amputação, como descrito por Riley et al.³³ a velocidade foi de \pm 1,47 m/s, a cadência \pm 114,13 passos/min e comprimento de passada \pm 1,54 metros, quando comparados aos achados do presente estudo fica claro que os parâmetros espaço-temporais da marcha do paciente amputado transtibial ficam diminuídos frente aos parâmetros da

marcha de uma pessoa sem amputação. Estes parâmetros diminuídos são devidos a menor velocidade média de marcha (0,72 m/s) dos pacientes amputados, ainda explicados por questões de insegurança, falta de equilíbrio e falta de propriocepção, de modo a não permitir um passo tão longo ou uma cadência maior, pois o amputado necessita de maior tempo para se adequar a transferência do seu centro de massa à frente, sem permitir a saída deste da sua base de apoio. Ainda pela mesma justificativa, temos duração de apoio maior na marcha dos amputados (71,98%) em comparação a marcha de indivíduos sem amputação como descrito por Kirkwood et al.³⁴ (\pm 60%), justificando-se novamente pela velocidade média de marcha inferior, e por uma fase de balanço mais rápida, pois, como há déficit de propriocepção, a fase em unipodal da marcha seria muito instável para este tipo de paciente, de modo que o indivíduo acelera sua fase de balanço para ter maior estabilidade com fase de apoio de maior duração. Van Velzen et al.¹¹ ressaltam a importância da força dos músculos do quadril do membro amputado durante a marcha com a prótese, comprovando a relação desta força com o aumento dos parâmetros como velocidade, cadência, comprimento do passo e velocidade da passada; conseguindo se assemelhar aos parâmetros do membro não protético.

Sabemos que ao iniciar o treino com a prótese, o paciente tem dificuldade e insegurança em descarregar o peso nesta, de modo a ter uma marcha claudicante com comprimento de passada, velocidade de passada e fase de balanço menores que o membro não protetizado. O que vimos por este estudo é o desejado após um treino de reabilitação protética, indicando que o treino com a prótese é indispensável para este tipo de indivíduo tornando sua marcha de melhor qualidade, homogênea e com descarga de peso similar entre os dois membros, diminuindo a chance de complicações do membro contralateral a amputação por sobrecarga, como, por exemplo, artrose de joelho ou complicações do pé diabético contralateral à amputação.

CONCLUSÃO

Este estudo demonstrou haver aumento significativo da oscilação no sentido ântero-posterior e médio lateral em postura ortostática de indivíduos transtibiais protetizados com os olhos fechados em comparação com olhos abertos.

A análise da marcha mostrou que nos parâmetros de comprimento da passada, velocidade da passada, cadência, duração do apoio, duração do balanço, pico 1, pico 2 e impulso não tiveram diferença significativa entre o membro protético e o não protético.

REFERÊNCIAS

- Spichler ER, Spichler D, Lessa I, Costa e Forti A, Franco LJ, LaPorte RE. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. *Rev Panam Salud Publica.* 2001;10(5):334-40. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S1020-49892001001100007>
- Smith DG, McFarland LV, Sangeorzan BJ, Reiber GE, Czerniecki JM. Postoperative dressing and management strategies for transtibial amputations: a critical review. *J Rehabil Res Dev.* 2003;40(3):213-24.
- Carvalho FS, Kunz VC, Depieri TZ, Cervellini R. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. *Arq Cienc Saude Unipar.* 2005;9:23-30.
- Larsson J, Apelqvist J. Towards less amputations in diabetic patients. Incidence, causes, cost, treatment, and prevention: a review. *Acta Orthop Scand.* 1995;66(2):181-92. DOI: <http://dx.doi.org/10.3109/17453679508995520>
- Pinzur MS. Amputations and prosthetics. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.* 1999;64(5):571-81.
- Apelqvist J, Larsson J. What is the most effective way to reduce incidence of amputation in the diabetic foot? *Diabetes Metab Res Rev.* 2000;16 Suppl 1:S75-83. DOI: [http://dx.doi.org/10.1002/1520-7560\(200009/10\)16:1+<::AID-DMRR139>3.0.CO;2-8](http://dx.doi.org/10.1002/1520-7560(200009/10)16:1+<::AID-DMRR139>3.0.CO;2-8)
- Rougier PR, Bergeau J. Biomechanical analysis of postural control of persons with transtibial or transfemoral amputation. *Am J Phys Med Rehabil.* 2009;88(11):896-903. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181b331af>
- Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R. Significance of static prosthesis alignment for standing and walking of patients with lower limb amputation. *Orthopade.* 2001;30(3):161-8. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s001320050590>
- Culham EG, Peat M, Newell E. Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion. *Prosthet Orthot Int.* 1986;10(1):15-22.
- Nadollek H, Brauer S, Isles R. Outcomes after transtibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiother Res Int.* 2002;7(4):203-14. DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/pri.260>
- van Velzen JM, van Bennekom CA, Polomski W, Sloopman JR, van der Woude LH, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2006;20(11):999-1016. DOI: <http://dx.doi.org/10.1177/0269215506070700>
- Breakley JM. Gait unilateral below-knee amputees. *Orthot Prosthet.* 1976;30:1724.
- Robinson JL, Smidt GL, Arora JS. Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees. *Phys Ther.* 1977;57(8):898-904.
- Isakov E, Keren O, Benjuya N. Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity. *Prosthet Orthot Int.* 2000;24(3):216-20. DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/03093640008726550>
- Soares ASOC. Análise de parâmetros biomecânicos da locomoção de atletas amputados transtibiais [Biomechanics analysis of locomotion in transtibial amputee athletes]. [dissertation]. Universidade de São Paulo; 2005.
- Isakov E, Burger H, Krajnc J, Gregoric M, Marincek C. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1996;20(3):153-8.
- Baker PA, Hewison SR. Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation. *Prosthet Orthot Int.* 1990;14(2):80-4.
- Dingwell JB, Davis BL, Frazier DM. Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and transtibial amputee subjects. *Prosthet Orthot Int.* 1996;20(2):101-10.
- Gitter A, Czerniecki JM, DeGroot DM. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991;70(3):142-8. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00002060-199106000-00006>
- Sanderson DJ, Tokuno CD. Electromyography of knee-joint muscles in unilateral below-knee amputees during walking and running. In: 4th World Congress of Biomechanics; 2002 Aug 4-9; Calgary.
- Soares ASOC, Serrão JC, Amadio AC. Características eletromiográficas e dinâmicas da marcha de amputados transtibiais com a utilização de calçados esportivos. *Braz J Biomech* 2003;4(1):55-61.
- Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Med J.* 2009;127(5):302-9. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S1516-31802009000500010>
- Bagley AM, Skinner HB. Progress in gait analysis in amputees: a special review. *Clin Rev Phys Rehab Med.* 1991;3:2:101-20.
- Hsu MJ, Nielsen DH, Yack HJ, Shurr DG. Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(9):526-33. DOI: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.1999.29.9.526>
- Nyska M, Shabat S, Arya A, McCabe C, Linge K, Klenerman L. A comparative study of different below-knee prostheses by dynamic foot pressure analysis. *Int J Rehabil Res.* 2002;25(4):341-4. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00004356-200212000-00012>
- Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait Posture.* 2008;27(3):518-29. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.008>
- Moore EG, Durstine JL, Marsh AP. Framework. In: Durstine JL, Moore GE. ACSM's exercise management for persons with chronic diseases and disabilities. Champaign: Human Kinetics; 2003.p. 5-15.
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JP, et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 2008;28(2):222-8. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.002>

-
29. Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JP, Hof AL, et al. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait Posture*. 2008;27(3):423-30. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.013>
 30. Tokuno CD, Sanderson DJ, Inglis JT, Chua R. Postural and movement adaptations by individuals with a unilateral below-knee amputation during gait initiation. *Gait Posture*. 2003;18(3):158-69. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00004-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00004-3)
 31. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthet Orthot Int*. 1994;18(3):150-8.
 32. Bohannon RW, Williams Andrews A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 2011;97(3):182-9. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
 33. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*. 2007;26(1):17-24. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>
 34. Kirkwood RN, Gomes HA, Sampaio RF, Culham E, Costigan P. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. *Acta Ortop Bras*. 2007;15(5):267-71. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522007000500007>