

Efeitos imediatos da mobilização passiva realizada por equipamento de cinesioterapia passiva na espasticidade e na biomecânica da marcha de pacientes hemiparéticos:

Ensaio Clínico

Immediate effects of passive mobilization performed by passive kinesiotherapy equipment on spasticity and gait biomechanics in hemiparetic patients: Clinical Trial

Andréia Gambin<sup>1</sup>, Laura Ferrazzi Finger<sup>1</sup>, Raquel Saccani<sup>2</sup>

---

<sup>1</sup> Acadêmica de Graduação em Fisioterapia da Universidade de Caxias do Sul, RS, Brasil;

<sup>2</sup> Pós-Doutora em Ciências do Movimento Humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul, RS, Brasil. Docente do Curso de Graduação em Fisioterapia e Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Caxias do Sul, RS, Brasil.

Autor correspondente: Raquel Saccani. Rua Francisco Getúlio Vargas, 1130 - CEP 95070-560 - Caxias do Sul – Rio Grande do Sul – Brasil. Fone: (54)99997-6853. E-mail: rsaccani@ucs.br

## Resumo

**Introdução:** As lesões encefálicas são danos nas estruturas cerebrais cujas manifestações clínicas envolvem alterações de postura, equilíbrio, tônus muscular e hemiparesia, impactando na marcha e aumentando o risco de quedas. A mobilização passiva é uma abordagem terapêutica atuante na amplitude de movimento articular e propriedades dos tecidos muscular e conjuntivo. **Objetivo:** Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos imediatos da mobilização passiva realizada com equipamento de cinesioterapia passiva na espasticidade e nos parâmetros biomecânicos da marcha de pacientes hemiparéticos. **Metodologia:** Trata-se de um ensaio clínico com 16 pacientes. Para avaliar espasticidade, autopercepção da marcha e desconforto, empregou-se, respectivamente, Escala Ashworth Modificada, escala tipo Likert de 5 pontos e Escala Visual Analógica. A avaliação biomecânica da marcha foi realizada com um Equipamento Medidor Inercial com Acelerômetro e Giroscópio e a funcional através do TUG teste. O protocolo de intervenção foi realizado com um dispositivo de cinesioterapia passiva durante 30 minutos. Utilizou-se o teste t dependente e de Wilcoxon ( $p \leq 0,05$ ). **Resultados:** A intervenção não impactou na espasticidade, mas melhorou a funcionalidade geral da marcha, com diferença significativa para velocidade ( $p=0,006$ ) e comprimento do passo do hemicorpo afetado ( $p=0,011$ ) e sadio ( $p=0,017$ ). Os participantes relataram melhora na percepção do movimento e ausência de desconforto. **Conclusão:** Embora não tenha havido interferência direta na espasticidade, os resultados obtidos indicam que a mobilização passiva realizada por dispositivo de cinesioterapia passiva alterou parâmetros da marcha de pacientes hemiparéticos, o que contribui para a construção de um novo panorama para mobilização passiva automatizada na reabilitação neurológica.

**Palavras-chave:** lesão cerebral; espasticidade muscular; marcha.

## Abstract

**Introduction:** Encephalic injuries are damages to brain structures, with clinical manifestations involving changes in posture, balance, muscle tone, and hemiparesis, impacting gait and increasing the risk of falls. Passive mobilization is a therapeutic approach that targets joint range of motion and the properties of muscular and connective tissues. **Objective:** Thus, the aim of this study was to evaluate the immediate effects of

*passive mobilization performed with a passive kinesitherapy device on spasticity and the biomechanical parameters of gait in hemiparetic patients. **Methodology:** This is a clinical trial involving 16 patients. To assess spasticity, gait self-perception, and discomfort, the Modified Ashworth Scale, a 5-point Likert scale, and the Visual Analog Scale were used, respectively. Biomechanical gait evaluation was performed using an Inertial Measurement Device with an Accelerometer and Gyroscope, while functional assessment was conducted through the TUG test. The intervention protocol involved the use of a passive kinesiotherapy device for 30 minutes. The dependent t-test and Wilcoxon test were employed ( $p \leq 0.05$ ). **Results:** The intervention did not impact spasticity but improved overall gait functionality, with a significant difference in speed ( $p=0.006$ ) and step length of both the affected ( $p=0.011$ ) and unaffected ( $p=0.017$ ) sides. Participants reported improved movement perception and an absence of discomfort. **Conclusion:** Although there was no direct impact on spasticity, the results indicate that passive mobilization performed using a passive kinesitherapy device influences gait parameters in hemiparetic patients. This finding contributes to the development of a new perspective on automated passive mobilization in neurological rehabilitation.*

**Keywords:** brain injury; muscle spasticity; gait.

## INTRODUÇÃO

As lesões encefálicas referem-se a danos nas estruturas cerebrais, de origem vascular ou traumática<sup>1</sup>, que resultam na morte de células neuronais e causam déficits cognitivos e motores assimétricos. Alterações posturais, de equilíbrio, de tônus muscular e hemiparesia contra lesional são perturbações consequentes, pois exigem integridade das áreas e vias corticais responsáveis pela regulação das atividades motoras<sup>2</sup>. As manifestações clínicas de cada paciente dependem do grau de extensão da lesão, da região e do hemisfério cerebral atingidos, visto que estão relacionadas à integridade do tecido nervoso<sup>3</sup>.

A espasticidade, aumento da resistência muscular ao movimento passivo dependente de velocidade e do comprimento muscular, e a hemiparesia, fraqueza muscular em um hemicorpo, são os déficits motores mais marcantes<sup>4</sup> e sinalizam desordens nas vias motoras corticoespinhais<sup>2</sup>. Estas manifestações clínicas provocam diversos prejuízos associados a limitação do movimento, o que impacta a realização das atividades diárias e aumenta o risco de quedas<sup>5</sup>, dor e desconforto<sup>6</sup>. Além destas, alterações do padrão de marcha são uma das principais sequelas de danos cerebrais, já que dependem da força muscular, do equilíbrio e da integridade sensorial e motora<sup>7</sup>.

O padrão atípico da marcha de pacientes hemiparéticos é caracterizado pela diminuição da velocidade e da simetria com tendência ao aumento do tempo de apoio no membro inferior não afetado<sup>8</sup>. O mecanismo de compensação mais comum é a circundução do quadril ipsilateral, o que proporciona maior estabilidade, a fim de compensar a flexão reduzida do joelho afetado durante a fase de balanço<sup>9</sup>. Além disso, a espasticidade interfere na sinergia muscular, e essa ativação irregular altera a postura e alinhamento das articulações do quadril, joelho e tornozelo, contribuindo para os padrões de marcha anormais<sup>10</sup>.

A recuperação motora está atrelada a uma combinação de processos biológicos espontâneos, de aprendizagem e aquisição de habilidades cujas metodologias de reabilitação dependem da integridade tecidual, articular e sensório-motora, as quais podem estar comprometidas após a lesão cerebral<sup>3</sup>. Dentre as técnicas terapêuticas utilizadas, pode-se citar a mobilização passiva, uma intervenção padrão para condições músculo esqueléticas que possui efeitos bem estabelecidos na amplitude do movimento articular e na excitabilidade nociceptiva, resultando na diminuição da dor<sup>11</sup>. Ademais, já

foi demonstrado que a mobilização repetitiva da articulação de forma passiva é capaz de reduzir a hipertonia e incentivar a plasticidade cerebral, isso porque o movimento passivo mantém a amplitude de movimento e a flexibilidade dos tecidos muscular e conjuntivo, auxiliando a diminuir a resistência ao movimento passivo, o que aumenta o uso do membro acometido, normalmente não utilizado pelos pacientes<sup>12</sup>.

Dispositivos automatizados têm sido desenvolvidos e suas ações avaliadas na recuperação motora geral, na espasticidade e na rigidez articular<sup>12,13</sup>. O uso desses equipamentos permite a repetição dos movimentos passivos com maior intensidade, repetibilidade e especificidade<sup>12</sup>, além de reduzir o esforço físico dos fisioterapeutas. No entanto, estudos que avaliam os efeitos dessa forma de intervenção nos membros inferiores de pacientes espásticos e hemiparéticos ainda são escassos na literatura. Diante do exposto, aliado ao conhecimento de que a marcha de pacientes hemiparéticos é reconhecida pela presença de mecanismos compensatórios resultantes dos danos causados pela lesão encefálica<sup>9,10</sup>, nota-se que o uso da mobilização passiva automatizada pode ser uma abordagem eficaz para potencializar e otimizar as aplicações e efeitos dessa técnica terapêutica<sup>12</sup>. Sendo assim, o objetivo desta pesquisa foi avaliar os efeitos imediatos da mobilização passiva realizada por um equipamento de cinesioterapia passiva na espasticidade e nos parâmetros biomecânicos da marcha de pacientes hemiparéticos.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### ***Delineamento e aspectos éticos***

A presente pesquisa consistiu em um Ensaio Clínico do tipo pré e pós intervenção, conduzido no Centro Clínico da Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, RS, Brasil, durante os meses de agosto e setembro de 2024. O estudo possui registro no ClinicalTrials.gov, sob o identificador NCT06696040, e aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Caxias do Sul (CEP/UCS), sob o CAAE - 83118724.0.0000.5341, e na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), sob o CAAE - 64106622.8.0000.5341.

### ***Participantes***

Foram selecionados para esta pesquisa 17 pacientes cadastrados no Centro Clínico da Universidade de Caxias do Sul. Contudo, devido ao padrão de marcha inconstante, um

dos indivíduos foi excluído das avaliações, totalizando, então, uma amostra final de 16 participantes.

Os critérios de inclusão estabelecidos foram: (1) diagnóstico de lesão encefálica de origem vascular; (2) espasticidade graduada entre 1 e 3; (3) hemiparesia; (4) marcha independente ou com uso de dispositivo auxiliar e (5) Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) assinado. Foram considerados critérios de exclusão: (1) crianças e adolescentes; (2) instabilidade clínica; (3) espasticidade grau 4 nas articulações de joelho e/ou quadril; (4) hipotonia ou hipertonia plástica; (5) padrão de marcha inconstante; (6) incapacidade de completar o trajeto de marcha; (7) incapacidade de completar o protocolo de intervenção com o dispositivo; (8) outras condições neurológicas ou traumato-ortopédicas associadas e (9) não assinatura do TCLE.

### ***Instrumentos de coleta de dados***

Para a caracterização da amostra, foi desenvolvido um formulário de organização das informações gerais de cada participante, como nome, data de nascimento, idade, tipo e ano da lesão encefálica, hemicorpo parético, uso ou não de dispositivo auxiliar de marcha, uso ou não de toxina botulínica, além de outros dados de interesse da pesquisa como espasticidade, percepção auto relatada e desempenho no teste Timed Up and Go (TUG).

Para coletar o feedback dos participantes sobre a sua experiência durante o protocolo com o dispositivo de cinesioterapia passiva (AutoFisio500) e quantificar aspectos relacionados à autopercepção da marcha do indivíduo, foram elaborados 6 itens, sendo 3 para cada e estes últimos avaliados pré (Momento 1) e pós (Momento 2) intervenção para fins comparativos. As respostas foram pontuadas pelo participante em uma Escala tipo Likert de 5 pontos que variou de 1 (discordo totalmente) a 5 (concordo totalmente) contendo, ainda, as opções 0 (não sei), 2 (discordo), 3 (indiferente/neutro) e 4 (concordo).

Para verificar possível desconforto durante a aplicação do protocolo, utilizou-se uma Escala Visual Analógica, composta por uma linha com as extremidades marcadas com os valores zero e 10, representando, respectivamente “nenhum desconforto” (zero) e “desconforto máximo” (10).

A espasticidade foi avaliada por meio da Escala Ashworth Modificada, uma ferramenta clínica usada para graduar o tônus muscular em pacientes com espasticidade decorrente de disfunções no sistema nervoso central<sup>14</sup>. Essa escala classifica o grau de resistência ao movimento articular passivo dependente de velocidade, em uma pontuação de 0 a 4. Nesta pesquisa, os grupos musculares avaliados no membro inferior parético foram: adutores de quadril, flexores de quadril, extensores de quadril, extensores de joelho, flexores de joelho e plantiflexores de tornozelo (gastrocnêmio). A mensuração foi conduzida de acordo com o padrão patológico (flexor ou extensor) pela mesma pesquisadora, tanto no momento pré quanto pós-intervenção.

O Timed Up and Go (TUG) é um teste de fácil execução, amplamente documentado como preditor de quedas e indicador de funcionalidade, com maiores tempos de desempenho associados a um maior risco de acidentes<sup>15</sup>. O teste consiste em cronometrar a caminhada ao longo de um percurso de três metros. Para sua realização, um pedaço de fita foi colado ao chão, e um cone posicionado sobre ela, a uma distância de três metros de uma cadeira com encosto para as costas (Figura 1A).

Para a avaliação dos parâmetros da marcha foi utilizado um Equipamento Medidor Inercial com Acelerômetro e Giroscópio BAIOBIT (Marca Rivelo by BTS Bioengineering, Milão, Itália) (Figura 1B).

### ***Protocolo de intervenção com o dispositivo AutoFisio500***

O protocolo de intervenção foi realizado com o AutoFisio500 (Depósito de patente nº BR 10 2024 009720 3) (Figura 1C), um equipamento que realiza a mobilização passiva do membro inferior de forma automatizada, desenvolvido por uma equipe multidisciplinar, através do UcsInova, em parceria com a empresa Zextec e com fomento da Finep (Financiadora de Estudos e Projetos). Seu funcionamento consiste em movimentos contínuos reguláveis em velocidade de até 11 rotações por minuto (RPM) e em tempo (minutos) com tecla de interrupção do protocolo. O equipamento possui uma base de fácil alocação em superfícies planas e é acoplado ao membro inferior do indivíduo, por meio de cintas de fixação, em uma estrutura adaptável em formato de calha.

Para a execução do protocolo de intervenção com o dispositivo de cinesioterapia passiva, o paciente foi posicionado de forma confortável em decúbito dorsal em um tatame. O AutoFisio500 foi acomodado sobre a superfície e o membro inferior parético

do paciente posicionado e fixado em flexão de quadril e joelho, entre as articulações do joelho e tornozelo, conforme a Figura 1D, e ali permaneceu durante os 30 minutos do protocolo de intervenção com movimentos passivos contínuos a 11 RPM no sentido horário (Figura 1E).

### ***Procedimentos de coleta dos dados***

O Centro Clínico da Universidade de Caxias do Sul foi contactado para verificar os pacientes aptos a participar do estudo. Após a seleção inicial, foi realizado contato telefônico a fim de convidá-los a participar da pesquisa e garantir que estivessem plenamente cientes dos seus objetivos e procedimentos.

Aos pacientes eleitos, no dia e horário agendados, as informações sobre a condução da pesquisa foram novamente esclarecidas ao paciente e, se presente, ao seu acompanhante. Após, procedeu-se com a assinatura do TCLE e aplicação do formulário de identificação e de levantamento de dados, contemplando a avaliação da percepção de movimento da marcha, graduação da espasticidade e, em seguida, a aplicação do TUG teste.

Os pacientes iniciaram o TUG teste sentados com as costas e os braços apoiados e receberam o comando de execução da tarefa: levantar, caminhar até o cone, contorná-lo, voltar para a cadeira e sentar utilizando a sua velocidade habitual de marcha. A cronometragem iniciou com o comando “já” e finalizou ao sentar do participante. Foram realizadas três repetições e a média dos tempos de cada repetição foi considerado como valor de tempo final.

Posteriormente, foi realizada a avaliação da biomecânica marcha (com ou sem dispositivos auxiliares) com o Baiobit (Figura 1B). O aparelho foi acoplado à região sacral dos participantes e conectado por bluetooth a um notebook. Foi, então, solicitado aos participantes que caminhassem, em velocidade auto selecionada e segura, por um trajeto em linha reta de 7 metros, para adaptação. Em seguida, fizeram novamente três vezes para a coleta de dados. Das três avaliações realizadas, foi selecionada a avaliação com menor variabilidade. Cabe ressaltar que para a análise da marcha, foram selecionados os seguintes parâmetros biomecânicos: velocidade, simetria, cadência, comprimento do passo, propulsão, duração do passo, da fase de apoio e da fase de balanço.



A próxima etapa consistiu na aplicação do protocolo com o dispositivo AutoFisio500 e finalizada a intervenção, a espasticidade, o desempenho no TUG teste, a biomecânica e a percepção da marcha foram novamente avaliados. A Escala Visual Analógica foi aplicada, bem como os três itens referentes à experiência pontuados, para verificar possível desconforto durante os 30 minutos de protocolo.

Figura 1 – Instrumentos e Procedimento de coleta de dados.



Legenda: (A) Teste Timed Up and Go. (B) Avaliação da biomecânica da marcha com acelerômetro e giroscópio. (C) Dispositivo AutoFisio500 e seu eixo mecânico de funcionamento. (D) Membro inferior parético posicionado no dispositivo. (E) Execução do protocolo de intervenção de movimentos passivos. Fonte: as autoras (2024).

### ***Análise estatística***

O tamanho da amostra deste estudo foi determinado com o software G\*Power (versão 3.1.9.2; Universidade de Kiel, Alemanha). Para o cálculo do tamanho da amostra foi considerado o teste-T de medidas repetidas. Um tamanho de efeito Cohen D de 1.71 foi utilizado, o qual foi obtido a partir de um estudo com delineamento similar ao nosso. Uma probabilidade de erro alfa de 0.05 e um poder estatístico de 0.95 foram estabelecidos *a priori*. Baseado nesses parâmetros, foi determinado um tamanho de amostra de 16 indivíduos. Para contabilizar possíveis desistências, aproximadamente 10% foi adicionado ao tamanho da amostra.

A análise dos dados foi realizada com o programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS, versão 21.0) para Windows (Illinois, EUA). Para a descrição das variáveis, aplicou-se a estatística descritiva com distribuição de frequência simples e relativa e medidas de tendência central (média/mediana) e de variabilidade (desvio padrão e intervalos interquartis). Para as comparações foi utilizado o teste t dependente para dados paramétricos e o teste de Wilcoxon, para dados não paramétricos. O nível de significância estatística adotado foi  $p \leq 0,05$ .

## **RESULTADOS**

Participaram desta pesquisa 16 pacientes, com idades entre 38 e 65 anos, sendo 15 pós Acidente Vascular Cerebral (AVC) e 1 Aneurisma Cerebral. Quanto ao padrão patológico, 7 (43,8%) indivíduos apresentaram padrão extensor e 9 (56,3%) padrão flexor e, referente ao acompanhamento fisioterapêutico, 12 (75%) o possuem e 4 (25%) não. A partir da Tabela 1, que demonstra as demais características da amostra, percebe-se a predominância de indivíduos do sexo feminino e de quadro clínico crônico<sup>16</sup>. Além disso, a maioria dos pacientes não utilizavam dispositivo auxiliar de marcha ou órtese de posicionamento de membro inferior e foram submetidos à aplicação de toxina botulínica nos últimos 12 meses.

Tabela 1 – Caracterização geral da amostra.

<b>Caracterização amostral</b>	<b>Média (DP)</b>	<b>Mediana (25-75)</b>
<b>Idade (anos)</b>	54,56 (8,67)	56,50 (50,25-62,0)
<b>Tempo de lesão (meses)</b>	58,19 (62,75)	28,00 (11,75-92,25)
<b>Peso (Kg)</b>	70 (17,95)	68 (55,75-79,75)
<b>Altura (cm)</b>	163,81 (10,25)	162,50 (155,50-172,0)
	<b>F</b>	<b>%</b>
<b>Sexo</b>		
Feminino	12	75
Masculino	4	25
<b>Topografia</b>		
Hemiparesia D	8	50
Hemiparesia E	8	50
<b>Classificação por tempo de lesão (anos)</b>		
Crônico	14	87,5
Subagudo precoce	1	6,3
Não se aplica	1	6,3
<b>Uso de dispositivo auxiliar de marcha</b>		
Bengala de 4 pontos	4	25
Muleta canadense	3	18,8
Não utiliza	9	56,25
<b>Uso de órtese</b>		
AFO articulada	1	6,3
AFO dinâmica	1	6,3
AFO rígida	2	12,5
Palmilha	1	6,3
Não utiliza	11	68,8
<b>Aplicação de toxina botulínica</b>		
Sim	10	62,5
Não	6	37,5

Legenda: AFO = Ankle-Foot Orthosis; D = Direita; E = Esquerda; DP = Desvio padrão; F = Frequência.

Referente à graduação da espasticidade, os pacientes possuíam aumento de tônus, variando de 1 a 4, com diferentes graus apresentados, sendo 14 (87,6%) em adutores de quadril (graus 1;1+ e 3), 9 (56,4%) em flexores de quadril (graus 1;1+ e 3), 5 (31,4%) em extensores de quadril (graus 1; 2 e 3), 9 (56,4%) em flexores de joelho (graus 1; 1+; 2 e 3), 7 (43,8%) em extensores de joelho (graus 1; 2 e 3) e 14 em plantiflexores (graus 1+; 2, 3 e 4). Considerando a repercussão do protocolo, não foram observadas alterações nas suas avaliações pré e pós intervenção, exceto no grupo muscular de flexores de joelho, no qual dois pacientes apresentaram redução na mensuração de 1+ para 1 e um paciente de 2 para 1.

Os resultados das variáveis funcionais (TUG) e biomecânicas da marcha antes e depois do protocolo de intervenção estão expostos na Tabela 2. Em relação ao TUG, observou-se redução na média do tempo de execução. Quanto à avaliação da marcha, notou-se aumento na velocidade, na cadência, na simetria, no comprimento do passo e na propulsão, tanto no hemicorpo afetado como no sadio, além de melhora na fase de balanço do hemicorpo sadio, com diferença estatisticamente significativa entre os Momentos 1 e 2 na velocidade e no comprimento do passo. Ademais, a duração do passo e da fase de apoio de ambos os hemicorpos diminuíram após a intervenção.

Tabela 2 – Variáveis funcionais e biomecânicas da marcha pré e pós intervenção.

Variáveis Funcionais e Marcha	Momento 1	Momento 2	Valor de p
	Média (DP) Mediana (25- 75)		
<b>TUG (segundos)</b>	26,86 (12,33)	25,89 (12,57)	0,12 <sup>W</sup>
	22,39 (18,16 - 34,92)	22,25 (15,21 – 31,16)	
<b>Velocidade (metros/segundo)</b>	0,44 (0,24)	0,64 (0,42)	0,006 <sup>W*</sup>
	0,43 (0,24 – 0,58)	0,60 (0,30 – 0,85)	
<b>Cadência (passos/minuto)</b>	56,71 (21,00)	57,60 (23,98)	0,80 <sup>T</sup>
	54,10 (37,45 – 71,15)	55,30 (38,30 – 69,40)	
<b>Simetria (%)</b>	69,21 (28,72)	70,75 (27,46)	0,83 <sup>W</sup>
	77,80 (45,77 – 94,70)	82,45 (42,00 – 95,62)	
<b>Comprimento do passo A (metros)</b>	0,51 (0,23)	0,80 (0,68)	0,011 <sup>W*</sup>
	0,44 (0,31 – 0,71)	0,61 (0,42 – 0,92)	
<b>Comprimento do passo S (metros)</b>	0,52 (0,28)	0,85 (0,81)	0,017 <sup>W*</sup>
	0,42 (0,33 – 0,76)	0,51 (0,44 – 0,97)	
<b>Propulsão A</b>	2,57 (1,53)	3,49 (3,22)	0,42 <sup>W</sup>
	2,43 (1,05 – 3,54)	2,14 (1,09 – 6,48)	
<b>Propulsão S</b>	2,80 (1,75)	2,96 (2,18)	0,62 <sup>W</sup>
	2,23 (1,35 – 4,01)	2,30 (1,11 – 3,80)	
<b>Duração do passo A (segundos)</b>	2,57 (1,07)	2,55 (1,13)	0,92 <sup>T</sup>
	2,39 (1,65 – 3,04)	2,27 (1,78 – 3,30)	
<b>Duração do passo S (segundos)</b>	2,58 (1,11)	2,56 (1,08)	0,94 <sup>T</sup>
	2,26 (1,67 – 3,41)	2,26 (1,79 – 3,29)	
<b>Fase de Apoio A (%)</b>	65,28 (7,52)	65,27 (4,54)	0,95 <sup>T</sup>
	64,58 (60,68 – 69,21)	63,98 (63,07 – 67,10)	
<b>Fase de Apoio S (%)</b>	68,00 (5,93)	64,73 (8,62)	0,12 <sup>T</sup>
	67,91 (63,02 – 73,17)	63,89 (56,80 – 69,21)	
<b>Fase de Balanço A (%)</b>	34,72 (7,52)	34,72 (4,54)	0,95 <sup>W</sup>
	35,41 (30,79 – 39,32)	36,02 (32,89 – 36,92)	
<b>Fase de Balanço S (%)</b>	31,99 (5,93)	35,26 (8,62)	0,12 <sup>T</sup>
	32,08 (26,82 – 36,97)	36,11 (30,78 – 43,19)	

Legenda: A = Hemicorpo afetado; S = Hemicorpo sadio; DP = Desvio padrão; T = Teste T pareado; W = Teste de Wilcoxon; % = Porcentagem; \* = Significância estatística.

Após a aplicação do protocolo, os pacientes relataram maior facilidade para realizar e controlar o movimento da marcha, assim como da sensação de apoio dos membros inferiores no chão (Tabela 3). A percepção sobre a intervenção apresentou bons resultados, visto que não houve relatos de desconforto ou dor durante a aplicação do protocolo e de posicionamento no dispositivo, sendo classificada pelos participantes como uma experiência agradável. Todos os indivíduos relataram zero na Escala Visual Analógica.

Tabela 3 – Autopercepção da marcha pré e pós intervenção avaliada através de uma Escala tipo Likert.

Percepção (item)	Momento 1	Momento 2
<b>“Para mim, é fácil realizar o movimento de caminhada.”</b>		
Não sei	-	-
Discordo Totalmente	2 (12,5)	1 (6,3)
Discordo	7 (43,8)	3 (18,8)
Indiferente	-	-
Concordo	6 (37,5)	5 (31,3)
Concordo Totalmente	1 (6,3)	7 (43,8)
<b>“Para mim, é fácil controlar o movimento de caminhada.”</b>		
Não sei	-	-
Discordo Totalmente	2 (12,5)	-
Discordo	7 (43,8)	2 (12,5)
Indiferente	-	-
Concordo	7 (73,8)	6 (37,5)
Concordo Totalmente	-	8 (50,0)
<b>“Quando caminho, sinto as duas pernas firmes no chão.”</b>		
Não sei	1 (6,3)	-
Discordo Totalmente	-	-
Discordo	5 (31,3)	1 (6,3)
Indiferente	-	-
Concordo	9 (56,3)	8 (50,0)
Concordo Totalmente	1 (6,3)	7 (43,8)

Legenda: FR = Frequência Relativa; % = Porcentagem em relação ao número total da amostra.

## DISCUSSÃO

A presente pesquisa demonstrou que a mobilização passiva realizada por dispositivo de cinesioterapia passiva não interferiu na graduação da espasticidade dos grupos musculares avaliados, porém influenciou nos parâmetros biomecânicos da marcha, principalmente na velocidade e no comprimento do passo, os quais obtiveram resultados estatisticamente significativos. Vale ressaltar que não existem na literatura estudos que avaliam os efeitos imediatos da mobilização passiva realizada por equipamento de cinesioterapia passiva na funcionalidade, espasticidade e biomecânica da marcha de pacientes hemiparéticos.

A marcha de pacientes hemiparéticos após lesão encefálica apresenta características distintas que impactam significativamente a sua mobilidade e qualidade de vida. Estudos recentes apontam que alterações na biomecânica da marcha, como a assimetria e a diminuição da cadência e da velocidade, são comuns entre esses indivíduos, resultando em um padrão de marcha menos eficiente<sup>17</sup>, devido a menor amplitude de movimento e coordenação motora entre os membros inferiores<sup>18</sup>, fato esse quantificado nesta pesquisa nas avaliações pré e pós intervenção com o dispositivo de cinesioterapia passiva.

Da Rosa Pinheiro et al.<sup>19</sup> (2021) avaliaram os efeitos de protocolo de mobilização dos membros inferiores com cicloergômetro elétrico, com velocidade de 20 RPM durante 20 minutos por cinco dias, nos modos passivo, ativo ou resistido em pacientes na fase aguda pós acidente vascular encefálico em comparação a um grupo controle de mesmo perfil, em que foram aplicadas condutas de fisioterapia convencional. Semelhante aos resultados deste trabalho, o protocolo também foi associado à melhora da mobilidade, velocidade e funcionalidade da marcha. Entretanto, vale ressaltar que a amostra do referido estudo foi composta por indivíduos em fase aguda pós acidente vascular encefálico e não avaliou os efeitos imediatos do protocolo, enquanto a presente pesquisa teve presença majoritária de casos crônicos e avaliou os efeitos imediatos da mobilização passiva.

Outra consequência da marcha hemiparética é a dificuldade de manutenção do equilíbrio, como resultado da alteração do comprimento da passada, o que aumenta o risco de quedas<sup>20</sup>, e está relacionado à sustentação de peso no membro inferior parético, comprometida devido aos danos proprioceptivos<sup>21</sup>. A análise conjunta dessas variáveis

está alinhada com os resultados desta pesquisa em relação ao TUG teste, visto que foi observada redução da média dos tempos de desempenho no teste no Momento 2 e aumento do comprimento do passo tanto no hemicorpo sadio quanto no afetado, o que indica que, após o protocolo de intervenção, a marcha tornou-se mais segura e eficiente. Referido comprometimento foi investigado por Itotani et al.<sup>22</sup> (2015) em pacientes pós AVC, o qual, por meio da avaliação da sustentação de peso no membro inferior parético com calçado com sensor eletrônico em repouso, na posição de ortostase, e em trajeto de marcha de 10 metros, destaca que, em indivíduos acometidos por lesão cerebral de marcha independente, a capacidade de sustentação de peso no membro inferior hemiparético é um item importante para uma marcha segura e independente e que interfere na sua velocidade<sup>22</sup>. Neste contexto, Stolz et al.<sup>23</sup> (2021), em pesquisa com indivíduos saudáveis, indicou que a mobilização passiva contínua é capaz de gerar carga no pé durante a mobilização do joelho, o que está relacionado à sustentação de peso no decorrer do ciclo de marcha. Além disso, outro fator influente na mecânica da marcha hemiparética, especialmente na fase de balanço, é a rigidez articular do joelho<sup>8,24</sup> que, em conjunto com a postura anormal do tornozelo, comum em pacientes crônicos pós AVC, acarreta a realocação da força de reação do solo, causando os mecanismos compensatórios que impedem a geração de torque de flexão de joelho suficiente para uma marcha eficaz<sup>9,24</sup>.

Estudos indicam que a fisioterapia convencional associada ao uso de tecnologias, como dispositivos para mobilização dos membros, pode, além de melhorar a velocidade, otimizar a coordenação motora, simetria e amplitude do movimento<sup>12,25,26</sup>. Embora a maioria das pesquisas utilizem dispositivos robóticos mais complexos para movimentação dos membros inferiores e os associem ao treino funcional de marcha<sup>25,26</sup>, os resultados do presente trabalho indicam que a mobilização passiva realizada isolada e em posição distinta da atividade funcional impacta no desempenho motor da tarefa. Os benefícios da movimentação de forma passiva com assistência robótica também foram observados em pesquisa relacionada a membros superiores por Gobbo et al.<sup>12</sup> (2017) os quais atribuíram a melhora da funcionalidade ao movimento passivo contínuo assistido por robô na mão parética. Isso significa que essa combinação de abordagens terapêuticas pode potencializar a reabilitação funcional, o que promove melhor reintegração social e independência dos indivíduos hemiparéticos, sendo ainda mais importante quando o paciente não possui capacidade física para movimentar os membros ativamente.



O mecanismo de atuação da mobilização passiva na redução do tônus muscular não é claro na literatura, mas já existem relatos de que os movimentos repetitivos são capazes de atuar na hipertonia via características tixotrópicas<sup>27</sup>. Ou seja, os movimentos repetitivos constantes atuam através de componentes viscoelásticos e de propriedades mecânicas do tecido muscular, que estão relacionadas à reorganização das pontes cruzadas entre actina e miosina dos fusos musculares, como consequência do movimento<sup>28</sup>. Essa propriedade fisiológica vai de encontro aos dados obtidos neste trabalho referentes à espasticidade e autopercepção do movimento dos indivíduos, visto que, apesar de não terem sido observadas alterações na graduação da espasticidade dos grupos musculares avaliados, foi constatada melhora da informação proprioceptiva do movimento de marcha, a qual sabe-se que está relacionada a características mecânicas e de viscosidade dos músculos<sup>29</sup>. Assim como neste estudo, Kakebeeke, Lechner, Knapp<sup>30</sup> (2005), não associaram intervenção com dispositivo de ciclismo passivo à diminuição da graduação da espasticidade, mas sim da sua percepção subjetiva após o protocolo em pacientes com lesão medular. Em contraponto, Nuyens et al.<sup>27</sup> (2002) relacionaram movimentos isocinéticos passivos repetidos à diminuição da hipertonia espástica em pacientes pós AVC e salientam o papel de fatores mecânicos nesse achado clínico.

A melhora da percepção do movimento de marcha encontrada nesta pesquisa é um resultado de relevância clínica, visto que é a informação proprioceptiva a responsável por informar o estado contrátil e o movimento muscular, itens fundamentais para qualquer movimento coordenado, sensação de equilíbrio<sup>29</sup> e para o aumento da velocidade da marcha<sup>7</sup>. Ademais, as propriedades tixotrópicas do tecido muscular já foram tidas como influentes nos sentidos de posição e movimento dos membros<sup>31</sup>.

Sabe-se que o funcionamento do complexo músculo-articular depende da integridade de componentes mecânicos do tecido<sup>32</sup>. Sendo assim, diante dos principais resultados deste estudo, melhora da funcionalidade e de parâmetros biomecânicos e percepção da marcha após o protocolo com dispositivo de cinesioterapia passiva, aliados ao conhecimento da interferência de propriedades musculares passivas na hipertonia, sugere-se a hipótese de que a mobilização passiva é capaz de atuar de forma positiva em componentes relacionados à integridade músculo-articular, o que repercute na execução da tarefa motora, principalmente em pacientes crônicos.

Destacam-se os casos crônicos pois a reorganização neuroanatômica, resultado da plasticidade cerebral, origina padrões motores de combinações musculares alternativas com sinergias motoras menores, o que ocasiona alterações nas propriedades mecânicas dos músculos e tecidos adjacentes<sup>33</sup> e redução da velocidade da marcha<sup>24</sup>. Além disso, o desuso muscular, consequência da hemiparesia, é capaz de alterar a função muscular também sob o ponto de vista das propriedades tixotrópicas dos músculos esqueléticos, uma vez que elas dependem do histórico de contração muscular<sup>34</sup>, o que relaciona a facilidade de reaprendizagem motora e o tempo de lesão. Nesse sentido, a execução de movimentos por dispositivos automatizados, como na presente pesquisa, permite que o indivíduo realize aqueles que já não é mais capaz, devido aos padrões motores patológicos, o que estimula a plasticidade cerebral e os processos de aprendizagem sensório-motora<sup>35</sup>.

## **CONCLUSÃO**

Os resultados do presente trabalho demonstram que a mobilização passiva realizada por equipamento de cinesioterapia passiva possui efeitos imediatos nos parâmetros biomecânicos da marcha de pacientes hemiparéticos sem interferir na espasticidade de forma direta. Tal fato indica que a mobilização passiva foi capaz de atuar em variáveis clínicas relacionadas à funcionalidade e mobilidade através de mecanismos fisiológicos, ainda pouco compreendidos, que atuam na função muscular. As limitações desta pesquisa incluem a ausência de avaliação da amplitude de movimento das articulações envolvidas e de um grupo controle. Esses achados representam um novo panorama sobre a aplicação da mobilização passiva automatizada na reabilitação neurológica complementando a fisioterapia convencional. Como perspectiva de continuidade, espera-se a inserção de um grupo controle, envolver pacientes com outras patologias neurológicas e a avaliação dos efeitos da mobilização passiva na espasticidade e marcha hemiparética com dispositivo de cinesioterapia passiva à curto, médio e longo prazo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nie L, He J, Wang J, Wang R, Huang L, Jia L, Kim YT, Bhawal UK, Fan X, Zille M, Jiang C, Chen X, Wang J. Environmental Enrichment for Stroke and Traumatic Brain Injury: Mechanisms and Translational Implications. *Compr Physiol*. 2023 December 29;14(1):5291-5393. doi:10.1002/cphy.c230007
2. Piscitelli D, Turpin NA, Subramanian SK, Feldman AG, Levin MF. Deficits in corticospinal control of stretch reflex thresholds in stroke: Implications for motor impairment. *Clin Neurophysiol*. 2020 September;131(9):2067-78. doi:10.1016/j.clinph.2020.05.030
3. Paul T, Wiemer VM, Hensel L, Cieslak M, Tscherpel C, Grefkes C, Graftin ST, Fink GR, Volz LJ. Theresa et al. Interhemispheric Structural Connectivity Underlies Motor Recovery after Stroke. *Ann Neurol*. 2023 July 4;94(4):785-97. doi:10.1002/ana.26737
4. Li S, Francisco GE, Rymer WZ. A New Definition of Poststroke Spasticity and the Interference of Spasticity With Motor Recovery From Acute to Chronic Stages. *Neurorehabil Neural Repair*. 2021 July;35(7):601-10. doi: 10.1177/15459683211011214
5. Trompetto C, Marinelli L, Mori L, Pelosin E, Currà A, Molfetta L, Abbruzzese G. Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. *Biomed Res Int*. 2014 October 30;2014: 354906. doi: 10.1155/2014/354906
6. Monsour M, Rodriguez RA, Sheikh A, Campbell TM. Patient tolerability of suprascapular and median nerve blocks for the management of pain in post-stroke shoulder-hand syndrome. *Neurol Sci*. 2021 March; 42(3):1123-26. doi:10.1007/s10072-020-04816-5
7. Lee KB, Lim SH, Ko EH, Kim YS, Lee KS, Hwang BY. Factors related to community ambulation in patients with chronic stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2015 February 22;22(1):63-71. doi:10.1179/1074935714Z.00000000001
8. Mizuta N, Hasui N, Nakatani T, Takamura Y, Fujii S, Tsutsumi M, Taguchi J, Morioka S. Walking characteristics including mild motor paralysis and slow

- walking speed in post-stroke patients. *Sci Rep.* 2020 July 22;10(1):11819. doi:10.1038/s41598-020-68905-3
9. Li S. Stiff Knee Gait Disorders as Neuromechanical Consequences of Spastic Hemiplegia in Chronic Stroke. *Toxins (Basel).* 2023 Mar 7;15(3):204. doi: 10.3390/toxins15030204
  10. Li S. Patterns and assessment of spastic hemiplegic gait. *Muscle Nerve.* 2024. May 19;69(5):516–22. doi:10.1002/mus.28052
  11. Rahbar M, Ranjbar Kiyakalayeh S, Mirzajani R, Eftekharsadat B, Dolatkah N. Effectiveness of acromioclavicular joint mobilization and physical therapy vs physical therapy alone in patients with frozen shoulder: A randomized clinical trial. *Clin Rehabil.* 2022. May 29;36(5):669–82. doi:10.1177/02692155211070451
  12. Gobbo M, Gaffurini P, Vacchi L, Lazzarini S, Villafane J, Orizio C, et al. Hand Passive Mobilization Performed with Robotic Assistance: Acute Effects on Upper Limb Perfusion and Spasticity in Stroke Survivors. *Biomed Res Int.* 2017 September 28;2017(1):2796815. doi: 10.1155/2017/2796815
  13. Hu XL, Tong KY, Wei XJ, Rong W, Susanto EA, Ho SK. The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG)-driven hand robot. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013 October;23(5):1065-74. Doi: 10.1016/j.jelekin.2013.07.007
  14. Meseguer-Henarejos AB, Sánchez-Meca J, López-Pina JA, Carles-Hernández R. Inter- and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2018 August;54(4):576-590. doi: 10.23736/S1973-9087.17.04796-7
  15. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000 September;80(9):896-903
  16. Bernhardt J, Hayward KS, Kwakkel G, Ward NS, Wolf SL, Borschmann K, Krakauer JW, Boyd LA, Carmichael ST, Corbett D, Cramer SC. Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: The

- Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. *Int J Stroke*. 2017 July 12;12(5):444–50. doi: 10.1177/1747493017711816
17. Parisi F, Ferrari G, Baricich A, D’Innocenzo M, Cisari C, Mauro A. Accurate gait analysis in post-stroke patients using a single inertial measurement unit. In: 2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN); June 14-17; San Francisco, United States of America. California: Institute of Electrical and Electronics Engineers;2016;335-40. doi: 10.1109/BSN.2016.7516284
  18. Rocha LSO, Gama GCB, Rocha RSB, Rocha L de B, Dias CP, Santos LLB, Santos MCS, Montebelo MIL, Teodori RM. Constraint Induced Movement Therapy Increases Functionality and Quality of Life after Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2021 June;30(6):105774. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2021.105774
  19. da Rosa Pinheiro DR, Cabeleira MEP, da Campo LA, Corrêa PS, Blauth AHEG, Cechetti F. Effects of aerobic cycling training on mobility and functionality of acute stroke subjects: A randomized clinical trial. *NeuroRehabilitation*. 2021 January 22;48(1):39–47. doi: 10.3233/NRE-201585
  20. Ferraris C, Cimolin V, Vismara L, Votta V, Amprimo G, Cremascoli R, Galli M, Nerino R, Mauro A, Priano L. Monitoring of Gait Parameters in Post-Stroke Individuals: A Feasibility Study Using RGB-D Sensors. *Sensors*. 2021 September 4;21(17):5945. doi: 10.3390/s21175945
  21. Femery VG, Moretto PG, Hespel JMG, Thévenon A, Lensele G. A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 October;85(10):1724-8. doi: 10.1016/j.apmr.2003.11.031
  22. Itotani K, Murakami M, Itotani M, Nagai A, Imabori Y, Fujimoto K, Tanaka M, Kato J. Relationship between the weight-bearing ratio on the affected lower extremity and gait ability using a portable electronic foot sensor shoe (Step Aid®) in hemiplegic stroke patients. *J pHys Ther Sci*; February 17;27(2):321-3. doi:10.1589/jpts.27.321
  23. Stolz B, Grim C, Lutter C, Gelse K, Schell M, Swoboda B, Carls HD, Hotfiel T. Assessing Foot Loads in Continuous Passive Motion (CPM) and Active Knee Joint

- Motion Devices. Assessing Foot Loads in Continuous Passive Motion (CPM) and Active Knee Joint Motion Devices. *Sportverletzung · Sportschaden*. 2021 March 21;35(1):18–23. doi: 10.1055/a-0648-8699
24. Li S, Francisco GE, Zhou P. Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. *Front Physiol*. 2018 August 2;9:1021. doi: 10.3389/fphys.2018.01021
  25. Lee J, Kim DY, Lee SH, Kim JH, Kim DY, Lim KB, Yoo J. End-effector lower limb robot-assisted gait training effects in subacute stroke patients: A randomized controlled pilot trial. *Medicine (Baltimore)*. 2023 October 20;102(42):e35568. doi: 10.1097/MD.00000000000035568
  26. Talaty M, Esquenazi A. Feasibility and outcomes of supplemental gait training by robotic and conventional means in acute stroke rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2023 October 4;20(1):134. doi:10.1186/s12984-023-01243-3
  27. Nuyens GE, De Weerdts WJ, Spaepen AJ, Kiekens C, Feys HM. Reduction of spastic hypertonia during repeated passive knee movements in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 July;83(7):930-5. doi:10.1053/apmr.2002.33233
  28. Dietz V, Quintern J, Berger W. Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. *Brain*. 1981 September;104(3):431-49. doi:10.1093/brain/104.3.431
  29. Kröger S, Watkins B. Muscle spindle function in healthy and diseased muscle. *Skeletal Muscle*. 2021 January 7;11(1):3. doi:10.1186/s13395-020-00258-x
  30. Kakebeeke TH, Lechner HE, Knapp PA. The effect of passive cycling movements on spasticity after spinal cord injury: preliminary results. *Spinal Cord*. 2005 August 12;43(8):483–8. doi:10.1038/sj.sc.3101747
  31. Proske U, Tsay A, Allen T. Muscle thixotropy as a tool in the study of proprioception. *Exp Brain Res*. 2014 November;232(11):3397-412. doi:10.1007/s00221-014-4088-5
  32. Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC, Herbert RD. A new method for measuring passive length–tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech*. 2005 June;38(6):1333–41. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.046

33. Mirbagheri MM, Tsao C, Rymer WZ. Natural history of neuromuscular properties after stroke: a longitudinal study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2009 November 1;80(11):1212–7. doi: 10.1136/jnnp.2008.155739
34. Lakie M, Walsh EG, Wright GW. Resonance at the wrist demonstrated by the use of a torque motor: an instrumental analysis of muscle tone in man. *J Physiol*. 1984 August;353(1):265–85. Doi: 10.1113/jphysiol.1984.sp015335
35. Poon CS. Sensorimotor learning and information processing by Bayesian internal models. In: *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2004 September 1-5; San Francisco, United States of America. California: Institute of Electrical and Electronics Engineers;2004;6:4481-2. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404245