

Parâmetros temporoespaciais e desvios da marcha em usuários de dispositivos de auxílio: um estudo quasi-experimental.

Spatial-temporal parameters and gait deviations in assistive device users: quasi-experimental study.

Dayanne Gabriela de Melo Marques¹, Larissa Nunes¹, Letícia Gabriela de Faria¹, Maria Caroline Fonseca Silva¹, Renatha Carvalho², Andréa de Jesus Lopes², Viviane Santos Borges¹

¹Universidade de Itaúna, Itaúna, MG, Brasil.

²Laboratório de Marcha no Centro Mineiro de Tecnologia Assistiva - Pará de Minas, Pará de Minas, MG, Brasil.

Resumo

Introdução: Limitações funcionais e alterações na marcha podem ser minimizadas com o uso de dispositivos de auxílio. Sua correta prescrição, respeitando a individualidade do usuário, é fundamental para um bom desempenho físico. **Objetivo:** Avaliar os parâmetros temporoespaciais da marcha na velocidade habitual e rápida em dois momentos: um, com dispositivo de auxílio apresentando as medidas habituais e, no segundo momento, com o dispositivo adaptado com relação à altura e à angulação do voluntário. **Métodos:** Trata-se de um estudo quasi-experimental. Foi aplicado um questionário contendo informações gerais e específicas sobre o dispositivo de auxílio à marcha (DAM) e seu uso. Foi realizada a avaliação dos parâmetros temporoespaciais da marcha, na velocidade habitual e rápida. **Resultados:** um total de 36 indivíduos (média 59 anos; 64% homens) com diagnósticos distintos completaram os testes propostos; 31% dos usuários de DAM apresentaram a altura incorreta do dispositivo. Foi observada uma diferença significativa entre as medidas do trocânter maior e a prega do punho ao solo ($p < 0,001$); 61% não recebeu instrução ou treinamento para utilizar o DAM; 55% dos usuários de bengala utilizavam o DAM no lado contralateral a lesão. Nenhuma diferença significativa nos parâmetros temporoespaciais da marcha foram identificados, nem mesmo diferenças na simetria do quadril. **Conclusão:** de acordo com a avaliação temporoespacial da marcha, apenas corrigir a altura do DAM como preconizado pela literatura não foi o suficiente para uma melhora significativa dos seus parâmetros. Os resultados apresentados, fornecem informações relevantes para profissionais e usuários sobre a utilização do DAM e sua correta prescrição.

Palavras-chave: Dispositivo; Bengala. Marcha; Acidentes por Quedas; Cinemática.

Autora correspondente:

Viviane Santos Borges

Endereço: Rodovia MG 431 Km 45, s/n

CEP 35680 142 – Itaúna (MG), Brasil.

E-mail: correioit@gmail.com

Recebido em: 13/05/2019

Revisado em: 11/10/2019

Aceito em: 29/11/2019

Publicado em: 13/12/2019

Abstract

Introduction: Functional limitations and gait changes can be minimized with the use of assistive devices. Its correct prescription, respecting the individuality of the user is essential for a good physical performance.

Objective: To evaluate spatial-temporal and deviations in gait parameters at normal and fast speed, in two moments: one, with the device showing the usual measures, and in the second moment, with the device adapted with the specific height and angulation of the volunteer. **Methods:** This is a quasi-experimental study. A questionnaire containing general and specific information about the assistive device (AD) and its use was applied. The evaluation of the spatial-temporal and deviations of the gait parameters was done in the normal and fast speed. **Results:** A total of 36 individuals (mean age 59 years, 64% men) with different diagnosis completed the proposed tests; 31% of the AD users showed the incorrect height of the device. A significant difference was observed between the greater trochanter measurements and the wrist fold to the ground ($p < 0.001$); 61% did not receive instruction or training to use AD; 55% of walking stick users used the AD on the contralateral side of the injury. No significant differences in gait spatial-temporal parameters were identified, nor even differences in hip symmetry. **Conclusion:** according to the spatial-temporal evaluations only to correct the height of the AD as recommended by the literature, was not enough for a significant improvement of its parameters. The results presented provide relevant information to professionals and users about the use of AD and its correct prescription.

Keywords: Device; Canes; Gait; Accidents Falls; Kinematics.

Introdução

A necessidade do uso de um dispositivo de auxílio à marcha (DAM) pode ocorrer em qualquer etapa da vida de alguém que apresente dificuldade para deambular, ou alguma condição que deva reduzir a sobrecarga no membro inferior acometido.¹⁻⁵ O uso de um DAM pode minimizar declínios funcionais e alterações na marcha, pois ele aumenta a base de suporte permitindo mais movimentos sem a perda da estabilidade.^{1,6-9} De forma geral, a utilização do DAM pode melhorar o desempenho dos parâmetros temporoespaciais da marcha, como a cadência, o tempo da passada e o comprimento do passo.⁴

A prevalência do uso do DAM na população geral é bem variável. De acordo com um estudo epidemiológico norte-americano, 16,6% dos idosos com idade igual ou superior a 65 anos (aproximadamente 4,8 milhões) utilizam algum tipo de DAM para sair de casa.¹⁰ No Brasil, cerca de 2,5% da população com idade superior a 18 anos utiliza algum tipo de dispositivo de auxílio (IBGE, 2013).¹¹ A importância do seu uso ultrapassa a simplicidade de sua arquitetura, pois esses dispositivos apresentam inúmeros benefícios que possibilitam o

indivíduo com alguma limitação funcional a desempenhar atividades básicas e instrumentais de vida diária com maior independência.^{3,10,12} Proporcionando um impacto positivo em todas vertentes biopsicossociais.^{3,7,12,13}

No entanto, a facilidade para se conseguir qualquer DAM sem a prescrição de um profissional especializado, pode prejudicar o desempenho da marcha do indivíduo, gerar desconforto, desuso, abandono do DAM e, até mesmo, causar uma queda, provocando lesões graves.^{1,6,14,15}

A prescrição dos DAM deve acontecer de forma precisa para minimizar qualquer tipo de adversidade futura. A altura do dispositivo deve ser ajustada conforme as medidas do indivíduo. De acordo com o estudo clássico de Kumar e cols.¹⁶, bengalas e andadores devem ser ajustados respeitando a angulação do cotovelo, mantendo aproximadamente 20° a 30° de flexão ao se apoiar no DAM. Segundo os autores, deve-se considerar como referência anatômica a dobra do punho ao solo, na posição vertical com os braços relaxados próximos ao corpo. O comprimento do DAM deve ser ajustado para que o seu topo fique da altura da dobra distal do punho. E a sua ponta que toca o solo deve ser posicionada 15cm lateral ao 5° dedo do pé. Assim, com essa referência é possível

produzir até 30° de flexão de cotovelo, o que permite uma amplitude articular variável em diferentes fases do ciclo da marcha. Essa medida de altura considerada como ideal é soberana dentre os principais estudos sobre os DAM.^{1,2,9,12,14,17-21}

Além da prescrição inadequada do dispositivo, a carência de treinamento do usuário, ou o uso de dispositivos não prescritos por profissionais capacitados pode exacerbar o problema.²² Muitos estudos têm avaliado as vantagens do uso do DAM em diversas condições de saúde. Dentre elas, destacam-se doenças crônicas que geram instabilidade na marcha como: acidente vascular encefálico, osteoartrite (OA) e doença de Parkinson.^{6,7,13,14,23,24} Em indivíduos com hemiparesia, seu uso pode propiciar uma marcha precoce mais independente, pois aumenta a base de suporte, melhora a estabilidade, principalmente anteroposterior, durante a fase de apoio do lado acometido, resultando em um comprimento de passo maior do lado não afetado, o que também resulta em diminuição de assimetria na marcha.¹³ Outras vantagens nos parâmetros temporoespaciais da marcha também foram observadas em pessoas com doença de Parkinson que faziam uso de DAM, como maior comprimento do passo, maior velocidade de deslocamento do centro de massa para frente e menor número de balanços laterais.¹⁴

O que se pode observar é que, apesar de existirem algumas diretrizes relacionadas com o comprimento dos DAM, sua aplicação em ambientes clínicos é limitada. Além disso, não se conhece quais seriam os prejuízos para a marcha ao se usar um dispositivo curto ou longo em relação à altura de seu usuário. E a carência de conhecimento dos profissionais e pacientes sobre os critérios que norteiam a indicação do DAM em relação à altura e à angulação, também são fatores que podem colocar em risco sua incorreta utilização. Diante do exposto, como uma tentativa de compreender a importância de se utilizar um DAM na altura correta, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar os parâmetros temporoespaciais da marcha e a simetria do quadril, na velocidade habitual e rápida da marcha, em dois

momentos: um com o dispositivo de auxílio, apresentando as medidas habituais e, no segundo momento com o dispositivo adaptado em relação à correta altura e angulação, como preconizado por Kumar *et cols.*¹⁶.

Métodos

Trata-se de um estudo quasi-experimental e foi determinado como variável independente do estudo o DAM modificado. O cálculo do tamanho amostral foi baseado em um estudo piloto prévio, com 10 voluntários, submetidos aos mesmos procedimentos metodológicos do estudo. De acordo com as variáveis de interesse, os cálculos de diferença foram efetuados para então especificar o tamanho de efeito (ES), originando os parâmetros necessários para estabelecer o tamanho da amostra. Considerando uma análise não direcional, com nível de significância $\alpha=0,05$, um poder estatístico (*power*) estimado de 0,70, foi determinado um grupo com 36 voluntários. Para o cálculo do tamanho amostral foi utilizado o programa estatístico G-Power®, versão 3.1.9.2 (Franz Faul, Universität Kiel, Germany, 1992-2014).

Os voluntários foram recrutados no **Blindado**. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da **Blindado** (036615/2016), seguindo todos os critérios de orientação exigidos e atendendo as atribuições e competências da Resolução nº466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Como critérios de inclusão, foram selecionados indivíduos que utilizavam bengala ou andador para realizar as atividades de vida diária (AVD) em ambientes domiciliares e/ou externos; ter idade igual ou superior a 18 anos; ser residente na comunidade e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Foram excluídos voluntários que necessitavam de auxílio extra para locomoção além do DAM; indivíduos com doenças cardiorrespiratórias graves ou qualquer outra doença que impossibilitasse o cumprimento dos testes propostos. Caso os dados do indivíduo após serem filtrados, apresentassem falhas na transmissão, o indivíduo também seria excluído.

Instrumentos

Questionário

Para investigação e coleta de dados, os participantes responderam a um questionário desenvolvido pelas pesquisadoras baseado em estudos prévios,^{14,25,26} contendo questões relacionadas com dados sociodemográficos e clínicos, antropométricos, histórico de quedas, comorbidades, características gerais e específicas do DAM, dentre outras demandas relacionadas.

Sensor Inercial BTS G-Walk®

Para a avaliação dos parâmetros temporoespaciais e desvios da marcha, foi utilizado um sistema de avaliação de marcha vestível, de nome comercial BTS G-Walk® (BTS Bioengineering Corp, Quincy, MA, USA), sensor inercial que avalia com precisão diversos parâmetros relacionados com a marcha. Esse acelerômetro é composto por três unidades triaxiais capazes de identificar movimentos em três diferentes planos espaciais (anteroposterior, médio lateral e vertical). Os dados são registrados e transmitidos para um computador via *bluetooth*. O *software* do G-Walk tem diferentes funções que possibilita visualizar com detalhes os dados obtidos e, assim, aplicar filtros para precisão das análises. O sensor fica acoplado em uma pequena bolsa, que foi posicionada em volta da cintura do voluntário (sobre o espaço intervertebral L4-L5) inserida em uma correia ergonômica permitindo livre movimento do corpo (FIGURA 1).²⁷

Como variáveis de interesse (dependentes) foram consideradas: cadência (número de passos/min), velocidade (m/s), comprimento do passo (expresso em % do ciclo da marcha), comprimento da passada (m), fase de apoio (%)(iniciado quando o calcanhar de um pé toca o solo e termina quando esse pé sai do solo, expresso como porcentagem do ciclo da marcha), fase de balanço (%)(iniciado assim que o pé sai do solo e termina quando o calcanhar do mesmo pé toca o solo novamente, expresso em porcentagem do ciclo da marcha), duplo apoio (%)(tempo em que ambos os pés estavam em contato com



Figura 1(A): Indivíduo com DAM habitual

Figura 1(B): Indivíduo com DAM modificado

o solo, expresso como porcentagem do ciclo da marcha), e apoio único (%)(último contato do pé atual e o primeiro contato do pé ipsilateral, expresso como porcentagem do ciclo da marcha)[16]. Para a observação dos desvios do quadril foram considerados os índices de inclinação, obliquidade e rotação da pelve calculados pelo *software* do equipamento.

Procedimentos

Antes da avaliação da marcha, a medida da altura do DAM em relação aos parâmetros do indivíduo foi realizada por uma única examinadora previamente treinada, seguindo as orientações propostas por Kumar *et al.*¹⁶ Essa medida foi efetuada com o indivíduo na posição de pé, em uso de calçado habitual, mantendo os braços relaxados e próximos ao corpo. O comprimento do DAM foi medido pela distância vertical da prega do punho ao solo, do membro que o indivíduo mais utilizava o DAM.^{1,2,9,12,16-21}

Após a aplicação dos questionários e investigação dos critérios relacionados com a altura do DAM, as avaliações de velocidade de marcha habitual e rápida foram conduzidas em um percurso de aproximadamente 10 metros.^{28,29} Os participantes foram posicionados de pé, anteriormente à faixa de início do percurso e foram orientados quanto à realização da análise da marcha. Para o teste de marcha na velocidade habitual, o voluntário foi orientado a "caminhar em um ritmo

normal". Para a marcha rápida, a "caminhar o mais rápido possível, sem correr". Inicialmente, o voluntário executou o teste de velocidade habitual, seguida pela velocidade mais rápida que ele conseguia caminhar de forma segura. Após um treino de familiarização, foram realizadas duas medidas reprodutíveis (isto é, duas medidas registradas adequadamente pelo software do equipamento) na velocidade habitual e rápida, respectivamente, sem aleatorização das medidas. A primeira análise foi realizada com o DAM habitual, ou seja, o dispositivo que o voluntário chegou para execução dos testes. Após completar a avaliação com o dispositivo habitual, foi permitido um tempo de descanso de cinco minutos. Após esse período, o voluntário recebeu o dispositivo modificado (variável independente), com os ajustes individuais adequados, para que, em seguida, realizasse novamente as medidas de análise de marcha. Caso o dispositivo habitual estivesse com a altura correta, este era alterado para padrões inferiores à altura da prega do punho,¹² para que a angulação do cotovelo estivesse aproximadamente 5° abaixo do proposto, tornando o dispositivo inadequado para os parâmetros do indivíduo. Um comando verbal foi dado para incentivar o indivíduo durante as avaliações.^{19,22} O dispositivo inercial G-Walk® foi devidamente calibrado e operacionalizado de acordo com as instruções do fabricante. Todos os cuidados envolvendo a aferição como calibração, treinamento dos pesquisadores e posicionamento foram cuidadosamente executados (Disponível em www.btsbioengineering.com).

Análise de Dados

Estatísticas descritivas (média e desvio padrão para variáveis contínuas; porcentagem e frequência para variáveis categóricas), coeficiente de variação (CV) e testes de normalidade (Shapiro Wilk) foram realizados para avaliação preliminar dos dados. Para os dados que atingiram o pressuposto de normalidade, o teste ANOVA *One Way* foi aplicado atendendo o critério de homogeneidade das variâncias (comprimento do passo, fase de apoio, fase de balanço e apoio único na velocidade habitual e comprimento do passo na velocidade rápida).

Os dados que não seguiram uma distribuição normal foram avaliados pelo teste não paramétrico de Wilcoxon. Análises de poder e de tamanho de efeito (ES) foram calculados para explicar a não significância dos dados. Todas essas análises foram realizadas utilizando o pacote estatístico SPSS para Windows, versão 22.0 (IBM Corp., Armonk, NY). O nível de significância estabelecido foi de $\alpha=0,05$.

Resultados

Foram avaliados 40 indivíduos, no entanto, quatro foram excluídos por falhas na transmissão de dados para o computador via *bluetooth*, totalizando 36 voluntários avaliados. Esses indivíduos apresentavam padrões funcionais distintos seja por condições neurológicas ou ortopédicas. A TABELA 1 apresenta as características sociodemográficas, clínicas e o conteúdo relacionado com o uso do DAM. De acordo com a avaliação, a maioria dos indivíduos (52,8%, n=19) utilizava o dispositivo por indicação do fisioterapeuta. E 22,2%(n=8) se autoindicaram o dispositivo. Os voluntários relataram ser dependentes do DAM para realizar a maioria das atividades básicas de vida diária (ABVD) (n=21, 59,3%), apresentando restrição para a realização dessas atividades (n=15, 41,7%). E mais de 70% afirmaram ter dificuldade ou limitação em realizar atividades instrumentais de vida diária (AIVD). A metade dos voluntários afirmou evitar sair de casa pela dificuldade de deambular com o dispositivo fora de casa. A principal vantagem relatada pelos participantes em utilizar o DAM foi a segurança proporcionada por ele (n=31, 86,1%), além de destacar como confortável a utilização do dispositivo (n=27, 75%). Apesar da segurança, 33%(n=12) relataram ter medo de cair, usando o dispositivo, 22%(n=8) afirmaram sentir algum desconforto ao usar o auxílio, e ao serem questionados em deambular em terrenos irregulares, 81%(n=29) disseram ter dificuldade.

De todos os avaliados, 31%(n=11) chegaram com a altura do DAM incorreta. A maioria dos participantes, 92%(n=33), afirmou achar que a altura do

DAM estava correta. Destaca-se que 61%(n=22) não receberam instrução para utilizar o dispositivo.

TABELA 1– Dados sócio demográficos e clínicos (n=36)

Variáveis	Resultados
Idade (anos), média (DP) [min.-máx.]	59,3 (16,2)[24-85]
Altura (cm), média (DP) [min.-máx.]	1,63 (0,1)[1,46-1,78]
Massa corporal (kg), média (DP) [min.-máx.]	72,6 (16,1)[47-112]
IMC (Kg/m ²), média (DP) [min.-máx.]	27,4 (6,12)[17,9-42,1]
Sexo masculino, n (%)	23 (64)
Escolaridade, n (%)	
1° grau incompleto	21 (58,3)
2° grau completo	8 (22,2)
Outros	7 (19,5)
Renda Familiar, n (%)	
Entre R\$ 1.734,00 a R\$ 7.475,00	6 (16,7)
Entre R\$ 1.085,00 a R\$ 1.734,00	10 (27,8)
Entre R\$ 0,0 a R\$ 1.085,00	20 (55,6)
Tipo de DAM, n (%)	
Canadense	21 (58,3)
Andador	7 (19,4)
Bengala em T	7 (19,4)
4 Pontos	1 (2,8)
Motivo do uso do DAM, n (%)	
Neurológico	18 (50)
Ortopédico	12 (33,3)
Outros	6 (16,7)
Utiliza o DAM no lado dominante, n (%)	16 (44,4)
Quedas nos últimos 6 meses, n (%)	8 (22,2)
Utiliza o DAM para subir escadas, n (%)	24 (66,7)
Altura do trocâter ao chão, média (DP)	84 (5,6)
Altura da prega do punho ao chão, média (DP)	81,6 (4,8)*
Indivíduos com DAM com altura incorreta, n (%)	11 (31)
Utiliza o dispositivo contralateral ao acometimento, n (%)	16 (55)**
Utiliza bengala bilateral	5 (23,8)***
Utiliza o DAM na maioria das atividades, n (%)	12 (58)
Sente algum desconforto com o DAM, n (%)	8 (22)
Sente segurança ao utilizar o DAM, n (%)	31 (86)
Evita sair de casa pela dificuldade de usar o DAM na rua, n (%)	18 (50)
Tem medo de cair mesmo usando o DAM, n (%)	12 (33)
Lentidão ao deambular com o DAM [^] , n (%)	22 (61)
Recebeu instrução quanto ao uso do DAM, n (%)	14 (39)
Dificuldade em andar em superfícies irregulares, n (%)	29 (81)

DP: Desvio Padrão; IMC: Índice de Massa Corporal; DAM: Dispositivo de Auxílio a Marcha; Min: mínimo; Max: máximo.

*Diferença significativa entre a altura do trocâter ao chão e a altura da prega do punho ao chão ($p < 0,001$; IC95% 1,3 a 3,4).

** Análise referente aos usuários de bengala.*** Análise referente aos usuários de bengala Canadense. ^lentidão auto percebida .

A TABELA 2 apresenta os dados dos parâmetros temporoespaciais da marcha, comparando o uso do DAM com a altura incorreta e correta. Como não foi observado nenhum dado significativo, análises de tamanho de efeito (ES) e poder foram realizadas.

TABELA 2 – Parâmetros temporoespaciais da marcha comparando o uso incorreto do dispositivo com o uso correto. Os valores estão descritos como média (desvio padrão), valor de p, tamanho do efeito (ES) e análises de poder.

Medida	Incorreto	Correto	P	ES	Poder
Cadência habitual (passos/min)	72,9 (28,2)	73,3 (29,2)	0,64	0,05	0,05
Cadência rápida (passos/min)	91,5 (34)	91,9 (31,5)	0,87	0,01	0,05
Velocidade habitual (m/s)	0,73 (0,34)	0,72 (0,31)	0,87	0,04	0,05
Velocidade rápida (m/s)	0,94 (0,42)	0,97 (0,43)	0,71	0,11	0,12
Comprimento do passo habitual [§]	1,2 (0,39)	1,23 (0,38)	0,49	0,12	0,09
Comprimento do passo rápida [§]	1,3 (0,35)	1,28 (0,40)	0,38	0,08	0,11
Comprimento passada /altura, habitual(%)	73,4 (24,8)	75,2 (22,9)	0,85	0,11	0,08
Comprimento passada /altura, rápida(%)	77,1 (22,4)	78,4 (24,2)	0,33	0,49	0,13
Fase de apoio (% do ciclo da marcha), habitual ^{**}	66,5 (8,7)	67,2 (8,30)	0,38	0,12	0,09
Fase de balanço (% do ciclo da marcha), habitual ^{**}	33,5 (8,9)	32,8 (8,30)	0,32	0,12	0,10
Duplo apoio (% do ciclo da marcha), habitual [*]	16,9 (8,3)	17,3 (7,10)	0,53	0,07	0,06
Apoio único (% do ciclo da marcha), habitual ^{**}	33,8 (8,9)	32,5 (8,30)	0,26	0,23	0,21

*Como não foi observado diferença entre lado direito e esquerdo os dados foram agrupados (*pooled*). [§]Distribuição normal sendo utilizado o teste ANOVA para análise.

Não foi observada grande variabilidade na inclinação, obliquidade e rotação do quadril com o uso dos dois dispositivos (altura correta e incorreta). É possível observar, conforme dados dispostos na TABELA 3, que

as médias não estão tão diferentes, quando se compara os dois dispositivos e os CV estão próximos.

TABELA 3 – Parâmetros da inclinação, obliquidade e rotação da pelve durante a marcha comparando os dois dispositivos.

Medida	Incorreto	CV	Correto	CV	% da diferença
Inclinação velocidade habitual	70,7 (21,2)	0,30	69,7 (22,8)	0,32	-1,43
Inclinação velocidade rápida	66,5 (24,3)	0,36	67,9 (27,5)	0,40	2,11
Obliquidade velocidade habitual	48,4 (24,4)	0,50	49,0 (25,0)	0,51	1,24
Obliquidade velocidade rápida	57,1 (30,1)	0,53	54,5 (29,6)	0,54	-4,77
Rotação velocidade habitual	66,2 (34,8)	0,52	67,5 (33,3)	0,49	1,96
Rotação velocidade rápida	73,2 (31,1)	0,42	67,2 (35,1)	0,52	-8,20

Os valores estão descritos como média [desvio padrão], % da diferença considerando o correto como referência e o coeficiente de variação.

Discussão

De acordo com os resultados do presente estudo não foram observadas diferenças nos parâmetros temporoespaciais da marcha e na simetria do quadril após a correção da altura do DAM como preconizado pela literatura¹⁶. Härdi *e cols.*⁴, também apresentaram resultados divergentes aos de suas expectativas, ao compararem a marcha de idosos da comunidade usuários de DAM, usando três tipos de dispositivos. A expectativa hipotetizada era que a bengala proporcionasse parâmetros temporoespaciais (operacionalizado pelo GaitRite®) mais eficientes quando comparado aos outros dispositivos. Polese *e cols.*²⁰, também não observaram mudanças significativas ao realizarem análise

tridimensional da marcha rápida e confortável, usando câmeras 3D, em usuários de DAM com sequelas de acidente vascular encefálico (AVE) (IC 95% = -0,05 e 0,09).

No presente estudo, 22,2%(n=8) dos voluntários adquiriram o dispositivo com o próprio consentimento e 61%(n=22) não receberam quaisquer instruções para utilizar o DAM. A maioria dos participantes (n=33, 92%) afirmou de forma empírica que a altura do DAM estava correta. No estudo de Li *e cols.*¹⁴, 33% dos indivíduos avaliados obtiveram suas bengalas por recomendação de um profissional (médico: 18%; fisioterapeuta: 13% e enfermeira: 2%) e 67% por não profissionais (auto indicação: 41%; familiares: 15%; amigos e vendedores:

11%) e somente 18% receberam treinamento de como usar o DAM.

Um problema comum relacionado com DAM está associado com altura do dispositivo.¹⁴ No presente estudo, 31%(n=11) da amostra apresentou altura incorreta do dispositivo. No estudo de Liu *e cols.*¹⁴, 54% dos usuários estavam utilizando o dispositivo com altura incorreta. Ying *e cols.*¹², incluíram como variável independente três tipos de alturas de bengalas: {1} trocâter maior ao solo, {2} dobra do punho ao solo e {3} uma bengala mais curta, proporcionando uma angulação do cotovelo de 20°. Os resultados indicaram que o tamanho da bengala não afetou a força exercida pelo braço, como também não foi observada alteração de equilíbrio, exceto com a bengala {3} em que foi identificada maior instabilidade mediolateral.

A avaliação de simetria do quadril não evidenciou diferenças ao se comparar a marcha habitual e rápida com os dois dispositivos. Em um estudo prévio,¹⁴ também não foi observada associação significativa entre usar a bengala com altura incorreta e apresentar uma postura inclinada para frente ou para a lateral durante a marcha.

O evento queda é uma queixa frequente relatada pelos usuários de DAM.^{7,10,30} No estudo vigente, 22%(n=8) dos usuários relataram ter sofrido, no mínimo, uma queda nos últimos seis meses. Quanto mais dependente do DAM maior é a chance de sofrer uma queda (35,0%; IC 95% 21,4–48,6). O que limita ainda mais o usuário deambular fora do ambiente domiciliar (56,4%; IC 95% 41,2–71,5), comparado com não usuários (6,8%; IC 95% 3,8–9,9 e 9,8%; IC 95% 6,2–13,3, respectivamente).¹⁰ O uso de DAM pode causar uma diminuição do número de passos por minuto e consequentemente uma redução da cadência e da velocidade da marcha, o que pode ser um contribuinte para aumentar o risco de sofrer uma queda.^{1,31} Ao associar as inadequações dos DAM com a ocorrência de quedas, usuários que apresentam inclinação para a frente durante a marcha têm uma maior chance de sofrer uma queda ($p < 0,05$).¹⁴ Stevens *e cols.*¹⁵, estimaram que, a cada ano, mais de 47.000 quedas relacionadas com lesões estão

associadas com bengalas e andadores. Assim como no presente estudo (dado não apresentado), Liu *e cols.*¹⁴, também não observaram relação entre a altura incorreta do DAM e a ocorrência de quedas ($p > 0,05$).

Dentre os objetivos dos DAM, destaca-se a segurança proporcionada, vantagem relatada por 86%(n=31) dos indivíduos. Além do benefício funcional, o DAM proporciona uma grande vantagem psicossocial, uma vez que esse auxílio mantém a mobilidade permitindo, assim, a realização de atividades cotidianas com maior independência e autonomia.^{6,24} O uso de bengala melhora o desempenho da cadência ($p = 0,002$), o tempo da passada ($p = 0,004$) e o comprimento do passo ($p = 0,002$). E quanto ao andador, além de melhorar o desempenho desses parâmetros aumenta ainda mais a base de suporte ($p = 0,006$), no entanto, aumenta o tempo de duplo apoio ($p = 0,003$).⁴

O lado que se segura o DAM é um dos desfechos de interesse bastante investigado. Dos voluntários avaliados, 55% (n=16) utilizavam o dispositivo no lado contralateral ao acometimento. Quando se usa o dispositivo de auxílio no lado contralateral, o ideal é que o membro afetado avance concomitantemente com o dispositivo, reduzindo a sobrecarga no membro inferior acometido.^{2,3,6,32} No entanto, de acordo com Fang *e cols.*³, utilizar a bengala contralateral ou ipsilateral ao membro inferior mais sintomático, reduz de forma imediata a força vertical de reação ao solo. Assim, os benefícios são alcançados independente do lado que se usa o dispositivo. Aragaki *e cols.*³³ também identificaram resultados semelhantes.

No presente estudo, ao se comparar as medidas entre a distância do trocâter maior e da prega do punho ao solo, foi verificada diferença significativa ($p < 0,001$; IC95% 1,3-3,4). Esse resultado é similar a outros estudos.^{16,17} É importante considerar a altura da prega do punho ao chão, pois essa medida proporciona ao indivíduo uma amplitude de flexão de cotovelo ideal, variando entre 20 e 30° graus.^{1,2,12,16,18–21} Em indivíduos com diagnóstico de AVE, efeitos benéficos na marcha são alcançados, quando a medida da altura do dispositivo considera o trocâter maior. Porém, essa medida deixa o dispositivo

aproximadamente dois centímetros mais longos e o indivíduo tende a inclinar para o lado comprometido durante a marcha.¹⁹

Uma das limitações do presente estudo foi a falta de treino de familiarização com o dispositivo modificado. Um treinamento de, no mínimo, 30 minutos com o dispositivo alterado ou até permitir levar o DAM para casa e utilizá-lo durante quatro semanas foi verificado em estudos prévios, respectivamente.^{1,19} Indivíduos que utilizam DAM pela primeira vez apresentam um gasto energético considerável (VO_2 e $VO_2/kg = 50\%$). O tamanho incorreto também pode aumentar o gasto energético. Ao modificar ou indicar um DAM, o profissional deve treinar o usuário e permitir que ele concentre quanto ao uso correto, para alcançar uma marcha mais natural.^{21,33} A falta de treino pode causar assincronia e dissociação pélvica.²¹ Outra limitação foi a heterogeneidade da amostra, indivíduos com diferentes condições de saúde, níveis funcionais distintos e que utilizavam dispositivos diferentes foram incluídos no estudo. O tamanho da amostra foi pequeno, um problema também evidenciado por estudos que avaliaram a marcha de usuários de DAM e que observaram pouca ou nenhuma diferença nos parâmetros temporoespaciais.^{21,22,33} O presente estudo apresenta valores de poder e de tamanho de efeito (TABELA 2) para todas as variáveis temporoespaciais da marcha. O objetivo de apresentar esses valores é justificar os valores de p altos, e também contribuir para futuros cálculos de tamanho de amostra.

Conclusão

Os resultados do presente estudo demonstraram que o comprimento do DAM não alterou os parâmetros temporoespaciais da marcha de indivíduos com diferentes condições clínicas e funcionais. Cabe ressaltar que os resultados desse estudo produziram informações criteriosas para que pesquisas futuras, com pergunta e critérios de validade interna semelhantes, investiguem as mudanças cinemáticas proporcionadas pelo DAM na altura correta. Possibilitando ao usuário um treinamento em longo prazo com o dispositivo modificado.

Conflito de Interesses

Não há.

Referências Bibliográficas

1. Fang MA, Heiney C, Yentes JM, Harada ND, Masih S, Perell-Gerson KL. **Clinical and Spatiotemporal Gait Effects of Canes in Hip Osteoarthritis.** PM R. 2012;4(1):30–6.
2. Simic M, Bennell KL, Hunt MA, Wrigley T V., Hinman RS. **Contralateral cane use and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: The effect of varying body weight support.** Osteoarthritis Cartilage. 2011;19(11):1330–7.
3. Fang MA, Heiney C, Yentes JM, Harada ND, Masih S, Perell-Gerson KL. **Effects of Contralateral Versus Ipsilateral Cane Use on Gait in People with Knee Osteoarthritis.** PM R. 2015;7(4):400–6.
4. Härdi I, Bridenbaugh SA, Gschwind YJ, Kressig RW. **The effect of three different types of walking aids on spatiotemporal gait parameters in community-dwelling older adults.** Aging Clin Exp Res. 2014;26(2):221–8.
5. Bryant MS, Rintala DH, Graham JE, Hou JG, Protas EJ. **Determinants of use of a walking device in persons with Parkinson's disease.** Arch Phys Med Rehabil. 2014;95(10):1940–5.
6. Bateni H, Maki BE. **Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences.** Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(1):134–45.
7. Chiaradia Rico N, Dutra Lemos N, Ferreira CV, Ferreira CG, Rico NC. **Uso de dispositivo de auxílio à marcha: a percepção dos idosos.** Rev Equilíbrio Corpor E Saúde. 2012;44(22):42–5042.
8. Harris MH, Harris MH, Holden MK, Cahalin LP. **How Much It Is Enough?** Bus Value IT. 2008;(May 2014):33–42.
9. Edelstein JE. **Assistive devices for ambulation.** Phys Med Rehabil Clin N Am. 2013;24(2):291–303.
10. West BA, Bhat G, Stevens J, Bergen G. **Assistive device use and mobility-related factors among adults aged ≥ 65 years.** J Safety Res. 2015;55:147–50.
11. Nacional NP. **Análise dos resultados Percepção do estado de saúde.** 2013;
12. Li Z, Chou C. **The effect of cane length and step height on muscle strength and body balance of elderly people in a stairway environment.** J Physiol Anthropol. 2014;33(1):36.

13. Pinheiro HA. **Uso da bengala padrao na reabilitacao da marcha de pacientes com sequela de acidente vascular cerebral.** Rev Neurocienc. 2011;19(2):358–64.
14. Liu H (Howe), Eaves J, Wang W, Womack J, Bullock P. **Assessment of canes used by older adults in senior living communities.** Arch Gerontol Geriatr. 2011;52(3):299–303.
15. Stevens JA, Thomas K, Teh L, Greenspan AI. **Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in U.S. emergency departments.** J Am Geriatr Soc. 2009;57(8):1464–9.
16. Kumar R, Roe MC, Scremin OU. **Methods for estimating the proper length of a cane.** Arch Phys Med Rehabil. 1995;76(12):1173–5.
17. Jones A, Alves ACM, de Oliveira LM, Saad M, Natour J. **Energy expenditure during cane-assisted gait in patients with knee osteoarthritis.** Clin Sao Paulo Braz. 2008;63(2):197–200.
18. Bradley SM, Hernandez CR. **Geriatric assistive devices.** Am Fam Physician. 2011;84(4):405–11.
19. Cha YJ. **Do traditionally recommended cane lengths equally influence walking in patients after stroke?** Disabil Health J. 2015;8(1):136–9.
20. Polese JC, Teixeira-Salmela LF, Nascimento LR, Faria CDM, Kirkwood RN, Laurentino GC, et al. **The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors.** Clin Biomech. 2012;27(2):131–7.
21. Jones A, Silva PG, Silva AC, Colucci M, Tuffanin A, Jardim JR, et al. **Evaluation of immediate impact of cane use on energy expenditure during gait in patients with knee osteoarthritis.** Gait Posture. 2012;35(3):435–9.
22. Jayakaran P, DeSouza L, Cossar J, Gilhooly K. **Influence of a walking aid on temporal and spatial parameters of gait in healthy adults.** PM R. 2014;6(9):796–801.
23. McCandless PJ, Evans BJ, Janssen J, Selfe J, Churchill A, Richards J. **Effect of three cueing devices for people with Parkinson’s disease with gait initiation difficulties.** Gait Posture. 2016;44:7–11.
24. Polese JC, Nascimento LR, Faria C, Laurentino GEC, Rodrigues-de-Paula F, Ada L, et al. **Perception of Patients With Chronic Hemiplegia Regarding the Use of Assistive Walking Devices.** Rev Panam Salud Publica-Pan Am J Public Health. 2011;30(3):204–8.
25. Asano M, Miller WC, Eng JJ. **Development and psychometric properties of the ambulatory self-confidence questionnaire.** Gerontology. 2008;53(6):373–81.
26. Reichenheim ME, Paixão Jr. CM, Moraes CL, Hasselmann MH, Paixão Jr. CM, Reichenheim ME, et al. **Alguns nortes para uma adequada adaptação transcultural de instrumentos de aferição.** Cad Saúde Pública. 2011;4(4):163–76.
27. Benedetti MG, Manca M, Sicari M, Ferraresi G, Casadio G, Bugane F, et al. **Gait measures in patients with and without AFO for equinus varus/drop foot.** MeMeA 2011 - 2011 IEEE Int Symp Med Meas Appl Proc. 2011;3–4.
28. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. **Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke.** Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(9):1204–12.
29. Novaes RD, Miranda AS, Dourado VZ. **Usual gait speed assessment in middle-aged and elderly Brazilian subjects.** Rev Bras Fisioter. 2011;15(2):117–22.
30. Siqueira F V, Facchini LA, Piccini RX, Tomasi E, Thumé E, Silveira DS, et al. **Prevalence of falls and associated factors in the elderly.** Rev Saude Publica. 2007;41(5):749–56.
31. Roman de Mettelinge T, Cambier D. **Understanding the Relationship Between Walking Aids and Falls in Older Adults.** J Geriatr Phys Ther. 2015;38(3):127–32.
32. Ajemian S, Thon D, Clare P, Pt BSR, Kaul L. **Cane-Assisted Gait Biomechanics and Electromyography After.** 2004;85(December):1966–71.
33. Aragaki DR, Nasmyth MC, Schultz SC, Nguyen GM, Yentes JM, Kao K, et al. **Immediate Effects of Contralateral and Ipsilateral Cane Use On Normal Adult Gait.** PM R. 2009;1(3):208–13.