

Mestrado em Fisioterapia

Especialidade de Neurofuncional

15ª Edição do Mestrado

Efeito do treino de marcha com Dispositivos Robóticos Motorizados Móveis, associado à Fisioterapia Convencional, na marcha e no equilíbrio em indivíduos na fase subaguda após Acidente Vascular Cerebral

Dissertação elaborada com vista à obtenção do grau de mestre em Fisioterapia, na Especialidade de Neurofuncional

Gonçalo Daniel da Paz Duarte

Orientador(es): Professora Rita Filipe Almeida Brandão

Professora Isabel Baleia Batista

Novembro 2025

Mestrado em Fisioterapia

Especialidade de Neurofuncional

15ª Edição do Mestrado

Efeito do treino de marcha com Dispositivos Robóticos Motorizados Móveis, associado à Fisioterapia Convencional, na marcha e no equilíbrio em indivíduos na fase subaguda após Acidente Vascular Cerebral

Dissertação elaborada com vista à obtenção do grau de mestre em Fisioterapia, na Especialidade de Neurofuncional

Gonçalo Daniel da Paz Duarte

Orientador(es): Professora Rita Filipe Almeida Brandão

Professora Isabel Baleia Batista

Júri

Presidente: Professora Doutora Élia Maria Carvalho Pinheiro da Silva Pinto

Arguente: Professor Raul Alexandre Nunes da Silva Oliveira

Vogal: Mestre Rita Filipe Almeida Brandão

Abril 2026

Resumo

Introdução: O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de incapacidade, frequentemente associado a défices de marcha e de equilíbrio que comprometem a autonomia funcional. A utilização de Dispositivos Robóticos Motorizados Móveis (DRMM) tem emergido como uma estratégia promissora na reabilitação da marcha, por permitir treino intensivo, repetitivo e orientado para a tarefa em ambiente funcional. No entanto, os resultados reportados na literatura relativamente aos efeitos destes dispositivos no equilíbrio e no padrão de marcha não são consistentes, persistindo dúvidas sobre o seu impacto efetivo quando integrados na fisioterapia convencional (FC).

Objetivo: Analisar o efeito do treino de marcha com DRMM, como complemento à FC, na marcha e no equilíbrio de indivíduos em fase subaguda após AVC.

Métodos: Seis indivíduos do sexo masculino (idade média $55,8 \pm 10,5$ anos; tempo após AVC 3 ± 0 meses) em fase subaguda de recuperação participaram no estudo. Todos realizaram um protocolo de quatro semanas, composto por 12 sessões de 45 minutos de treino de marcha assistido por um DRMM, em combinação com 20 sessões de 90 minutos de FC, que incluía exercício terapêutico e treino específico de tarefas. Foram avaliadas, antes e após o protocolo, a mobilidade funcional (*TUG*), a velocidade da marcha (*TM10M*), a *endurance* (*TM6M*), o padrão de marcha (*G.A.I.T.*) e o equilíbrio (Escala de Equilíbrio de *Berg* e posturografia). A análise estatística foi realizada através do teste de *Wilcoxon* ($p < 0,05$).

Resultados: Observaram-se melhorias estatisticamente significativas na mobilidade funcional (*TUG*: $25,8 \pm 24,6$ s para $21,2 \pm 22,6$ s; $p = 0,042$; $r = 0,83$), na velocidade da marcha (*TM10M*: $0,58 \pm 0,27$ m/s para $0,82 \pm 0,41$ m/s; $p = 0,028$; $r = 0,99$), na *endurance* (*TM6M*: $181,7 \pm 89,3$ m para $290,3 \pm 169,2$ m; $p = 0,028$; $r = 0,90$), no padrão de marcha (*G.A.I.T.*: $39,3 \pm 8,3$ para $24,8 \pm 12,3$; $p = 0,027$; $r = 0,90$) e no equilíbrio clínico (*EEB*: $47,2 \pm 10,8$ para $52,5 \pm 6,1$; $p = 0,042$; $r = 0,83$). Não se observaram diferenças significativas no equilíbrio laboratorial avaliado por posturografia ($p > 0,05$).

Conclusão: Apesar do reduzido tamanho amostral e da ausência de grupo controlo, os resultados sugerem que a integração do treino com DRMM na FC pode potenciar ganhos na mobilidade funcional, velocidade e *endurance* da marcha, bem como melhorias qualitativas no padrão de marcha em indivíduos com AVC subagudo. Embora não tenham sido observadas diferenças significativas no equilíbrio avaliado por posturografia, verificaram-se tendências de melhoria nas medidas clínicas. Estes resultados sugerem que a integração do DRMM na FC pode potenciar ganhos funcionais, justificando estudos futuros com amostras maiores e seguimento a longo prazo.

Palavras-Chave: Acidente Vascular Cerebral; Marcha; Equilíbrio; Controlo Postural; Dispositivos Robóticos Móveis.

Abstract

Introduction: Stroke is one of the leading causes of disability, frequently associated with gait and balance deficits that compromise functional independence. The use of Mobile Motorized Robotic Devices (MMRD) has emerged as a promising strategy in gait rehabilitation, as it allows intensive, repetitive, and task-oriented training in a functional environment. However, the results reported in the literature regarding the effects of these devices on balance and gait pattern are inconsistent, and doubts remain about their actual impact when integrated into conventional physiotherapy (CP).

Objective: To analyze the effect of gait training with an MMRD, as a complement to CP, on gait and balance in individuals in the subacute phase after stroke.

Methods: Six male participants (mean age 55.8 ± 10.5 years; time since stroke 3 ± 0 months) in the subacute phase of recovery were included in the study. All underwent a four-week protocol consisting of 12 sessions of 45 minutes of gait training assisted by an MMRD, combined with 20 sessions of 90 minutes of CP, which included therapeutic exercise and task-specific training. Functional mobility (TUG), gait speed (10MWT), endurance (6MWT), gait pattern (G.A.I.T.), and balance (Berg Balance Scale and posturography) were assessed before and after the protocol. Statistical analysis was performed using the Wilcoxon test ($p < 0.05$).

Results: Statistically significant improvements were observed in functional mobility (TUG: 25.8 ± 24.6 s to 21.2 ± 22.6 s; $p = 0.042$; $r = 0.83$), gait speed (10MWT: 0.58 ± 0.27 m/s to 0.82 ± 0.41 m/s; $p = 0.028$; $r = 0.99$), endurance (6MWT: 181.7 ± 89.3 m to 290.3 ± 169.2 m; $p = 0.028$; $r = 0.90$), gait pattern (G.A.I.T.: 39.3 ± 8.3 to 24.8 ± 12.3 ; $p = 0.027$; $r = 0.90$), and clinical balance (BBS: 47.2 ± 10.8 to 52.5 ± 6.1 ; $p = 0.042$; $r = 0.83$). No significant differences were found in laboratory balance assessed by posturography ($p > 0.05$).

Conclusion: Despite the small sample size and the absence of a control group, the results suggest that integrating MMRD-assisted gait training into Conventional Physiotherapy may enhance functional mobility, gait speed, endurance, and qualitative aspects of gait pattern in individuals with subacute stroke. Although no significant differences were observed in posturographic balance, clinical measures showed trends toward improvement. These findings support the potential functional benefits of combining robotic training with physiotherapy, warranting further studies with larger samples and long-term follow-up.

Keywords: Stroke; Gait; Balance; Postural Control; Mobile Motorized Robotic Devices.

“When the lion runs and looks back, it’s not that he is afraid, rather he is trying to see the distance that he has covered”

African Proverb

Dedicatória

Aos meus pais, pelo amor incondicional, pelo exemplo de força, trabalho e perseverança, e por nunca deixarem de acreditar em mim, mesmo nos momentos mais difíceis.

À minha namorada, pelo apoio constante, pela paciência e por seres luz e motivação ao longo deste caminho. Obrigado por caminhares sempre ao meu lado.

Agradecimentos

Agradeço aos Orientadores deste estudo, Professora Rita Brandão, Professor José Esteves e Professora Isabel Baleia, pelo apoio e partilha em todo o processo do estudo.

Agradeço ao Conselho Diretivo do CMRA pela autorização da realização do estudo e ao Diretor da Unidade de Fisioterapia pela autorização e auxílio na seleção dos participantes e pela disponibilidade de manter o funcionamento do *EKSO GT*[®] em pleno.

Agradeço aos meus colegas de serviço, que colaboraram na seleção dos participantes e na realização da avaliação dos mesmos.

Agradeço especialmente aos participantes, que revelaram grande interesse, disponibilidade e colaboração no estudo.

À minha namorada, o meu profundo agradecimento pelo encorajamento em fases de desmotivação.

Lista de Abreviaturas

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CMRA – Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão

DRMM – Dispositivos Robóticos Motorizados Móveis

EEB – Escala de Equilíbrio de *Berg*

CoP – Centro de Pressão

DMD – Diferença Mínima Detetável

FAC – *Functional Ambulation Categories*

FC – Fisioterapia Convencional

G.A.I.T. – *Gait Assessment and Intervention Tool*

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

TUG – *Timed Up and Go*

TM10M – Teste dos 10 Metros de Marcha

TM6M – Teste dos 6 Minutos de Marcha

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Caracterização da amostra	Pág. 08
Tabela 2 – Resultados do Participante 1	Pág. 16
Tabela 3 – Resultados do Participante 2	Pág. 17
Tabela 4 – Resultados do Participante 3	Pág. 18
Tabela 5 – Resultados do Participante 4	Pág. 19
Tabela 6 – Resultados do Participante 5	Pág. 19
Tabela 7 – Resultados do Participante 6	Pág. 20
Tabela 8 – Resultados médios do <i>TUG</i> e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 21
Tabela 9 – Resultados do <i>TM10M</i> e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 22
Tabela 10 – Resultados do <i>TM6M</i> e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 23
Tabela 11 – Resultados da <i>G.A.I.T.</i> e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 24
Tabela 12 – Resultados das fases da marcha (<i>G.A.I.T.</i>)	Pág. 25
Tabela 13 – Resultados da <i>EEB</i> e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 26
Tabela 14 – Resultados médios da posturografia e análise estatística (teste de <i>Wilcoxon</i>)	Pág. 28

Índice de Figuras

Figura 1 – Desenho do estudo	Pág. 13
Figura 2 – Comparação dos resultados da mobilidade funcional	Pág. 21
Figura 3 – Comparação dos resultados na velocidade de marcha	Pág. 22
Figura 4 – Comparação dos resultados da <i>endurance</i> na marcha	Pág. 23
Figura 5 – Comparação dos resultados do padrão de marcha	Pág. 24
Figura 6 – Comparação dos resultados das fases da marcha da <i>G.A.I.T.</i>	Pág. 25
Figura 7 – Comparação dos resultados do equilíbrio (<i>EEB</i>)	Pág. 25
Figura 8 – Comparação dos resultados do equilíbrio (Posturografia)	Pág. 27
Figura A1 – Recolha de dados para a <i>G.A.I.T.</i>	Pág. 60
Figura A2 – Recolha de dados de posturografia com a <i>Biosignalsplux Force Platform</i>	Pág. 60
Figura A3 – Intervenção com o Dispositivo Robótico Motorizado Móvel	Pág. 60

Índice

Introdução	Pág. 01
Metodologia	Pág. 07
Resultados	Pág. 15
Discussão	Pág. 28
Conclusão	Pág. 36
Bibliografia	Pág. 37
Apêndices e Anexos	
Anexo 1 – Ficha de Caracterização da Amostra	Pág. 47
Anexo 2 – Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido	Pág. 50
Anexo 3 – Ficha de Preparação para o Registo de Posturografia	Pág. 53
Anexo 4 – Ficha de Registo do DRMM	Pág. 54
Anexo 5 – Ilustrações dos Procedimentos Experimentais	Pág. 59

Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a principal causa de incapacidade e a segunda causa de morte nos países desenvolvidos, sendo considerado pela Direção-Geral da Saúde, uma doença social (DGS, 2017). A nível mundial, constitui a deficiência neurológica mais prevalente, afetando cerca de 15 milhões de pessoas por ano, das quais 5 milhões morrem e outras 5 milhões ficam com incapacidades permanentes (WSO, 2020). Em Portugal, o AVC representa a principal causa de morte, de internamento hospitalar e de incapacidade permanente, prevendo-se um aumento progressivo dos custos de reabilitação e, conseqüentemente, uma maior pressão sobre os sistemas de saúde (DGS, 2017).

O AVC tem um impacto significativo na funcionalidade, comprometendo frequentemente a capacidade de locomoção. Três meses após o evento, cerca de 20% das pessoas permanecem dependentes de cadeira de rodas e, embora aproximadamente 70% readquiram a marcha, esta apresenta, na maioria dos casos, velocidade e qualidade reduzidas (Mehrholtz et al., 2017; Morone et al., 2017). Como consequência, muitos indivíduos não regressam à atividade profissional e mantêm-se dependentes nas atividades da vida diária (Beyaert et al., 2015; Morone et al., 2017).

As alterações neuromusculares decorrentes do AVC comprometem o controlo postural e a execução dos padrões motores da marcha, originando assimetrias marcadas entre os membros, tanto em ortostatismo como durante a locomoção (Duarte & Freitas, 2010). O equilíbrio encontra-se frequentemente afetado, verificando-se um aumento da oscilação do Centro de Pressão (*CoP*) e dificuldades na transferência de peso para o membro parético, o que resulta em menor estabilidade e em limitações na adaptação a diferentes contextos funcionais, incluindo a marcha (Duarte & Freitas, 2010; Mansfield & Inness, 2015).

No domínio da marcha, observa-se habitualmente uma redução da fase de apoio do membro parético e o prolongamento da fase oscilante, o que contribui para uma menor velocidade e encurtamento do passo (Guzik et al., 2016; Li et al., 2018; Sheffler & Chae, 2015). Em contrapartida, o membro não parético tende a apresentar uma fase de apoio prolongada e uma fase oscilante reduzida (Guzik et al., 2016). Como resultado, o tempo de apoio unipodal do membro afetado encontra-se diminuído, enquanto o período de apoio bipodal aumenta (Sheffler & Chae, 2015). Em conjunto, estas alterações originam uma marcha marcadamente assimétrica, caracterizada por redução da velocidade, menor *endurance* e perturbações no ciclo da marcha (Balaban & Tok, 2014; Bonnyaud et al., 2014; Lewek et al., 2014; Peters, 2021; Sheffler & Chae, 2015; Yang et al., 2023).

Assim, a reabilitação da marcha assume um papel central no processo de recuperação, sendo prioritário para o fisioterapeuta restabelecer o máximo nível de funcionalidade locomotora (Moucheboeuf, 2020; Yang et al., 2023). Neste contexto, a avaliação da marcha e

do equilíbrio é fundamental para monitorizar a evolução e orientar o tratamento (Smirnova et al., 2022; Tugui et al., 2012).

A análise cinemática em laboratório constitui o método de referência para a avaliação da marcha. Contudo, a sua utilização é limitada pelos custos e pela disponibilidade. Por esse motivo, recorrem-se frequentemente a instrumentos clínicos validados, práticos e fiáveis (Gupta & Taly, 2019), como o *Timed Up and Go (TUG)*, o teste dos 10 Metros de Marcha (TM10M), o teste dos 6 Minutos de Marcha (TM6M) e a Escala *Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)* (Dicharry, 2010).

Complementarmente à análise da marcha, a avaliação do equilíbrio assume um papel determinante para analisar a segurança e eficiência da locomoção. Tal como na marcha, esta pode ser realizada de forma qualitativa, através da observação, ou quantitativa, com recurso a instrumentos de medição. Entre os instrumentos clínicos destaca-se a Escala de Equilíbrio de Berg (*EEB*) e, em contexto laboratorial, a posturografia, considerada o método mais fiável por permitir analisar os deslocamentos do *CoP* em ortostatismo, habitualmente através de plataformas de força. Esta técnica possibilita quantificar a oscilação corporal nas direções médio-lateral e ântero-posterior, identificar desvios em relação ao centro de gravidade e determinar os limites de estabilidade (Duarte & Freitas, 2010). Uma menor oscilação traduz maior estabilidade e melhor equilíbrio, sendo que alterações nestes parâmetros estão diretamente associadas a mudanças no equilíbrio durante a marcha. Tal estabilidade pode ser caracterizada pela diminuição da oscilação corporal ou pelo aumento dos limites de estabilidade (Duarte & Freitas, 2010; Gasq et al., 2014; Mansfield & Inness, 2015; Tallon et al., 2013).

A informação obtida através das avaliações constitui a base para a definição de objetivos terapêuticos e para a seleção das estratégias de intervenção. A Fisioterapia Convencional (FC) mantém-se como o pilar central da reabilitação após AVC, sendo orientada pelos resultados da análise da marcha e do equilíbrio. Embora exista alguma dificuldade na definição do conceito de FC, as *guidelines* internacionais destacam duas estratégias fundamentais: a intervenção baseada em exercício terapêutico (treino de força, equilíbrio e treino aeróbio) e o treino específico de tarefas (De Sousa et al., 2018; Hornby et al., 2020). A intervenção dirigida à estabilidade do tronco, associada ao fortalecimento muscular, contribui para melhorias na postura, equilíbrio e controlo postural, refletindo-se numa marcha de melhor qualidade (Dorsch et al., 2018; Hornby et al., 2020). Já o treino de equilíbrio mostra-se eficaz na melhoria do controlo postural e na redução da incidência de quedas, sendo frequentemente estruturado com recurso a estratégias como o treino baseado em tarefas (Chen et al., 2024; Hornby et al., 2020). Por sua vez, o treino aeróbio apresenta benefícios significativos na fase subaguda do AVC, nomeadamente ao nível da *endurance* da marcha (Hornby et al., 2020; Stoller et al., 2012).

Para além do treino convencional, foram desenvolvidas abordagens de reabilitação da marcha baseadas na repetição e na especificidade da tarefa, sendo consensual que uma maior intensidade de treino se associa a melhores resultados funcionais após o AVC (Brady et al., 2011; Hornby et al., 2020; Mehrholz et al., 2017). Neste contexto, os dispositivos robóticos motorizados surgem como uma forma de operacionalizar programas de treino intensivo, repetitivo e específico. A marcha assistida por robótica, quando combinada com FC, tem demonstrado benefícios na melhoria da mobilidade funcional (Mehrholz et al., 2020). Em indivíduos que, de outro modo, não conseguiriam realizar treino de marcha, estes dispositivos possibilitam o início precoce da locomoção, com boa qualidade de movimento e menor recurso a padrões compensatórios. Paralelamente, aumentam o *feedback* aferente associado à marcha, potenciando mecanismos de neuroplasticidade fundamentais para a recuperação funcional após o AVC (Moucheboeuf, 2020). Nos últimos anos, têm vindo a ser progressivamente integrados no processo de reabilitação, mostrando impacto positivo na capacidade locomotora (French et al., 2016; Lorusso et al., 2022).

Os dispositivos robóticos motorizados podem ser agrupados em duas principais categorias: sistemas fixos, que combinam uma estrutura rígida com passadeira motorizada e os sistemas móveis, concebidos para possibilitar o treino no solo.

Em indivíduos pós-AVC, os dispositivos fixos têm demonstrado eficácia na melhoria da velocidade e da *endurance* da marcha, do equilíbrio e da mobilidade funcional, quando comparados com a FC isolada (Bruni et al., 2018; Mehrholz et al., 2020; Moucheboeuf et al., 2020; Pournajaf et al., 2023). Contudo, apresentam limitações importantes: os movimentos padronizados e restritos ao plano sagital reduzem a variabilidade motora e comprometem a reprodução de um padrão de marcha natural, enquanto a ausência de deslocação no solo dificulta a transferência para situações funcionais do quotidiano. Acrescem ainda barreiras logísticas, como o tempo de preparação e a necessidade de grandes infraestruturas, que condicionam a sua implementação e limitam a acessibilidade em muitos contextos clínicos (Low, 2011; Schwartz & Meiner, 2015).

Perante estas limitações, surgiram os dispositivos robóticos motorizados móveis (DRMM), que oferecem uma abordagem mais funcional e centrada no utente. Ao possibilitarem a marcha no solo, aproximam a prática das exigências do quotidiano e favorecem a transferência das capacidades adquiridas para a vida diária. A sua maior portabilidade e versatilidade ampliam o acesso à reabilitação, tanto em contexto clínico como comunitário, reduzindo a dependência de infraestruturas complexas. Além disso, integram estratégias de assistência graduada, controlo pélvico e transferência de peso nas fases de apoio e oscilante, promovendo um treino mais personalizado e um maior envolvimento ativo do utente. Assim, os DRMM representam não apenas um avanço tecnológico, mas também

uma evolução no paradigma da reabilitação, permitindo programas mais intensivos, prolongados e ajustados às necessidades individuais (Bartloff et al., 2025; Low, 2011).

As potencialidades dos DRMM têm sido corroboradas por diversos estudos recentes, que analisaram os seus efeitos clínicos e funcionais em utentes pós-AVC, evidenciando benefícios significativos em diferentes domínios da funcionalidade. Yang et al. (2024), realizaram uma revisão sistemática e meta-análise de 34 ensaios clínicos randomizados (n = 1166), com o objetivo de avaliar a eficácia do treino com DRMM para os membros inferiores em utentes pós-AVC, com base na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), bem como explorar o impacto da intensidade da intervenção, do tipo de dispositivos utilizados e da fase do AVC. Os autores concluíram que os DRMM se destacam por promoverem maiores ganhos na independência de marcha e na melhoria dos parâmetros da marcha (como o comprimento do passo e a cadência), graças a uma prática mais próxima da marcha natural e orientada para tarefas.

No estudo de Molteni et al. (2017), as variáveis foram igualmente analisadas de acordo com os domínios da CIF. No domínio da atividade, observaram-se melhorias consistentes na capacidade de marcha funcional, avaliada pela *Functional Ambulation Classification (FAC)*, bem como na velocidade e na *endurance* da marcha, medidas pelo TM10M e TM6M, respetivamente. Estes resultados traduziram-se em ganhos relevantes na independência e no desempenho da marcha. No domínio da participação, os utentes em fase subaguda demonstraram progressos na mobilidade em contexto doméstico e comunitário. O estudo de Goffredo et al. (2020) teve como objetivo avaliar os efeitos clínicos do treino de marcha com DRMM em utentes subagudos pós-AVC. Foram analisadas variáveis relacionadas com a dependência da marcha (*FAC*), a mobilidade funcional (*TUG*), a velocidade e a *endurance* da marcha, bem como a participação social. Os resultados demonstraram que este treino é seguro, bem aceite e clinicamente benéfico, com melhorias significativas na maioria das variáveis, nomeadamente aumentos relevantes na velocidade e na *endurance*.

Em comparação com o treino convencional, a integração de DRMM tem mostrado, em diversos ensaios clínicos, ganhos adicionais na velocidade da marcha, na *endurance*, no equilíbrio e na mobilidade funcional. O estudo de Yoo et al. (2023) avaliou o impacto de quatro semanas de treino com DRMM em combinação com FC, em indivíduos subagudos pós-AVC. Foram analisadas a independência da marcha, a mobilidade funcional, a velocidade da marcha, o equilíbrio, a autonomia nas atividades de vida diária e a qualidade de vida. Ambos os grupos registaram melhorias no equilíbrio, na autonomia e na qualidade de vida. Contudo, apenas o grupo que utilizou DRMM apresentou ganhos significativos na independência da marcha, na mobilidade funcional e na velocidade, bem como uma evolução superior na qualidade de vida.

O estudo de Xie et al. (2023) demonstrou que a integração de um DRMM no treino de marcha de indivíduos em fase subaguda pós-AVC promoveu benefícios adicionais em comparação com a FC isolada. Após dez sessões, o grupo experimental apresentou melhorias superiores na velocidade e na *endurance*, ultrapassando os valores da Diferença Mínima Detetável (DMD) para estas variáveis. Importa salientar que apenas este grupo evidenciou ganhos significativos na simetria espaciotemporal da marcha, refletindo uma melhoria na qualidade do padrão de marcha.

O estudo de Ploumis et al. (2025) teve como objetivo avaliar a eficácia dos DRMM em indivíduos pós-AVC, comparando-os com programas convencionais de reabilitação. Através de uma revisão sistemática com meta-análise, os autores concluíram que a utilização destes dispositivos promoveu ganhos superiores face ao treino convencional, com melhorias estatisticamente significativas na velocidade da marcha e no equilíbrio. Na população subaguda, estes efeitos mostraram-se particularmente relevantes, traduzindo-se em benefícios adicionais numa fase crítica da recuperação, em que a plasticidade neuronal e a capacidade de reaprendizagem motora se encontram mais ativas. Comparativamente à FC isolada, os participantes que utilizaram DRMM apresentaram uma evolução mais acentuada e clinicamente significativa, enquanto, no grupo convencional, as melhorias foram mais modestas e, por vezes, insuficientes para ultrapassar os limiares de relevância clínica.

O estudo de Hsu et al. (2023) teve como objetivo avaliar a eficácia do treino de marcha assistido por DRMM em indivíduos pós-AVC, comparando-o com o treino convencional de marcha com igual duração e intensidade. Para tal, os autores realizaram uma revisão sistemática e meta-análise que incluiu 13 estudos, envolvendo um total de 492 participantes. Os resultados mostraram que, no final da intervenção, não se verificaram diferenças significativas entre os grupos na mobilidade funcional. Contudo, o treino com DRMM revelou-se mais eficaz do que o treino convencional na melhoria da velocidade da marcha e do equilíbrio (*EEB*). No *follow-up*, realizado dois a três meses após o término da intervenção, os benefícios do treino com DRMM mantiveram-se e tornaram-se ainda mais evidentes, com ganhos superiores na mobilidade funcional e na *endurance*. Apesar dos resultados promissores, os autores assinalam como principais limitações o número reduzido de estudos incluídos, os tamanhos amostrais pequenos, a heterogeneidade dos participantes (tempo pós-AVC, severidade e nível funcional) e as diferenças nos protocolos de intervenção (frequência, duração e características do treino). Para investigação futura, recomendam a realização de ensaios clínicos randomizados de maior escala, que explorem de forma mais aprofundada os mecanismos que explicam os benefícios observados, em particular na melhoria da velocidade da marcha e do equilíbrio.

Em síntese, a literatura sugere que a integração dos DRMM no treino de marcha pós-AVC potencia ganhos na mobilidade funcional, na velocidade, na *endurance* e no equilíbrio,

embora subsistam limitações metodológicas e lacunas de investigação. Estas lacunas justificam a necessidade de explorar variáveis específicas de forma mais aprofundada, permitindo compreender melhor os mecanismos associados a estes benefícios. Na presente proposta de investigação, a inclusão da variável “oscilação postural”, medida através da plataforma de forças, e da variável “padrão de marcha”, avaliado pela escala *G.A.I.T.*, visa aprofundar a compreensão dos mecanismos subjacentes aos benefícios do uso dos DRMM. Pretende-se, assim, investigar se os ganhos observados com este tipo de intervenção estão associados a melhorias qualitativas no equilíbrio e na marcha, que, por sua vez, se refletem em aumentos globais da mobilidade e da funcionalidade dos indivíduos pós-AVC.

Face a esta lacuna, o presente estudo propõe-se analisar os efeitos da utilização do DRMM em associação com FC, não apenas na mobilidade funcional, na velocidade e na *endurance* da marcha – variáveis que já apresentam alguma evidência – mas também no padrão da marcha e no equilíbrio (posturografia), *outcomes* ainda pouco explorados na literatura. Pretende-se, assim, contribuir para uma melhor compreensão dos efeitos desta abordagem, fornecendo evidência que sustente intervenções terapêuticas mais eficazes, personalizadas e fundamentadas na evidência científica. O objetivo geral deste estudo é, portanto, investigar o impacto da utilização do DRMM, em combinação com a FC, na mobilidade funcional, na velocidade e na *endurance* da marcha, bem como no padrão da marcha e no equilíbrio de indivíduos em fase subaguda após AVC.

Metodologia

Este estudo consistiu num estudo de caso múltiplo, com características quasi-experimentais. Teve como objetivo avaliar o efeito da utilização de um DRMM, em combinação com FC, na marcha e no equilíbrio de utentes em fase subaguda pós-AVC.

O estudo decorreu no Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão (CMRA) e foi previamente aprovado pela Comissão de Ética da mesma instituição (Parecer nº CMRA2024_009, 08/01/2025).

1. Amostra

A amostra foi constituída por seis participantes institucionalizados no CMRA, com diagnóstico de AVC em fase subaguda e capacidade para realizar marcha. A seleção foi por conveniência, aplicando-se critérios de inclusão e exclusão previamente definidos.

Crítérios de inclusão – Idade compreendida entre 18 e os 70 anos, com diagnóstico de AVC isquémico ou hemorrágico ocorrido entre 3 e 6 meses antes, apresentando força muscular nas ancas e joelhos superior a grau 3 e capacidade de marcha funcional ($FAC > 3$).

Crítérios de exclusão – Peso corporal superior a 100 kg, altura inferior a 1,50 m ou superior a 1,90 m, lesões/alterações músculo-esqueléticas (limitação articular, discrepância no comprimento dos membros inferiores, dor, osteoporose) ou lesões cutâneas, outras alterações neurológicas ou histórico prévio de AVC, alteração de sensibilidade nos membros inferiores e défices cognitivos (*Mini-Mental State Examination* < 21).

Para a seleção da amostra foi criada uma ficha de caracterização da amostra, distribuída aos fisioterapeutas do CMRA, para identificar os sujeitos elegíveis para o estudo (Anexo 1). Os participantes foram informados por escrito sobre os objetivos do estudo e os procedimentos e do seu direito de interromper a participação em qualquer momento. Antes do início, todos assinaram a Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 2).

Caracterização – Todos os participantes eram do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 41 e os 67 anos (média de 55,8 anos) e tempo médio desde o AVC de 3 meses, com FAC média de 4,17. Quanto ao tipo de AVC, 66,7% tinham isquémico e 33,3% hemorrágico. A hemiparésia direita foi mais prevalente (83,3%), face à esquerda (16,7%) (Tabela 1).

Tabela 1 - Caracterização da amostra

Género	Masculino	6 (100%)
	Feminino	0 (0%)
Tipo de AVC	Hemorrágico	2 (33.3%)
	Isquémico	4 (66.7%)
Lateralidade AVC	Hemiparésia Direita	5 (83.3%)
	Hemiparésia Esquerda	1 (16.7%)
Idade (Anos)	Média = 55.83; DP = 10.5; mín = 41; máx = 67	
Tempo AVC (Meses)	Média = 3; DP = 0	
FAC	Média = 4,17; DP = 0,98; mín = 3; máx = 5	

(AVC = acidente vascular cerebral; FAC = Escala *Functional Ambulation Category*; mín = mínimo; máx = máximo; DP = desvio padrão)

2. Variáveis e instrumentos de recolha de dados

Variável independente – Intervenção com DRMM, aplicada em complemento à FC.

Variáveis dependentes – Mobilidade funcional, parâmetros de marcha (velocidade, *endurance* e padrão) e de equilíbrio (pontuação na *EEB* e oscilação postural obtida por posturografia).

Mobilidade funcional – Teste *Timed Up and Go (TUG)*. Mede o tempo que um indivíduo demora a levantar-se de uma cadeira, caminhar três metros, virar, regressar e voltar a sentar-se (Moore et al., 2018). É um instrumento fiável na avaliação da mobilidade funcional e do risco de queda em indivíduos com AVC, com boa validade de construto. A confiabilidade teste-reteste é elevada, com um coeficiente de correlação intraclassa (ICC) de 0,96 (Flansbjer et al., 2005). Demonstra boa sensibilidade, com um erro padrão de medida de 1,14 segundos e uma DMD de 2,9 segundos, sendo, por isso, suficientemente sensível para detetar alterações clinicamente relevantes (Flansbjer et al., 2005). Boa reprodutibilidade interavaliador, com resultados consistentes mesmo quando aplicado por diferentes examinadores (Christopher et al., 2019; Flansbjer et al., 2005; Podsiadlo & Richardson, 1991).

Velocidade da marcha – Teste dos 10 Metros de Marcha (TM10M). Mede o tempo que um indivíduo demora a percorrer 10 metros em linha reta. É uma medida comparativa importante entre o início e o término de um protocolo de reabilitação da marcha (Moore et al., 2018). Boa validade de construto e elevada confiabilidade teste-reteste, com ICC de 0,94 para a velocidade confortável (Perera et al., 2006). Boa sensibilidade, com erro padrão de

medida de 0,04 m/s e DMD de 0,14 m/s (Flansbjer et al., 2005; Fulk & Echternach, 2008; Perera et al., 2006).

Endurance da marcha – Teste dos 6 Minutos de Marcha (TM6M). Mede a distância máxima percorrida em seis minutos (Moore et al., 2018). Elevada validade e confiabilidade teste-reteste (ICC = 0,99) (Flansbjer et al., 2005). Boa sensibilidade, com erro padrão de medida de 18,6 metros e DMD de 60,98 metros em indivíduos com AVC subagudo (Perera et al., 2006).

Padrão de marcha – *Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)*. Escala clínica com 31 itens que avaliam qualitativamente diferentes componentes da marcha (fase de apoio e oscilante, simetria e postura) em indivíduos com perturbações da locomoção. A pontuação total varia entre 0 (marcha ideal) e 62 pontos (Daly et al., 2009; Gor-García-Fogeda et al., 2016). A avaliação recorre a filmagens em vários planos (lateral esquerda e direita, ântero-posterior e pósterio-anterior) enquanto o indivíduo realiza marcha. Elevada validade e confiabilidade teste-reteste (ICC interavaliador = 0,83 e ICC intraavaliador = 0,98) (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Saengsuwan & Vichiansiri, 2021). Boa sensibilidade e DMD de 1,19 pontos para avaliadores individuais (intraavaliador) (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patritti, 2022) e de 7,68 pontos quando aplicada por diferentes avaliadores (interavaliadores) (Molina-Rueda et al., 2018; Smith & Patritti, 2022). Tem como vantagens, ser objetiva, padronizada, rápida aplicação e permite identificar limitações e monitorizar a evolução ao longo do tempo. Inclui a análise das fases de apoio e oscilante, o que possibilita uma compreensão mais detalhada das dificuldades e compensações, facilitando a definição de objetivos mais específicos e a monitorização da evolução.

Equilíbrio – Escala de Equilíbrio de *Berg (EEB)*. É um indicador clínico do equilíbrio, em populações com patologia neurológica. Composta por 14 itens, pontuados de 0 a 4, com pontuação total entre 0 e 56 (valores mais altos indicam melhor desempenho) (Moore et al., 2018). Boa validade de e confiabilidade teste-reteste (ICC = 0,98), com erro padrão de medida de 2,49 pontos (Liston & Brouwer, 1996). O valor da DMD é de 6,9 pontos (Stevenson, 2001) e é fidedigna interavaliadores (Berg et al., 1992).

Apesar de ser amplamente utilizada na prática clínica, pela sua simplicidade e rapidez, apresenta limitações relevantes. A pontuação global pode não refletir défices específicos de equilíbrio, pois os indivíduos podem recorrer a estratégias compensatórias para obter bom desempenho. Além disso, a *EEB* não quantifica o movimento do centro de gravidade nem a oscilação postural, aspetos cruciais para compreender a integridade do equilíbrio, fornecendo apenas uma medida funcional global (Mansfield & Inness, 2015). A sua sensibilidade é

limitada, sobretudo em pessoas com défices ligeiros de equilíbrio ou em fases mais avançadas da reabilitação (efeito teto), bem como em indivíduos com défices mais graves (efeito piso). Estes fenómenos reduzem a capacidade da escala para refletir alterações subtis ao longo do tempo (Blum & Korner-Bitensky, 2008; Mao et al., 2002), pelo que deve ser complementada com outros instrumentos mais sensíveis e abrangentes (Mansfield & Inness, 2015).

Controlo Postural – Posturografia. É um indicador laboratorial do equilíbrio, realizada com a utilização de plataformas de força, que permitem a medição das forças de reação ao solo, quando o sujeito se encontra sobre elas, na posição de pé. As plataformas convencionais, mais dispendiosas, são constituídas por uma placa equipada com quatro sensores de carga, capazes de medir três componentes de força: “Fx”, “Fy” e “Fz”, bem como três momentos de força: “Mx”, “My” e “Mz”, correspondentes às direções mediolateral (X), ântero-posterior (Y) e vertical (Z), respetivamente (Duarte & Freitas, 2010; Mansfield & Inness, 2015). A empresa *PLUX*[®] desenvolveu uma plataforma de forças portátil e mais económica, que apesar de também ter quatro sensores de carga, apenas mede a componente vertical da força (“Fz”). No entanto, com recurso ao processamento matemático dos dados fornecidos pela plataforma, é possível calcular o posicionamento do *CoP* ao longo do tempo e, conseqüentemente, a deslocação do mesmo, bem como, outras variáveis utilizadas para a avaliação da oscilação quando o utente se encontra na posição de pé (Biosignalsplux User Manual, 2022).

A plataforma de força utilizada neste estudo foi a *Biosignalsplux Force Platform* (PLUX Wireless Biosignals S. A., Lisboa, Portugal). Esta permite uma ampla variedade de aplicações, tais como a análise de saltos, distribuição do *CoP*, avaliação do peso corporal ou a capacidade de produção de força. É constituída por quatro sensores de carga colocados na parte inferior da plataforma ligados a uma placa de conversão análogo-digital (*hub biosignalsplux*), que permite a recolha fiável de dados sobre a força e distribuição do peso (Biosignalsplux User Manual, 2022). O *hub biosignalsplux* é um dispositivo de 4 canais, responsável por recolher e digitalizar todos os sinais provenientes dos sensores de força da plataforma, transmitindo-os por *Bluetooth* para o computador, onde são registados e visualizados em tempo real, através do *software OpenSignals* (OpenSignals 2.2.1, PLUX Wireless Biosignals S. A., Lisboa, Portugal). O *hub biosignalsplux* suporta uma resolução até 16 *bits* e uma frequência de amostragem de 3000 *Hz* por canal (Biosignalsplux User Manual, 2022).

Embora ainda não existam estudos publicados sobre a validação da plataforma *PLUX*[®], diversos trabalhos abordam a utilização de plataformas de força na recolha de dados de posturografia em diferentes populações clínicas. Harro et al. (2016) demonstraram excelentes propriedades psicométricas na avaliação do equilíbrio em indivíduos com doença de *Parkinson*, com fiabilidade teste-reteste elevados (ICC entre 0,78 e 0,92). De forma

semelhante, Benvenuti et al. (1999) reportaram elevada fiabilidade teste-reteste e sensibilidade na avaliação do equilíbrio. Em conjunto, estes resultados sugerem que as plataformas de força permitem uma avaliação objetiva e sensível das estratégias sensoriais, reativas e proativas do equilíbrio, constituindo um complemento valioso às escalas clínicas na identificação de défices posturais e no acompanhamento da sua evolução.

As plataformas de força possuem boa validade, uma vez que avaliam diretamente parâmetros relacionados com o equilíbrio, como o deslocamento do *CoP*. Demonstram igualmente bons índices de fidedignidade, com resultados consistentes em avaliações repetidas. Possuem elevada sensibilidade, sendo capazes de detetar alterações subtis nas forças aplicadas, o que as torna ferramentas particularmente úteis na monitorização da recuperação em contextos de reabilitação neurológica (Tallon et al., 2013).

As variáveis de posturografia baseadas no deslocamento do *CoP* analisadas neste estudo incluem o deslocamento total (comprimento total do trajeto percorrido pelo *CoP*); deslocamento médio-lateral e ântero-posterior (distância percorrida pelo *CoP* na direção médio-lateral e ântero-posterior, respetivamente), expressas em milímetros (mm); amplitude médio-lateral e ântero-posterior (distância entre os valores máximos e mínimos da posição do *CoP* nas direções médio-lateral e ântero-posterior, respetivamente), expressas em milímetros (mm); velocidade média total (velocidade média do *CoP* durante o seu deslocamento total), velocidade média médio-lateral e média ântero-posterior (velocidade média do *CoP* durante o seu deslocamento nas direções médio-lateral e ântero-posterior, respetivamente), expressas em milímetros por segundo (mm/s); área total do deslocamento (área da elipse de predição que contém 95% dos pontos do *CoP*), expressa em milímetros quadrados (mm²).

3. Procedimentos

Antes do início do estudo, foram selecionados os fisioterapeutas do Serviço 1 do CMRA que tinham mais de 15 anos de experiência na área de reabilitação neurológica, potenciais responsáveis pela aplicação das avaliações clínicas e pela intervenção de FC. A estes foi distribuída uma ficha de caracterização da amostra, contendo instruções para identificar candidatos de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Posteriormente, o investigador realizou um teste-piloto com os cinco fisioterapeutas, com vista à uniformização dos procedimentos e à garantia de consistência na utilização dos instrumentos. A aplicação prática do *TUG*, *TM10M*, *TM6M* e *EEB* permitiu ajustar e validar os procedimentos antes do início da recolha formal dos dados. Paralelamente, foram realizados dois testes-piloto para preparar a recolha de dados da *G.A.I.T.* e da posturografia, na plataforma de força, com uma Ficha de Preparação para o Registo de Posturografia (Anexo 3). Estes testes foram realizados pelo investigador, que foi o elemento responsável pela recolha dos dados da *G.A.I.T.* e da

posturografia. Para cada participante selecionado, após assinatura da Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido, o fisioterapeuta responsável pela FC aplicou a bateria clínica (TM10M, TM6M, TUG e EEB), no ginásio de fisioterapia, e entregou os resultados ao investigador (Anexo 1). O investigador realizou a filmagem do padrão de marcha e a pontuação da *G.A.I.T.* num local previamente definido, que reunia as condições necessárias à recolha de dados: espaço e ausência de ruído visual e auditivo (Anexo 5, Figura A1).

No mesmo local, o investigador recolheu os dados de posturografia. A plataforma foi colocada e calibrada sempre na mesma posição e explicado ao participante todo o procedimento. O teste foi realizado sempre em posição ortostática, com apoio bipedal, descalço e sem meias. Os pés apoiados na plataforma, afastados à largura das ancas, com os membros superiores ao longo do tronco, sem apoio das mãos. Deveriam manter os olhos abertos e focados num alvo previamente colocado a dois metros de distância à altura dos olhos (Anexo 5, Figura A2). Foram realizadas três recolhas de 30 segundos, com 1 minuto de repouso entre elas, sendo utilizados os valores médios de cada parâmetro, com o objetivo de aumentar a fiabilidade e reduzir a variabilidade intraindividual, de acordo com as boas práticas na análise posturográfica.

Adicionalmente, cada participante foi avaliado pelo investigador nas componentes específicas relativas ao DRMM (amplitudes articulares, teste muscular manual, tónus muscular dos membros, comprimento dos membros inferiores, largura da bacia), com registo em documentação própria do DRMM (Anexo 4). Todos os instrumentos foram aplicados 24 horas antes do início do protocolo.

Após a avaliação inicial, iniciou-se o protocolo, composto por treino com o DRMM e FC. A FC, realizada por um fisioterapeuta com mais de 15 anos de experiência, decorreu durante quatro semanas, cinco vezes por semana (de segunda a sexta-feira), totalizando vinte sessões de cerca de 90 minutos cada. Incluiu exercício terapêutico (treino de mobilidade e força, equilíbrio e aeróbio) e treino específico de tarefas, que envolvia treino de marcha no solo (cerca de 10 minutos) (De Sousa et al., 2018).

A intervenção com o DRMM, realizada pelo investigador, com mais de 15 anos de experiência profissional e mais de 5 anos de experiência com este tipo de dispositivo (Anexo 5, Figura A3) decorreu durante quatro semanas, três vezes por semana (segunda, quarta e sexta-feira), totalizando doze sessões de cerca de 45 minutos cada. A sessão iniciava-se com treino assistido de transição sentado–pé, com assistência *Low* ou *Medium*, conforme a tolerância do participante (5 minutos), seguido de treino de marcha assistida (30 minutos). Os parâmetros de altura e comprimento do passo eram ajustados individualmente, de acordo com as características morfológicas de cada participante. O nível de assistência utilizado foi o modo *ProStep* (o passo é iniciado por transferência de peso ântero-lateral) ou *ProStep Plus* (o

passo é iniciado por uma transferência de peso anterior). No final de cada sessão, foi realizado treino de marcha no solo durante 10 minutos (Infarinato et al., 2021; Molteni et al., 2021).

No final das quatro semanas, o fisioterapeuta responsável pela avaliação inicial e pela FC de cada participante repetiu a bateria clínica, no ginásio de fisioterapia do CMRA, e entregou os resultados ao investigador. O investigador repetiu igualmente a recolha da *G.A.I.T.* e da posturografia, seguindo o mesmo protocolo. Esta avaliação final foi realizada até 48 horas após o término do protocolo.

Todos os procedimentos descritos foram repetidos para cada participante (Figura 1).

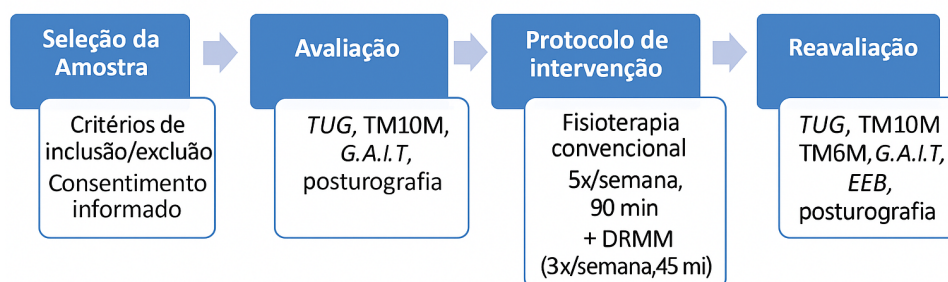


Figura 1 – Desenho do estudo

4. Processamento dos Dados

A bateria clínica (*TUG*, *TM10M*, *TM6M* e *EEB*) foi recolhida pelo fisioterapeuta responsável pela FC, registada no processo clínico dos participantes e, posteriormente, armazenada no *software Microsoft Excel* (16.99.2, 2025, *Microsoft*), para exportação para o *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* (30.0.0.0, *IBM SPSS Statistics*). Os dados da *G.A.I.T.* foram recolhidos pelo investigador. Foram realizadas gravações em vídeo da marcha dos participantes em planos anterior, posterior e lateral, utilizando um *tablet Android* pertencente ao serviço de fisioterapia. Os vídeos foram analisados e os resultados registados no processo clínico dos participantes e, posteriormente, armazenados no *software Microsoft Excel* (16.99.2, 2025, *Microsoft*), para posterior exportação para o *software SPSS* (30.0.0.0, *IBM SPSS Statistics*).

Os dados da plataforma de força foram gravados com o *software OpenSignals* (2.2.1, *PLUX Wireless Biosignals S.A.*, Lisboa, Portugal), com uma frequência de amostragem de 1000Hz, durante 30 segundos. Os dados recolhidos foram processados com rotinas desenvolvidas no *software GNU Octave* (10.2.0, 2024, *The Octave Project Developers*), de forma a extrair as variáveis de posturografia. As rotinas criadas no *GNU Octave* foram concebidas de acordo com os procedimentos propostos por Duarte & Freitas (2010) para o processamento de sinal do centro de pressão. As etapas do processamento de sinal foram as seguintes: cálculo das coordenadas do centro de pressão; *detrend* do sinal (remoção da média); *downsample* do sinal para uma frequência de amostragem de 100 Hz; suavização do sinal com aplicação de um filtro *low pass filter* de 10 Hz, do tipo *butterworth* de 7ª ordem;

cálculo das variáveis posturográficas utilizando as fórmulas apresentadas por Duarte & Freitas (2010) e por Schubert & Kirchner (2014). Posteriormente os dados foram inseridos e armazenados em ficheiros no *software Microsoft Excel* (16.99.2, 2025, *Microsoft*) e posterior exportação para o *software SPSS* (30.0.0.0, *IBM SPSS Statistics*). Foi usada a média das três recolhas para se obter as variáveis posturográficas do participante, nomeadamente o deslocamento total, médio-lateral e ântero-posterior, amplitude médio-lateral e ântero-posterior, velocidade média total, médio-lateral e ântero-posterior e área total do deslocamento.

Os registos relativos à avaliação e intervenção com o DRMM foram arquivados em documentação física própria no processo clínico.

5. Análise Estatística

Teve como objetivo comparar os resultados pré e pós protocolo, nas variáveis dependentes e verificar se a combinação do DRMM com a FC originava melhorias significativas na marcha e no equilíbrio de utentes com AVC em fase subaguda. A análise foi realizada com recurso ao *software SPSS* (30.0.0.0, *IBM SPSS Statistics*).

Para a caracterização da amostra, foi realizada uma análise de frequências para as variáveis sociodemográficas (género, tipo e lateralidade da lesão). Para as variáveis quantitativas (idade, tempo desde o AVC, *FAC*), foram calculadas a média, o desvio padrão, o valor mínimo e o valor máximo.

A análise estatística inferencial centrou-se nas variáveis funcionais (mobilidade funcional (*TUG*), velocidade da marcha (*TM10M*), *endurance* da marcha (*TM6M*), padrão de marcha (*G.A.I.T.*) e equilíbrio (*EEB* e posturografia – deslocamento total, médio-lateral, e ântero-posterior, amplitude médio-lateral e ântero-posterior, velocidade média total, médio-lateral e ântero-posterior e área total do deslocamento), avaliadas antes e após o protocolo.

Embora o teste *t de Student* para amostras emparelhadas seja frequentemente utilizado para comparar dois momentos de avaliação, a sua aplicação pressupõe a normalidade da distribuição dos dados. Esta condição é, no entanto, difícil de verificar com precisão em amostras pequenas, devido ao reduzido poder estatístico dos testes de normalidade. Assim, neste estudo, tendo em conta a pequena dimensão da amostra ($n = 6$), optou-se por métodos não paramétricos, nomeadamente o teste de *Wilcoxon*, por ser mais robusto e adequado em contextos com tamanhos amostrais reduzidos (Motulsky, 2021; Field, 2018; Norman e Streiner, 2014). O nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$. Adicionalmente, os resultados do teste de *Wilcoxon* foram complementados com o cálculo do tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$), permitindo avaliar a relevância prática das diferenças observadas, mesmo quando estas não atingem significância estatística.

Resultados

De forma global, os resultados sugerem uma evolução positiva na maioria dos participantes, com melhorias nas variáveis mobilidade funcional, velocidade e *endurance* da marcha, bem como no padrão de marcha. O equilíbrio, avaliado pela *EEB*, mostrou aumento das pontuações na maioria dos participantes e, pela posturografia, observou-se uma tendência geral para a diminuição dos parâmetros de oscilação do *CoP*, ainda que com alguma heterogeneidade entre participantes. Para uma análise detalhada, os resultados são apresentados caso a caso, evidenciando a evolução individual, e posteriormente de forma agrupada, comparando valores médios, significância estatística e relevância clínica dos diferentes instrumentos.

O Participante 1 de sexo masculino com 51 anos, com diagnóstico de AVC isquêmico ocorrido há 3 meses e hemiparésia direita, apresentava marcha independente em todas as superfícies (*FAC* = 5). Os resultados detalhados na Tabela 2, apresentaram uma evolução positiva na mobilidade funcional, aumento da velocidade e da *endurance* na marcha e melhoria do padrão de marcha. A *EEB* manteve o valor máximo e a posturografia revelou reduções nos deslocamentos, amplitudes, velocidades e área total do *CoP*. As melhorias no *TM10M*, no *TM6M* e na *G.A.I.T.* excederam a *DMD*, enquanto o *TUG* e a *EEB* não.

Tabela 2 - Resultados do Participante 1

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	7	5
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,833	1,250
Endurance na Marcha (m) – TM6M	283	500
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	27	14
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	56	56
Deslocamento Total CoP (mm)	511,83	408,53
Deslocamento ML CoP (mm)	205,82	159,80
Deslocamento AP CoP (mm)	419,41	341,77
Amplitude ML CoP (mm)	12,64	12,49
Amplitude AP CoP (mm)	19,40	14,74
Velocidade Total CoP (mm/s)	17,06	13,62
Velocidade ML CoP (mm/s)	6,86	5,33
Velocidade AP CoP (mm/s)	13,98	11,39
Área Total CoP (mm²)	791,15	729,95

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; *DMD* = Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência *DMD*: *TUG*: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); *TM10M*: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); *TM6M*: 60,98m (Perera et al., 2006); *G.A.I.T.*: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); *Berg*: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

O Participante 2 de sexo masculino com 51 anos, com diagnóstico de AVC isquêmico ocorrido há 3 meses e hemiparésia direita, apresentava marcha dependente em superfícies planas, com necessidade de supervisão (*FAC* = 3). Os resultados detalhados na Tabela 3,

apresentaram um ligeiro aumento da velocidade e da *endurance* na marcha, acompanhado por uma pequena melhoria no padrão de marcha. A *EEB* mostrou uma melhoria e a posturografia evidenciou aumentos em deslocamentos, amplitudes, velocidades e área total do *CoP*. Apenas a melhoria na *G.A.I.T.* ultrapassou o DMD, enquanto o *TUG*, o *TM10M* e o *TM6M* e a *EEB* não.

Tabela 3 - Resultados do Participante 2

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	21	21
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,455	0,500
Endurance na Marcha (m) – TM6M	132	162
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	45	41
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	47	52
Deslocamento Total CoP (mm)	787,83	836,83
Deslocamento ML CoP (mm)	281,76	350,10
Deslocamento AP CoP (mm)	676,74	680,34
Amplitude ML CoP (mm)	15,24	25,49
Amplitude AP CoP (mm)	23,81	26,59
Velocidade Total CoP (mm/s)	26,26	27,89
Velocidade ML CoP (mm/s)	9,39	11,67
Velocidade AP CoP (mm/s)	22,56	22,68
Área Total CoP (mm²)	1167,12	2491,26

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DMD = Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência DMD: *TUG*: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); *TM10M*: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); *TM6M*: 60,98m (Perera et al., 2006); *G.A.I.T.*: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); *Berg*: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

O Participante 3 de sexo masculino com 67 anos, com diagnóstico de AVC isquémico ocorrido há 3 meses e hemiparésia direita, apresentava marcha dependente em superfícies planas, com necessidade de supervisão (*FAC* = 3). Os resultados detalhados na Tabela 4, apresentaram uma melhoria da mobilidade funcional, aumento da velocidade e da *endurance* na marcha, bem como no padrão de marcha. Na *EEB* houve um aumento significativo e na posturografia houve manutenção ou aumento de alguns deslocamentos, velocidades e amplitudes. As melhorias no *TUG*, na *G.A.I.T.* e na *EEB* ultrapassaram a DMD, enquanto o *TM10M* e o *TM6M* não.

Tabela 4 - Resultados do Participante 3

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	75	66
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,175	0,217
Endurance na Marcha (m) – TM6M	43	68
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	48	38
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	26	41
Deslocamento Total CoP (mm)	924,68	1037,12
Deslocamento ML CoP (mm)	499,98	534,41
Deslocamento AP CoP (mm)	663,43	759,80
Amplitude ML CoP (mm)	44,60	37,66
Amplitude AP CoP (mm)	35,03	38,67
Velocidade Total CoP (mm/s)	30,82	34,57
Velocidade ML CoP (mm/s)	16,67	17,81
Velocidade AP CoP (mm/s)	22,11	25,33
Área Total CoP (mm²)	5189,21	4385,77

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm²= milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DMD= Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência DMD: TUG: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); TM10M: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); TM6M: 60,98m (Perera et al., 2006); G.A.I.T.: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); Berg: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

O Participante 4, de sexo masculino com 41 anos, com diagnóstico de AVC hemorrágico ocorrido há 3 meses e hemiparésia direita, apresentava marcha independente em todas as superfícies (*FAC* = 5). Os resultados detalhados na Tabela 5, apresentaram ganhos relevantes na mobilidade funcional, na velocidade e na *endurance* da marcha, acompanhados por uma melhoria significativa no padrão de marcha. A *EEB* manteve a pontuação máxima e na posturografia, observaram-se reduções acentuadas nos deslocamentos, amplitudes, velocidades e área total do *CoP*. O *TUG*, *TM10M*, *TM6M* e a *G.A.I.T.* ultrapassaram a DMD, enquanto a *EEB* não.

Tabela 5 - Resultados do Participante 4

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	15	10
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,909	1,250
Endurance na Marcha (m) – TM6M	250	446
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	38	9
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	54	56
Deslocamento Total CoP (mm)	538,49	431,00
Deslocamento ML CoP (mm)	301,60	230,76
Deslocamento AP CoP (mm)	374,43	308,47
Equilíbrio – Posturografia		
Amplitude ML CoP (mm)	21,54	18,11
Amplitude AP CoP (mm)	23,25	19,92
Velocidade Total CoP (mm/s)	17,95	14,37
Velocidade ML CoP (mm/s)	10,05	7,69
Velocidade AP CoP (mm/s)	12,48	10,28
Área Total CoP (mm²)	1598,77	1292,90

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DMD = Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência DMD: TUG: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); TM10M: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); TM6M: 60,98m (Perera et al., 2006); G.A.I.T.: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); Berg: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

O Participante 5 de sexo masculino com 66 anos, com diagnóstico de AVC hemorrágico ocorrido há 3 meses e hemiparésia esquerda, apresentava à avaliação inicial marcha independente em todas as superfícies (FAC = 5). Os resultados detalhados na Tabela 6, apresentaram melhorias na mobilidade funcional, na velocidade e na *endurance* da marcha, acompanhadas por um padrão de marcha mais eficiente. Na *EEB* houve ligeiro aumento da pontuação e na posturografia, observaram-se reduções generalizadas nos deslocamentos, amplitudes, velocidades e área total do *CoP*. O *TUG*, *TM10M*, *TM6M* e a *G.A.I.T.* ultrapassaram a DMD, enquanto a *EEB* não.

Tabela 6 - Resultados do Participante 5

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	21	15
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,455	0,769
Endurance na Marcha (m) – TM6M	152	216
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	46	27
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	51	55
Deslocamento Total CoP (mm)	406,53	323,76
Deslocamento ML CoP (mm)	181,11	140,78
Deslocamento AP CoP (mm)	327,89	261,75
Equilíbrio – Posturografia		
Amplitude ML CoP (mm)	14,75	13,04
Amplitude AP CoP (mm)	23,53	17,47
Velocidade Total CoP (mm/s)	13,55	10,79
Velocidade ML CoP (mm/s)	6,04	4,69
Velocidade AP CoP (mm/s)	10,93	8,72
Área Total CoP (mm²)	1341,96	963,82

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DMD = Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência DMD: TUG: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); TM10M: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); TM6M: 60,98m (Perera et al., 2006); G.A.I.T.: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); Berg: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

O Participante 6 de sexo masculino com 59 anos, com diagnóstico de AVC isquêmico ocorrido há 3 meses e hemiparésia direita, apresentava à avaliação inicial marcha independente em superfícies planas, com necessidade de supervisão (*FAC* = 4). Os resultados detalhados na Tabela 7, apresentaram melhorias na mobilidade funcional, aumento da velocidade e da *endurance* na marcha, acompanhadas por um padrão de marcha mais eficiente. Na *EEB* houve ligeiro aumento da pontuação e na posturografia observou-se evolução positiva na maioria dos parâmetros, com reduções nos deslocamentos, amplitudes, velocidades e área total do *CoP*. O *TUG*, *TM10M*, *TM6M* e a *G.A.I.T.* ultrapassaram a *DMD*, enquanto a *EEB* não.

Tabela 7 - Resultados do Participante 6

Variável	Pré Protocolo	Pós Protocolo
Mobilidade funcional (s) – TUG	16	10
Velocidade de Marcha (m/s) – TM10M	0,625	0,909
Endurance na Marcha (m) – TM6M	230	350
Padrão de Marcha (P) – G.A.I.T.	32	20
Equilíbrio (P) – Escala de Equilíbrio de Berg	49	55
Deslocamento Total CoP (mm)	579,79	533,40
Deslocamento ML CoP (mm)	402,79	350,74
Deslocamento AP CoP (mm)	336,92	327,58
Amplitude ML CoP (mm)	28,87	26,36
Amplitude AP CoP (mm)	26,42	21,24
Velocidade Total CoP (mm/s)	19,33	17,78
Velocidade ML CoP (mm/s)	13,43	11,69
Velocidade AP CoP (mm/s)	11,23	10,92
Área Total CoP (mm²)	3425,16	2003,48

(s = segundos; m/s = metros por segundo; m = metros; P = pontos; mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DMD = Diferença Mínima Detetável)

(Valores de referência *DMD*: *TUG*: 2,9 segundos (Flansbjer et al., 2005); *TM10M*: 0,14m/s (Flansbjer et al., 2005); *TM6M*: 60,98m (Perera et al., 2006); *G.A.I.T.*: 1,19 pontos (Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patrilli, 2022); *Berg*: 6,9 pontos (Stevenson, 2001))

De seguida, apresentam-se os resultados organizados por variável, de forma a sintetizar as diferenças observadas entre os momentos pré e pós-protocolo. No que respeita à mobilidade funcional, o gráfico da Figura 2 evidencia uma melhoria global no desempenho dos participantes após o protocolo, traduzida por uma diminuição nos tempos de execução. Os valores registados variaram entre 7 e 75 segundos na avaliação inicial e entre 5 e 66 segundos após o protocolo. Cinco participantes reduziram o tempo de execução, enquanto um manteve o valor, não se observando qualquer agravamento.

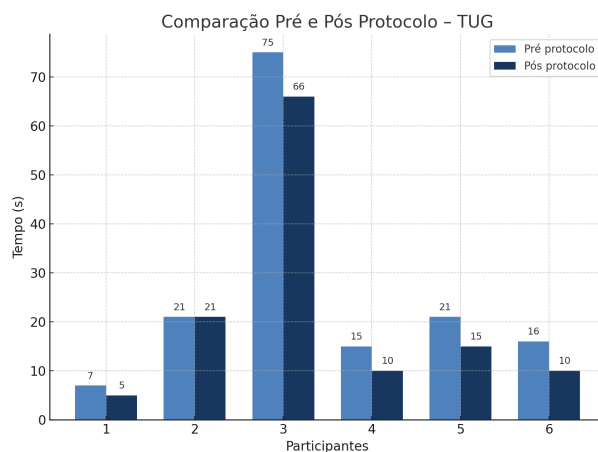


Figura 2 – Comparação dos resultados da mobilidade funcional

Conforme apresentado na Tabela 8, a análise das diferenças entre os momentos pré e pós-protocolo revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p = 0,042$). O tempo médio de execução do *TUG* diminuiu de $25,83 \pm 24,63$ segundos para $21,17 \pm 22,62$ segundos após o protocolo, correspondendo a uma melhoria média de 4,66 segundos. Esta diferença foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,042$), com um valor de $Z = -2,032$, indicando que a maioria dos participantes melhorou a sua mobilidade funcional. O tamanho do efeito foi muito elevado ($r = 0,829$), sugerindo um impacto relevante do protocolo. A redução média de 4,66 segundos ultrapassou o valor da DMD (2,9 s, Flansbjerg et al., 2005), evidenciando relevância clínica. Quatro dos seis participantes superaram individualmente este limiar (participante 3, 4, 5 e 6). O participante 3 destacou-se por apresentar o tempo inicial mais elevado (75 segundos), ainda assim reduzido em 9 segundos. Já o participante 1 evidenciou apenas uma ligeira melhoria, enquanto o participante 2 manteve o valor inicial, não atingindo a DMD.

Tabela 8 - Resultados médios do *TUG* e análise estatística (teste de *Wilcoxon*)

	Média Inicial \pm DP	Média Final \pm DP	Z	p	r
TUG (s)	25,83 \pm 24,63	21,17 \pm 22,62	-2,032	0,042	0,829

(*TUG* = *Timed Up and Go*; s = segundos; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito)

(Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência r: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

O gráfico da Figura 3 evidencia um aumento geral na velocidade da marcha após o protocolo. Os valores variaram entre 0,175m/s e 0,909 m/s na avaliação inicial e entre 0,217m/s e 1,250m/s na avaliação final, verificando-se um aumento na velocidade da marcha em todos os participantes.

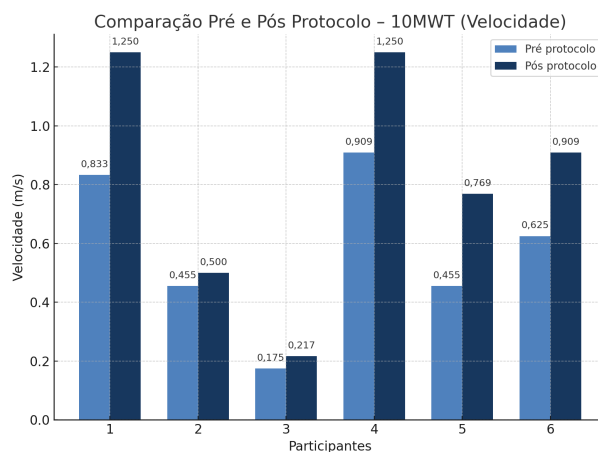


Figura 3 – Comparação dos resultados na velocidade de marcha

Conforme apresentado na Tabela 9, observou-se um aumento médio de 0,241 m/s ($0,575 \pm 0,272$ para $0,816 \pm 0,411$ m/s). Esta diferença foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,028$) e o valor de $Z = -2,201$ indica que a maioria dos participantes aumentou a sua velocidade. O tamanho do efeito muito elevado ($r = 0,99$), reforçando o impacto positivo do protocolo. O aumento médio de 0,241 m/s ultrapassou o valor da DMD (0,14 m/s; Flansbjer et al., 2005), confirmando a relevância clínica dos resultados. Quatro dos seis participantes (1, 4, 5 e 6) superaram individualmente este limiar, registrando ganhos expressivos e atingindo velocidades próximas ou superiores a 1 m/s. Já os participantes 2 (0,046 m/s) e 3 (0,042 m/s), apesar de terem ligeiras melhorias, não atingiram o a DMD.

Tabela 9 - Resultados do TM10M e análise estatística (teste de *Wilcoxon*)

	Velocidade Média Inicial \pm DP (m/s)	Velocidade Média Final \pm DP (m/s)	Z	p	r
TM10M (m/s)	$0,575 \pm 0,272$	$0,816 \pm 0,411$	-2,201	0,028	0,99

(TM10M = teste dos 10 metros de marcha; s = segundos; m/s = metros por segundo; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito)

(Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência r: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

Na *endurance* na marcha, o gráfico da Figura 4 evidencia um aumento geral da distância percorrida pelos participantes após o protocolo. As distâncias variaram entre 43 e 283 metros na avaliação inicial e entre 68 e 500 metros na avaliação final, verificando-se melhorias em todos os participantes.

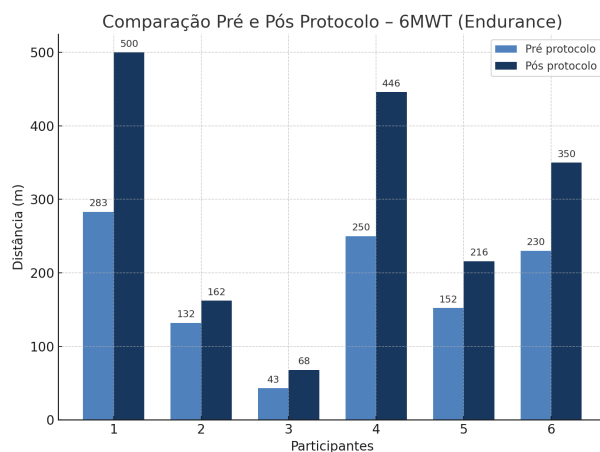


Figura 4 - Comparação dos resultados da endurance na marcha

Conforme apresentado na Tabela 10, a distância média percorrida aumentou de $181,67 \pm 89,27$ metros para $290,33 \pm 169,22$ metros, representando uma melhoria média de 108,66 metros. Esta diferença foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,028$), com um valor de $Z = -2,201$, indicando que a maioria dos participantes apresentou ganhos de *endurance* na marcha. O tamanho do efeito foi grande ($r = 0,899$), refletindo um impacto robusto do protocolo. O aumento médio de 108,6 metros ultrapassou claramente a DMD estabelecida para indivíduos com AVC subagudo (60,98 m; Perera et al., 2006), confirmando a relevância clínica dos resultados. Quatro participantes (1, 4, 5 e 6) superaram individualmente este limiar, evidenciando melhorias clinicamente significativas. Já os participantes 2 (30 metros) e 3 (25 metros) apresentaram ganhos inferiores ao valor de referência. Destacaram-se, contudo, os participantes 1 (217 m) e 4 (196 m), que alcançaram os maiores incrementos.

Não foram considerados os valores saturação de oxigênio, frequência cardíaca e respiratória, nem a percepção subjetiva de esforço (Escala de *Borg*), por não constituírem o objetivo do presente estudo. No entanto, todos estes parâmetros foram utilizados para a monitorização dos utentes durante a execução do teste.

Tabela 10 - Resultados do TM6M e análise estatística (teste de *Wilcoxon*)

	Distância Média Inicial \pm DP (m)	Distância Média Final \pm DP (m)	Z	p	r
TM6M (m)	$181,67 \pm 89,27$	$290,33 \pm 169,22$	-2,201	0,028	0,899

(TM6M = teste dos 6 minutos de marcha; m = metros; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito)

(Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência r: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

No padrão de marcha, o gráfico da Figura 5 evidencia uma diminuição das pontuações dos participantes após o protocolo. As pontuações variaram entre 27 e 48 pontos na avaliação inicial e entre 9 e 41 pontos na avaliação final, verificando-se uma redução em todos os participantes.

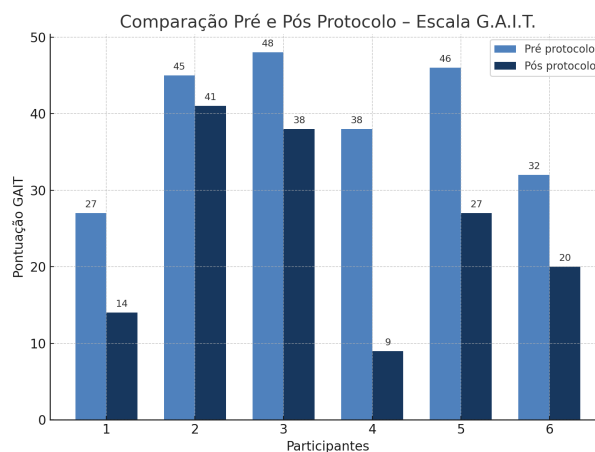


Figura 5 - Comparação dos resultados do padrão de marcha

Conforme apresentado na Tabela 11, observou-se uma redução média da pontuação de $39,33 \pm 8,48$ para $24,83 \pm 12,89$, correspondendo a uma melhoria média de 14,5 pontos. Esta diferença foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,028$), com um valor de $Z = -2,201$, indicando que a maioria dos participantes apresentou melhorias significativas no padrão de marcha. O tamanho do efeito foi elevado ($r = 0,899$), evidenciando um impacto robusto do protocolo. Todos os participantes ultrapassaram a DMD (1,19 pontos intraavaliador, Gor-García-Fogeda et al., 2020; Smith & Patritti, 2022) refletindo ganhos clinicamente relevantes em parâmetros como simetria, coordenação e qualidade global da marcha. As melhorias foram, contudo, heterogêneas, variando entre 4 e 29 pontos. Destacaram-se os participantes 4 (29 pontos) e 5 (19 pontos), que apresentaram as melhorias mais expressivas, enquanto o participante 2 registou a menor variação (4 pontos).

Tabela 11 - Resultados da G.A.I.T. e análise estatística (teste de *Wilcoxon*)

	Média Inicial \pm DP (pontos)	Média Final \pm DP (pontos)	Z	p	r
G.A.I.T.	$39,33 \pm 8,48$	$24,83 \pm 12,89$	-2,201	0,028	0,899

(G.A.I.T. = *Gait Assessment and Intervention Tool*; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito)

(Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência r: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

Numa análise detalhada dos resultados da *G.A.I.T.*, apresentados na Tabela 12, verificou-se uma redução média de 6,3 pontos na fase de apoio ($17,3 \rightarrow 11,0$) e de 5,3 pontos na fase oscilante ($16,2 \rightarrow 10,8$).

Tabela 12 - Resultados das fases da marcha (G.A.I.T.)

Participante	Fase de Apoio Inicial	Fase de Apoio Final	Δ Apoio	Fase Oscilante Inicial	Fase Oscilante Final	Δ Oscilante
1	13	5	8	10	6	4
2	22	19	3	18	17	1
3	23	17	6	20	16	4
4	18	3	15	16	5	11
5	13	13	0	18	12	6
6	15	9	6	15	9	6
Média	17.3	11.0	6.3	16.2	10.8	5.3

(Δ Apoio – diferença entre valor final e inicial da fase de apoio; Δ Oscilante – diferença entre valor final e inicial da fase oscilante)

Conforme ilustrado nos gráficos da Figura 6, verificou-se que, individualmente, cinco dos seis participantes (83,3%) apresentaram diminuição na pontuação da fase de apoio, enquanto todos os participantes (100%) reduziram a pontuação na fase oscilante.

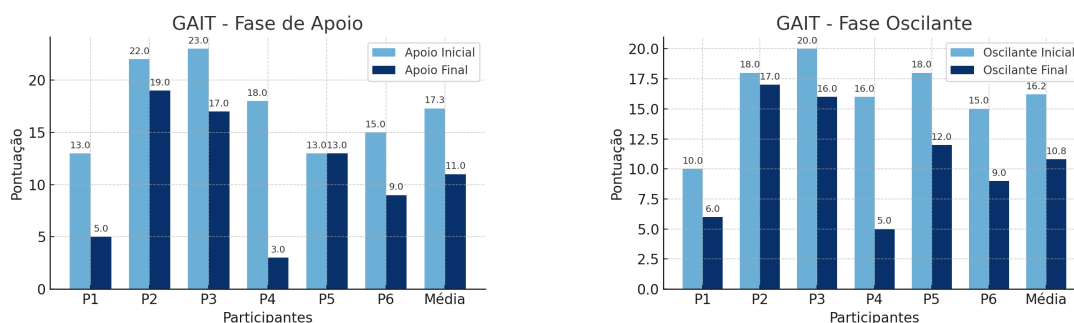


Figura 6 - Comparação dos resultados das fases da marcha da G.A.I.T.

No equilíbrio, avaliado pela *EEB*, o gráfico da Figura 7 evidencia um aumento das pontuações dos participantes após o protocolo. As pontuações variaram entre 26 e 56 pontos inicialmente e entre 41 e 56 pontos após o protocolo. Cinco participantes registraram melhoria e um manteve a pontuação inicial, não se verificando qualquer agravamento.

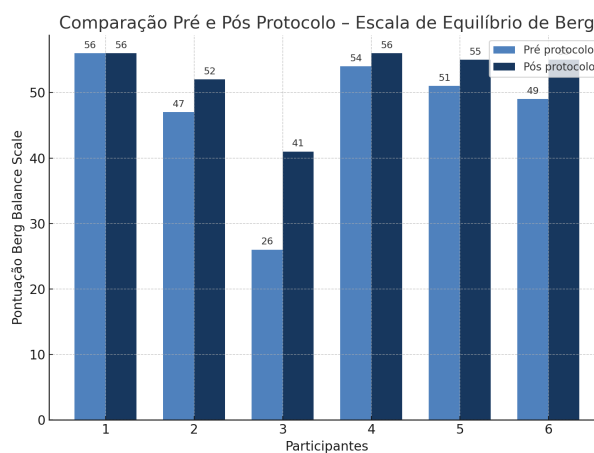


Figura 7 - Comparação dos resultados do equilíbrio (EEB)

Conforme apresentado na Tabela 13, a pontuação média aumentou de $47,17 \pm 10,870$ para $52,50 \pm 5,822$ pontos após o protocolo, correspondendo a uma melhoria média de 5,33

pontos. Esta diferença foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,043$), com um valor de $Z = -2,023$, indicando que a maioria dos participantes obteve pontuações superiores no pós-protocolo, evidenciando uma melhoria do equilíbrio. O tamanho do efeito foi elevado ($r = 0,826$), reforçando o impacto robusto do protocolo. A melhoria média de 5,33 pontos, considerando a DMD de 6,9 pontos proposta por Stevenson (2001), embora estatisticamente significativa e com um efeito robusto, não atinge o limiar de relevância clínica. Assim, esta melhoria não pode ser considerada clinicamente significativa para a maioria dos participantes. Apenas o participante 3 superou a DMD, com um ganho de 15 pontos, sugerindo uma evolução substancial do equilíbrio.

Tabela 13 - Resultados da EEB e análise estatística (teste de Wilcoxon)

	Média Inicial \pm DP (Pontos)	Média Final \pm DP (Pontos)	Z	p	r
EEB	47,17 \pm 10,87	52,50 \pm 5,82	-2,023	0,043	0,826

(EEB = Escala de Equilíbrio de Berg; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito) (Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

No equilíbrio, avaliado por posturografia, os gráficos da Figura 8 evidenciam que a maioria dos participantes registou uma diminuição dos valores finais em comparação com os valores iniciais, em praticamente todos os parâmetros, nomeadamente no deslocamento total, amplitude, velocidade e área do *CoP*.

O deslocamento total do *CoP* diminuiu em quatro dos seis participantes, com reduções mais expressivas nos participantes 1 (-103,30 mm) e 4 (-107,49 mm), enquanto os participantes 2 e 3 apresentaram um ligeiro aumento. No deslocamento médio-lateral (ML), observou-se uma redução em quatro participantes, mais acentuada no participante 1 (-46,03 mm) e aumento nos participantes 2 e 3. Já no deslocamento ântero-posterior (AP), cinco dos seis participantes apresentaram valores inferiores no pós-protocolo.

As amplitudes médio-lateral e ântero-posterior seguiram, de modo geral, uma tendência de redução, com diminuições mais evidentes na amplitude AP, sobretudo nos participantes 1 (-4,66 mm) e 5 (-6,06 mm). As velocidades totais e segmentares (ML e AP) também apresentaram reduções na maioria dos casos, destacando-se o participante 1 (-3,44 mm/s) e 4 (-3,58 mm/s) na velocidade total. A área total do *CoP*, indicador global de oscilação, diminuiu em cinco participantes, sendo a maior redução observada no participante 6 (-1421,68 mm²).

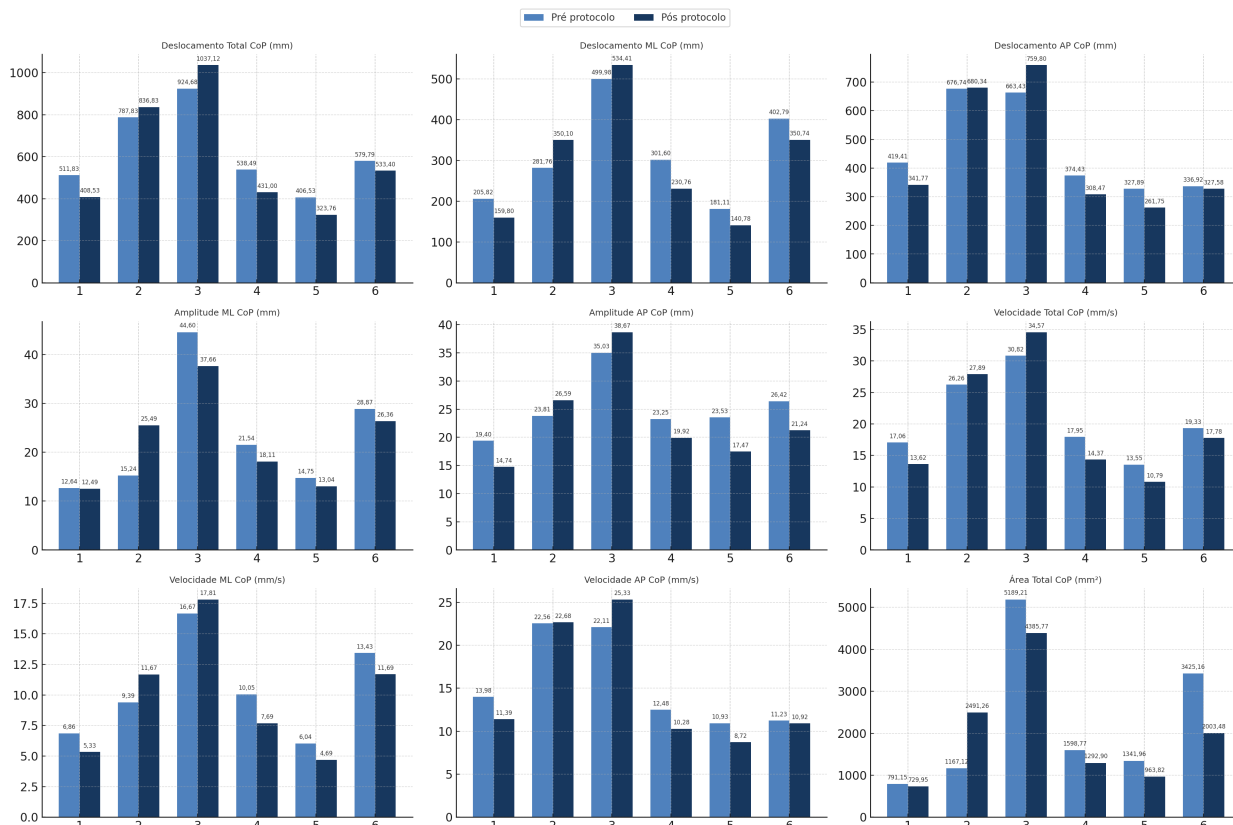


Figura 8 - Comparação dos resultados do equilíbrio (Posturografia)

Conforme apresentado na Tabela 14, a análise pelo teste de *Wilcoxon* não revelou diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$), com tamanhos do efeito entre pequeno e moderado. O deslocamento total do *CoP* diminuiu, em média, de $624,86 \pm 193,07$ mm para $595,11 \pm 280,35$ mm, correspondendo a uma diferença média de $-29,75$ mm. Esta variação não foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,600$), embora o valor de $Z = -0,524$ indique que a maioria dos participantes apresentou valores inferiores no pós-protocolo. O tamanho do efeito foi pequeno ($r = 0,214$). O deslocamento médio-lateral reduziu, de $312,17 \pm 120,83$ mm para $294,43 \pm 148,09$ mm, com uma diferença média de $-17,75$ mm, sem significância estatística (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,345$). O valor de $Z = -0,943$ sugere melhorias na maioria dos participantes, com um tamanho do efeito moderado ($r = 0,385$). O deslocamento ântero-posterior diminuiu, em média, de $466,47 \pm 161,05$ mm para $446,62 \pm 215,00$ mm, o que corresponde a uma diferença média de $-19,85$ mm, não atingindo significância (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,463$). O valor de $Z = -0,734$ indica tendência de melhoria, com efeito pequeno ($r = 0,299$).

A amplitude médio-lateral registou uma ligeira redução, de $22,94 \pm 12,15$ mm para $22,19 \pm 9,61$ mm, numa diferença média $-0,75$ mm, uma variação não estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,345$). O valor de $Z = -0,943$ aponta para melhorias em vários participantes, com um tamanho do efeito moderado ($r = 0,385$). Já a amplitude ântero-posterior diminuiu de $25,24 \pm 5,30$ mm para $23,11 \pm 8,60$ mm, correspondente a uma diferença média de $-2,13$ mm. Esta alteração também não atingiu significância estatística

(teste de *Wilcoxon*, $p = 0,173$). Ainda assim, o valor de $Z = -1,363$ indica melhorias na maioria dos participantes, com um tamanho do efeito grande ($r = 0,556$).

A velocidade total do *CoP* apresentou uma ligeira redução, passando de $20,83 \pm 6,44$ mm/s para $19,84 \pm 9,35$ mm/s pós protocolo, correspondente a uma diferença média de $-0,99$ mm/s. No entanto, esta alteração não foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,600$). O valor de $Z = -0,524$ indica que a maioria dos participantes registou melhorias, com um tamanho do efeito pequeno ($r = 0,214$). A velocidade médio-lateral do *CoP* também evidenciou uma ligeira redução, de $10,41 \pm 4,03$ mm/s para $9,81 \pm 4,94$ mm/s, resultando numa diferença média de $-0,59$ mm/s. Esta alteração não atingiu significância estatística (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,345$). O valor de $Z = -0,943$ revela que a maioria dos participantes apresentou melhorias, com um tamanho do efeito moderado ($r = 0,385$). Quanto à velocidade ântero-posterior do *CoP*, registou-se uma ligeira diminuição de $15,55 \pm 5,37$ mm/s para $14,89 \pm 7,17$ mm/s, correspondendo a uma diferença média de $-0,66$ mm/s. Esta diferença não foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,463$). O valor de $Z = -0,734$ indica melhorias na maioria dos participantes, com um tamanho do efeito pequeno ($r = 0,299$).

A área total do *CoP* diminuiu de $2252,23 \pm 1707,01$ mm² para $1977,86 \pm 1350,33$ mm², representando uma redução média de $274,37$ mm². Esta diferença não foi estatisticamente significativa (teste de *Wilcoxon*, $p = 0,249$). O valor de $Z = -1,153$ indica que a maioria dos participantes apresentou melhorias, com um tamanho do efeito moderado ($r = 0,471$).

Tabela 14 - Resultados médios da posturografia e análise estatística (teste de *Wilcoxon*)

Variável	Média Inicial \pm DP	Média Final \pm DP	Diferença Médias	Z	p	r
Deslocamento Total (mm)	624,86 \pm 193,07	595,11 \pm 280,35	29,75	-0,524	0,600	0,214
Deslocamento ML (mm)	312,18 \pm 120,84	294,43 \pm 148,09	17,75	-0,943	0,345	0,385
Deslocamento AP (mm)	466,47 \pm 161,05	446,62 \pm 215,00	19,85	-0,734	0,463	0,299
Amplitude ML (mm)	22,94 \pm 12,15	22,19 \pm 9,61	0,75	-0,943	0,345	0,385
Amplitude AP (mm)	25,24 \pm 5,30	23,10 \pm 8,60	2,13	-1,363	0,173	0,556
Velocidade Total (mm/s)	20,83 \pm 6,44	19,84 \pm 9,35	0,99	-0,524	0,600	0,214
Velocidade ML (mm/s)	10,41 \pm 4,03	9,81 \pm 4,94	0,59	-0,943	0,345	0,385
Velocidade AP (mm/s)	15,55 \pm 5,37	14,89 \pm 7,17	0,66	-0,734	0,463	0,299
Área Total (mm²)	2252,23 \pm 1707,01	1977,86 \pm 1350,33	274,37	-1,153	0,249	0,471

(mm = milímetros; mm/s = milímetros por segundo; mm² = milímetros quadrados; ML = médio-lateral; AP = ântero-posterior; DP = Desvio Padrão; Z = teste de *Wilcoxon*; p = significância; r = efeito)

(Nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$; Tamanho do efeito ($r = Z/\sqrt{N}$) / Valores de referência r: 0.1 a 0.29 efeito pequeno; 0.3 a 0.49 efeito moderado; ≥ 0.5 efeito grande)

Discussão

Este estudo teve como objetivo analisar os efeitos do treino de marcha com DRMM, em complemento à FC, em indivíduos em fase subaguda após AVC. Foram avaliadas a mobilidade funcional, a velocidade, a *endurance*, o padrão de marcha e o equilíbrio. Globalmente, observaram-se melhorias significativas na mobilidade funcional, velocidade, *endurance*, padrão de marcha e equilíbrio clínico (*EEB*), enquanto a avaliação instrumental do equilíbrio por posturografia revelou apenas tendências de melhoria, sem alcançar significância estatística.

Os resultados da mobilidade funcional, avaliados pelo *TUG*, demonstraram melhorias significativas após o protocolo, refletidas numa redução média de 4,66 segundos no tempo de execução. Esta diferença foi estatisticamente significativa ($p = 0,042$), com um tamanho do efeito muito elevado ($r = 0,829$), indicando um impacto robusto da intervenção. A redução média ultrapassou o limiar da DMD (2,9 segundos), confirmando a relevância clínica. Quatro participantes (3, 4, 5 e 6) superaram individualmente este limiar, com destaque para o participante 3, que, apesar do pior desempenho inicial (75 segundos), reduziu 9 segundos ao seu tempo. Já o participante 1 apresentou apenas uma melhoria ligeira e o participante 2 manteve o valor inicial, não atingindo mudanças clinicamente significativas.

Estes resultados estão em consonância com a literatura, que também reporta reduções relevantes no *TUG* após treino com DRMM em fase subaguda (Goffredo et al., 2020; Yoo et al., 2023). Os resultados sugerem ainda que indivíduos com maior margem de progressão (tempos iniciais mais elevados e menor independência de marcha) beneficiaram mais do treino, enquanto aqueles que já apresentavam valores muito bons à partida revelaram um possível efeito de teto, com ganhos discretos. Apenas quatro participantes superaram a DMD no *TUG*. Este padrão confirma que a resposta à intervenção depende fortemente do perfil funcional inicial, nomeadamente do nível de independência de marcha e do equilíbrio de base. Apesar da heterogeneidade entre participantes, verificaram-se melhorias estatística e clinicamente relevantes na mobilidade funcional em termos globais.

A velocidade (TM10M) e a *endurance* (TM6M) apresentaram ganhos consistentes e clinicamente significativos. Na velocidade, verificou-se um aumento médio de 0,241 m/s, diferença estatisticamente significativa ($p = 0,028$) e com tamanho do efeito muito elevado ($r = 0,99$). Quatro participantes (1, 4, 5 e 6) ultrapassaram individualmente o limiar da DMD (0,14 m/s), atingindo ganhos expressivos e velocidades próximas ou superiores a 1 m/s, enquanto os participantes 2 e 3 registaram apenas melhorias ligeiras. Na *endurance*, observou-se um aumento médio na distância percorrida no TM6M de 108,66 metros, também estatisticamente significativo ($p = 0,028$) e com efeito elevado ($r = 0,899$). Este ganho médio superou o valor da DMD para indivíduos com AVC subagudo (60,98 metros), confirmando a

relevância clínica, sobretudo nos participantes 1 e 4, que alcançaram aumentos superiores a 190 metros.

Tal como na mobilidade funcional, os maiores benefícios foram registados nos indivíduos com maior independência inicial da marcha ($FAC \geq 4$), sugerindo que a autonomia prévia constitui um pré-requisito importante para maximizar os efeitos do DRMM. Nestes casos, a redução do custo energético, a possibilidade de realizar passos mais simétricos e a manutenção de uma cadência estável poderão ter contribuído para ganhos mais expressivos. Em contraste, os participantes sem marcha independente ($FAC = 3$) revelaram progressos mais modestos. Para estes indivíduos, a necessidade de apoio externo, os défices de equilíbrio e o maior custo energético da marcha parecem ter limitado a capacidade de tirar pleno partido da intervenção. Além disso, o padrão de marcha irregular e a fadiga precoce poderão ter dificultado a progressão ao longo das sessões, justificando a ausência de superação da DMD em alguns casos. Estes resultados estão em consonância com a literatura, que também reporta melhorias consistentes na velocidade e *endurance* em populações subagudas submetidas a programas com DRMM (Goffredo et al., 2020; Molteni et al., 2017; Xie et al., 2023; Yoo et al., 2023). Contudo, alguns ensaios não evidenciaram superioridade da robótica face à FC isolada (Molteni et al., 2021), sugerindo que os ganhos nestas duas variáveis podem depender não apenas da tecnologia, mas também da intensidade e duração da intervenção e do perfil dos participantes.

Em termos globais, apesar da heterogeneidade dos resultados, a intervenção demonstrou ser eficaz para melhorar a velocidade e a *endurance* da marcha, com efeitos estatística e clinicamente relevantes. No entanto, esta heterogeneidade reforça a importância de considerar o perfil funcional inicial, sobretudo a independência na marcha e o equilíbrio de base, como fatores determinantes na resposta ao treino com DRMM.

No padrão de marcha (*G.A.I.T.*), verificou-se uma melhoria global, embora marcada por heterogeneidade entre participantes. Globalmente, os resultados evidenciaram melhorias consistentes após a intervenção, traduzidas por uma redução significativa das pontuações médias. Esta diferença foi estatisticamente significativa ($p = 0,028$), com um tamanho do efeito elevado ($r = 0,899$), sugerindo um impacto robusto do protocolo no desempenho da marcha. Todos os participantes ultrapassaram o limiar da DMD, confirmando a relevância clínica das alterações observadas. As melhorias foram heterogéneas, mas expressivas, sobretudo nos participantes 4 e 5.

A análise do padrão de marcha pelas suas fases demonstrou reduções médias de 6,3 pontos na fase de apoio e de 5,3 pontos na fase oscilante, com 83,3% e 100% dos participantes a apresentarem melhorias nestas respetivas fases. Todos os participantes apresentaram ganhos clinicamente relevantes, refletidos em maior simetria, coordenação e qualidade global da marcha. Importa destacar que aqueles que registaram maiores ganhos na *G.A.I.T.*, também

obtiveram melhores resultados na velocidade e *endurance*, sugerindo que um padrão de marcha mais eficaz poderá estar associado a desempenhos superiores nestas variáveis.

A análise detalhada dos resultados iniciais mostrou que as principais limitações se concentravam na fase de apoio do membro parético, sendo igualmente nesta fase que ocorreram as evoluções mais significativas, traduzidas em ganhos de estabilidade e eficiência do ciclo de marcha. Relativamente à fase oscilante, verificou-se também evolução positiva, uma vez que nenhum participante manteve ou aumentou a pontuação final, o que poderá estar parcialmente relacionado com o incremento de estabilidade na fase de apoio do membro não parético. A literatura apoia esta interpretação, demonstrando que o treino direcionado para a fase de apoio do membro parético promove melhorias no equilíbrio, na simetria e na eficiência global da marcha, com ganhos funcionais relevantes (Jung et al., 2014; Salameh et al., 2022). Lienhard et al. (2013), utilizando um sistema fotoelétrico validado para medir parâmetros espaço-temporais da marcha, evidenciou que exercícios centrados nesta fase aumentam significativamente o tempo de apoio do membro parético, conferindo maior estabilidade durante a marcha e uma redistribuição mais simétrica da carga.

Em síntese, a intervenção promoveu ganhos estatística e clinicamente relevantes no padrão de marcha, ainda que com heterogeneidade entre participantes. Esta diversidade sugere que fatores individuais, como o nível de independência inicial, o potencial de recuperação e a presença de efeitos de teto, poderão ter condicionado a magnitude da resposta ao protocolo, devendo ser considerados na interpretação dos resultados.

No equilíbrio, avaliado pela *EEB*, os resultados mostraram uma tendência positiva, com uma melhoria média de 5,33 pontos após o protocolo. Esta diferença foi estatisticamente significativa ($p = 0,043$), com um tamanho do efeito elevado ($r = 0,826$), o que evidencia um impacto robusto da intervenção no equilíbrio. Cinco dos seis participantes registaram ganhos e apenas um manteve o valor inicial. Contudo, apesar da significância estatística e do efeito elevado, a melhoria média não ultrapassou o valor da DMD, sugerindo que os ganhos não atingem relevância clínica na maioria dos casos. Apenas o participante 3 superou a DMD, enquanto três participantes apresentaram aumentos ligeiros, mas partindo de valores iniciais muito elevados e próximos da pontuação máxima, o que limitou a margem de progressão e poderá ter condicionado a média global. Assim, o valor da diferença média foi sobretudo influenciado pelo desempenho do participante 3. Estes resultados estão em consonância com a literatura. Se, por um lado, alguns estudos reportam ganhos mais acentuados com a utilização do DRMM (Yoo et al., 2023), por outro, verificam-se melhorias semelhantes entre a intervenção com DRMM e a FC isolada (Louie et al., 2021; Xie et al., 2023).

No presente estudo, registaram-se melhorias estatisticamente significativas na *EEB*, mas nem sempre clinicamente relevantes, o que sugere que, embora o DRMM possa potenciar o equilíbrio, a sua eficácia pode depender do perfil inicial dos participantes. Outra

explicação poderá estar relacionada com a limitada sensibilidade deste instrumento. É sabido que a *EEB* apresenta um efeito teto em indivíduos com maior nível funcional, dificultando a detecção de mudanças subtis no equilíbrio (Bernardes et al., 2021; Franchignoni et al., 2010; Tsang et al., 2013). Esta limitação pode ter condicionado a capacidade de captar melhorias observadas em medidas mais sensíveis, como os parâmetros posturográficos. A escolha deste instrumento justificou-se por ser amplamente validado e recomendado para a avaliação do equilíbrio em indivíduos pós-AVC. No entanto, a sua limitada sensibilidade poderá ter restringido a detecção de mudanças subtis no equilíbrio. Futuras investigações poderão beneficiar da utilização complementar de instrumentos com maior sensibilidade.

Neste sentido, a introdução de escalas mais sensíveis poderá contribuir para uma avaliação mais precisa das alterações no equilíbrio. Apesar de a *EEB* ser amplamente utilizada na reabilitação de indivíduos pós-AVC, a sua aplicação pode ser limitada pela ocorrência de efeito teto, sobretudo em participantes com melhor desempenho funcional. É recomendado a sua utilização em conjunto com outras ferramentas de avaliação, de modo a ultrapassar esta limitação (Blum & Korner-Bitensky, 2008).

Assim, a utilização de instrumentos como a escala *Mini-BESTest* pode constituir uma alternativa ou complemento à *EEB*. Esta escala apresenta maior sensibilidade para detetar alterações subtis no equilíbrio, reduzindo o impacto dos fenómenos de efeito teto e piso, frequentemente observados na *EEB* (Franchignoni et al., 2010; Inoue et al., 2024). Além disso, avalia de forma multidimensional diferentes componentes do equilíbrio, incluindo controlo antecipatório, respostas posturais, orientação sensorial e marcha dinâmica, aspetos particularmente relevantes em indivíduos após AVC (Tsang et al., 2013). Estas adaptações poderiam reduzir o efeito teto em indivíduos mais funcionais, permitindo discriminar melhor diferentes níveis de desempenho e captar alterações subtis que a versão original não deteta.

Para complementar a avaliação clínica do equilíbrio, foi realizada uma análise instrumental através de posturografia, permitindo uma caracterização mais objetiva. Aqui os resultados foram heterogéneos: alguns participantes registaram reduções expressivas nos parâmetros de oscilação postural, enquanto outros apresentaram agravamentos. De forma geral, verificou-se uma tendência para a redução da oscilação postural após o protocolo de intervenção, com diminuições na maioria dos parâmetros avaliados, nomeadamente no deslocamento total, deslocamentos médio-lateral e ântero-posterior, amplitudes, velocidades e área do centro de pressão. Apesar de as diferenças médias não terem atingido significância estatística, observaram-se reduções consistentes em vários participantes, sobretudo nos participantes 1, 4, 5 e 6, com destaque para melhorias mais expressivas no deslocamento total, amplitude ântero-posterior, velocidade total e área do *CoP*. Os tamanhos do efeito oscilaram entre pequeno e moderado, sendo mais elevados na amplitude ântero-posterior ($r = 0,556$) e na área total ($r = 0,471$), sugerindo que, apesar da ausência de

significância estatística, tenha havido uma tendência favorável de melhoria no equilíbrio para a maioria dos participantes.

Os melhores resultados na posturografia foram obtidos pelos indivíduos com maior independência de marcha, reforçando mais uma vez a ideia de que o perfil funcional de base condiciona fortemente os ganhos neste tipo de avaliação instrumental. A marcha e o equilíbrio não devem ser analisados de forma isolada, uma vez que a marcha constitui uma tarefa funcional particularmente exigente para o sistema de equilíbrio, envolvendo alterações da base de suporte e deslocamentos do centro de massa. Assim, melhorias no padrão de marcha estão intrinsecamente relacionadas com ganhos no controlo postural, dado que ambos os domínios partilham mecanismos comuns e interdependentes (Yiou et al., 2017).

Os ganhos mais expressivos nestas variáveis parecem estar associados a um perfil funcional inicial mais favorável, traduzido por valores mais baixos no *TUG*, maior *endurance* e maior independência de marcha. Verificou-se ainda que os indivíduos que registaram melhorias mais robustas nos parâmetros posturográficos (participantes 4, 5 e 6) coincidiram com aqueles que também apresentaram melhorias expressivas na *G.A.I.T.* Esta correspondência sugere que, nestes casos, a melhoria no equilíbrio foi acompanhada por uma melhoria no padrão de marcha, reforçando a interdependência entre ambos os domínios.

Em contraste, os participantes 2 e 3 apresentaram agravamento, ou seja, aumento dos parâmetros posturográficos, apesar das melhorias clínicas. Este resultado poderá dever-se à maior gravidade inicial, marcada por mobilidade funcional muito reduzida e ausência de marcha independente, que pode ter favorecido o recurso a estratégias compensatórias rígidas, como a fixação postural, caracterizada por menor oscilação numa tentativa de reduzir o risco de instabilidade e quedas, numa fase inicial (Fukunaga et al., 2014; Houdijk et al., 2010; Polese et al., 2017). Após a intervenção, é frequente observar-se uma diminuição da dependência destas estratégias rígidas e o surgimento de padrões mais flexíveis e exploratórios de controlo do equilíbrio, que se traduzem em maior oscilação (Houdijk et al., 2010). Embora este aumento da oscilação possa inicialmente ser interpretado como instabilidade, pode também refletir uma adaptação positiva, permitindo ajustes mais dinâmicos perante novos desafios funcionais (Fukunaga et al., 2014). Em indivíduos com mobilidade muito limitada, este processo pode implicar um custo energético acrescido durante a marcha, favorecendo o recurso a estratégias compensatórias menos económicas, facilmente identificadas em medidas posturográficas mais sensíveis (Houdijk et al., 2010; Polese et al., 2017). Indivíduos pós-AVC podem gastar até 125% mais energia apenas para se manterem em pé, devido ao aumento da co-contração muscular e das oscilações do centro de pressão (Houdijk et al., 2010). Este esforço acrescido mostra que a fixação garante estabilidade imediata, mas não é sustentável a longo prazo, comprometendo a eficiência da marcha e limitando a capacidade de adaptação ao treino (Polese et al., 2017).

A comparação entre a *EEB* e a posturografia revelou tanto concordâncias como discrepâncias. Nos participantes que apresentaram melhorias consistentes na posturografia (participante 1, 4, 5 e 6), observaram-se também aumentos na *EEB*, ainda que modestos, sugerindo que ambas as medidas captaram ganhos de estabilidade. Em contrapartida, nos participantes 2 e 3 verificou-se um desfasamento entre os dois instrumentos, com melhorias relevantes na *EEB*, mas agravamentos nos parâmetros posturográficos. Estes casos ilustram que a *EEB*, centrada em tarefas funcionais, pode captar melhorias clínicas, enquanto a posturografia, mais sensível, revela instabilidade postural não detetada pela escala clínica. Este contraste poderá refletir a maior sensibilidade da avaliação instrumental em relação à *EEB*, sendo capaz de detetar instabilidade residual não captada por tarefas funcionais. Esta divergência sugere que a *EEB* pode sobrestimar ganhos em indivíduos com défices mais marcados, reforçando a pertinência de incluir avaliações instrumentais para captar alterações subtis. Neste sentido, embora a literatura aponte para benefícios consistentes do uso do DRMM no equilíbrio, traduzidos na redução do deslocamento, da velocidade e da área total do *CoP* (Lorusso et al., 2022; Rojek et al., 2020), os resultados do presente estudo revelaram-se mais heterogêneos. Tal poderá estar relacionado com as diferenças no perfil funcional inicial dos participantes, condicionando a magnitude e a direção das alterações observadas nos parâmetros posturográficos.

A utilização da *EEB*, embora amplamente adotada, apresenta reduzida sensibilidade em indivíduos com défices ligeiros. Neste sentido, poderia ser relevante definir valores de corte na *EEB* como critério de inclusão ou exclusão, uma vez que a presença de pontuações mais elevadas à partida pode limitar a sensibilidade da escala e conduzir a um efeito de teto. A inclusão de participantes com valores iniciais mais baixos permitiria captar melhor as mudanças no equilíbrio e reduzir o risco de subestimação dos efeitos da intervenção.

A investigação que relaciona diretamente a utilização de DRMM com parâmetros instrumentais do padrão de marcha e equilíbrio é ainda limitada. Esta escassez de estudos reforça a pertinência da análise realizada no presente trabalho, que contribui para uma área pouco explorada. Contudo, algumas limitações metodológicas condicionam a generalização dos resultados, pelo que estes devem ser interpretados com cautela.

Uma das limitações reconhecidas é o facto de a avaliação da marcha ter sido realizada exclusivamente com instrumentos clínicos. Embora a análise tridimensional computadorizada em laboratório de marcha seja considerada o *gold standard*, a sua aplicação clínica é limitada pelo elevado custo e pela complexidade operacional. Esta abordagem, ao integrar variáveis cinemáticas e cinéticas, contribui de forma relevante para o raciocínio clínico e para a definição de planos terapêuticos mais precisos (Kim et al., 2025). No entanto, a dificuldade da sua implementação em contextos clínicos quotidianos justificou a opção por métodos observacionais, mais acessíveis e de aplicação imediata. Neste sentido, a *G.A.I.T.* destacou-se

como uma ferramenta válida e prática, menos dispendiosa, de fácil aplicabilidade e com utilidade comprovada tanto em contexto clínico como em investigação, evitando os constrangimentos logísticos dos sistemas de análise mais complexos (Daly et al., 2009).

Do mesmo modo, a utilização da plataforma de forças *Biosignalsplux Force Platform* permitiu a recolha objetiva de parâmetros de equilíbrio. Contudo, a escassez de estudos de validação limita a confiança nos resultados. A falta de evidência sólida sobre as suas propriedades psicométricas, nomeadamente fiabilidade, validade e sensibilidade à mudança, condiciona a generalização dos resultados. Torna-se, por isso, fundamental que futuras investigações se concentrem na validação deste equipamento, de modo a reforçar a sua aplicabilidade clínica e a robustez da interpretação dos dados.

O tempo de intervenção de quatro semanas pode ser considerado relativamente curto. No entanto, enquadra-se na evidência existente para a fase subaguda após AVC. Ensaio clínico e estudos piloto têm demonstrado que ciclos intensivos de quatro semanas podem induzir melhorias clinicamente relevantes na marcha e no equilíbrio (Chang et al., 2025; Yoo et al., 2023). De forma semelhante, a revisão de Hsu et al. (2023), mostrou que programas de curta duração (≤ 4 semanas) podem gerar ganhos em parâmetros como a velocidade, a mobilidade funcional e o equilíbrio, ainda que de forma menos consistente do que protocolos mais prolongados. Assim, embora a literatura aponte uma maior robustez da evidência em programas superiores a quatro semanas, a opção metodológica deste estudo encontra suporte científico, resultando também de considerações práticas e organizacionais inerentes ao contexto clínico em que decorreu.

Para além destas, há a considerar diversas questões metodológicas. A ausência de um grupo de controlo impossibilita comparações diretas entre a intervenção com DRMM e outras formas de reabilitação, dificultando a atribuição inequívoca dos efeitos observados. Esta limitação resultou sobretudo de constrangimentos logísticos e organizacionais, relacionados com o número reduzido de participantes elegíveis no período de recolha, o que inviabilizou a divisão da amostra em dois grupos distintos. Na instituição, procura-se que todos os utentes em fase subaguda elegíveis tivessem acesso ao treino com DRMM, de modo a evitar desigualdades na intervenção. Esta decisão foi igualmente condicionada pelo contexto institucional, em que a curta duração do internamento não permitia excluir participantes elegíveis da possibilidade de beneficiar do treino.

A reduzida dimensão da amostra ($n = 6$) compromete o poder estatístico e aumenta o risco de os resultados não refletirem a variabilidade da população em geral. Esta limitação prende-se com a dificuldade em recrutar indivíduos em fase subaguda de AVC que reunissem os critérios de inclusão e aceitassem participar em tempo útil para o estudo. Acresce que a utilização de uma amostra de conveniência, proveniente do serviço de internamento onde o estudo decorreu, pode ter introduzido viés de seleção e limitado a representatividade. Do

mesmo modo, a inexistência de avaliadores cegos e a escassez de recursos humanos disponíveis, tanto para a avaliação como para o manuseamento do DRMM, poderão ter influenciado a objetividade das medições e condicionado a gestão das sessões. Em conjunto, estas limitações reduzem a validade externa e restringem a generalização dos resultados.

Apesar das limitações, os resultados sugerem que a integração de DRMM em programas de reabilitação convencionais pode ter um impacto estatística e clinicamente relevante, confirmando a evidência existente sobre ganhos na velocidade, *endurance* e mobilidade funcional. O presente estudo acrescenta contributos originais ao explorar o efeito da robótica no padrão de marcha e no equilíbrio, domínios ainda pouco estudados, nos quais se observaram resultados promissores, fornecendo evidência preliminar valiosa sobre a aplicabilidade do DRMM na fase subaguda e sustentando a necessidade de ensaios controlados de maior escala.

Para validar e expandir estes resultados, são necessários ensaios clínicos randomizados com amostras mais alargadas, avaliadores cegos e maior representatividade populacional, bem como estudos longitudinais que permitam avaliar a durabilidade dos ganhos e o impacto do DRMM em diferentes fases do AVC e níveis de défice motor.

Em síntese, este trabalho contribui para aprofundar a compreensão do papel da robótica na reabilitação após AVC e reforça a pertinência de continuar a investigar o seu impacto na prática clínica.

Conclusão

O presente estudo teve como objetivo analisar o efeito da utilização do DRMM, em combinação com FC, na marcha e no equilíbrio de utentes em fase subaguda após AVC. Os resultados evidenciaram melhorias clinicamente relevantes em diversos parâmetros funcionais, apoiando a pertinência da intervenção combinada.

Verificaram-se progressos na mobilidade funcional, assim como na velocidade e *endurance* da marcha. Observou-se também uma melhoria na qualidade do padrão de marcha dos participantes. Além disso, registaram-se ganhos ao nível do equilíbrio, com aumento das pontuações na *EEB* em vários participantes e a análise pela plataforma de força evidenciou uma diminuição da oscilação postural, sugerindo maior estabilidade em ortostatismo.

A integração do DRMM na prática clínica, em articulação com a FC, parece potenciar os efeitos da reabilitação, proporcionando um treino mais intensivo, personalizado e funcional. Embora nem todas as variáveis tenham atingido significância estatística, a análise clínica sugere ganhos consistentes, com impacto positivo na funcionalidade e qualidade de vida dos utentes.

Para investigações futuras, será essencial comparar os efeitos do treino com DRMM face à FC isolada, replicar este protocolo em amostras maiores, com grupo de controlo e seguimento longitudinal, e determinar o número ideal de sessões, avaliando a manutenção dos ganhos a médio e longo prazo. A análise cinemática detalhada da marcha em ambiente laboratorial, bem como a exploração da eficácia do DRMM noutras fases do AVC, nomeadamente na crónica, e noutras patologias neurológicas, constituem igualmente linhas de investigação promissoras.

Em suma, a intervenção com DRMM revelou-se uma abordagem promissora na reabilitação de indivíduos em fase subaguda após AVC, promovendo melhorias significativas ao nível da marcha e do equilíbrio. Apesar das limitações metodológicas, os resultados obtidos reforçam o potencial da robótica como complemento potencialmente eficaz à FC, representando um contributo relevante para práticas terapêuticas inovadoras e baseadas na evidência científica.

Bibliografia

- Balaban, B., & Tok, F. (2014). Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*, *6*(7), 635–642. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017>
- Bartloff, J., Lanotte, F., O'Brien, M. K., & Jayaraman, A. (2025). Advancing gait rehabilitation through wearable technologies: Current landscape and future directions. *Expert Review of Medical Devices*, 1–12. <https://doi.org/10.1080/17434440.2025.2546476>
- Benvenuti, F., Mecacci, R., Gineprari, I., Bandinelli, S., Benvenuti, E., Ferrucci, L., Baroni, A., Rabuffetti, M., Hallett, M., Dambrosia, J. M., & Stanhope, S. J. (1999). Kinematic characteristics of standing disequilibrium: Reliability and validity of a posturographic protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(3), 278–287. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90138-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90138-7)
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health = Revue Canadienne De Sante Publique*, *83 Suppl 2*, S7-11.
- Bernardes, L. V. D. S., Maso, I., Santos, M. R. D., Silva, A. D. M., Oliveira, F. R., & Motta Dos Anjos, J. L. (2021). Responsividade de dois instrumentos de avaliação do equilíbrio em pacientes pós-AVE trombolisado na fase aguda. *Acta Fisiátrica*, *28*(2), 111–115. <https://doi.org/10.11606/issn.2317-0190.v28i2a183160>
- Beyaert, C., Vasa, R., & Frykberg, G. E. (2015). Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *45*(4–5), 335–355. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005>
- Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Physical Therapy*, *88*(5), 559–566. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070205>
- Bonnyaud, C., Zory, R., Boudarham, J., Pradon, D., Bensmail, D., & Roche, N. (2014). Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Experimental Brain Research*, *232*(1), 31–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3717-8>

Brady, K., Hidler, J., Nichols, D., & Ryerson, S. (2011). Clinical training and competency guidelines for using robotic devices. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975378>

Bruni, M. F., Melegari, C., De Cola, M. C., Bramanti, A., Bramanti, P., & Calabrò, R. S. (2018). What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience*, *48*, 11–17. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.10.048>

Chang, W. H., Kim, T.-W., Kim, H. S., Hanapiah, F. A., Lee, J. W., Han, S.-H., Jia, C. W., Kim, D. H., & Kim, D. Y. (2025). Interim results of exoskeletal wearable robot for gait recovery in subacute stroke patients. *Scientific Reports*, *15*(1), 11671. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-96084-6>

Chen, K., Zhu, S., Tang, Y., Lan, F., & Liu, Z. (2024). Advances in balance training to prevent falls in stroke patients: A scoping review. *Frontiers in Neurology*, *15*, 1167954. <https://doi.org/10.3389/fneur.2024.1167954>

Christopher, A., Kraft, E., Olenick, H., Kiesling, R., & Doty, A. (2019). *The reliability and validity of the Timed Up and Go as a clinical tool in individuals with and without disabilities across a lifespan: A systematic review*.

Daly, J. J., Nethery, J., McCabe, J. P., Brenner, I., Rogers, J., Gansen, J., Butler, K., Burdsall, R., Roenigk, K., & Holcomb, J. (2009). Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): A measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*, *178*(2), 334–339. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.12.016>

De Sousa, D. G., Harvey, L. A., Dorsch, S., & Glinsky, J. V. (2018). Interventions involving repetitive practice improve strength after stroke: A systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *64*(4), 210–221. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2018.08.004>

Direção-Geral da Saúde. (2003). Programa Nacional de Prevenção e Controlo das Doenças Cardiovasculares [Despacho n.º 16415/2003, II Série – D.R. n.º 193 de 22 de agosto]. Ministério da Saúde

Dicharry, J. (2010). Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine*, *29*(3), 347–364. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>

Dorsch, S., Ada, L., & Alloggia, D. (2018). Progressive resistance training increases strength after stroke but this may not carry over to activity: A systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *64*(2), 84–90. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2018.02.012>

Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>

Field, A. (2018). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (5th ed.). Sage Publications.

Flansbjerg, U.-B., Holmback, A. M., Downham, D., Patten, C., & Lexell, J. (2005). RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *J Rehabil Med*.

Franchignoni, F., Horak, F., Godi, M., Nardone, A., & Giordano, A. (2010). Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: The mini-BESTest. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *42*(4), 323–331. <https://doi.org/10.2340/16501977-0537>

French, B., Thomas, L. H., Coupe, J., McMahon, N. E., Connell, L., Harrison, J., Sutton, C. J., Tishkovskaya, S., & Watkins, C. L. (2016). Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *2016*(11). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006073.pub3>

Fukunaga, J. Y., Quitschal, R. M., Doná, F., Ferraz, H. B., Ganança, M. M., & Caovilla, H. H. (2014). Postural control in Parkinson's disease. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *80*(6), 508–514. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2014.05.032>

Fulk, G. D., & Echternach, J. L. (2008). *Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change of Gait Speed in Individuals Undergoing Rehabilitation After Stroke*. *32*.

Gasq, D., Labrunée, M., Amarantini, D., Dupui, P., Montoya, R., & Marque, P. (2014). Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *11*(1), 39. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-39>

Goffredo, M., Guanzioli, E., Pournajaf, S., Gaffuri, M., Gasperini, G., Filoni, S., Baratta, S., Damiani, C., Franceschini, M., & Molteni, F. (2020). Overground wearable powered exoskeleton for gait training in subacute stroke subjects: Clinical and gait assessments.

- European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(6).
<https://doi.org/10.23736/S1973-9087.19.05574-6>
- Gor-García-Fogeda, M. D., Cano De La Cuerda, R., Carratalá Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., & Molina-Rueda, F. (2016). Observational Gait Assessments in People With Neurological Disorders: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(1), 131–140. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.018>
- Gor-García-Fogeda, M. D., Tomé-Redondo, S., Simón-Hidalgo, C., Daly, J. J., Molina-Rueda, F., & Cano-de-la-Cuerda, R. (2020). Reliability and Minimal Detectable Change in the Gait Assessment and Intervention Tool in Patients With Multiple Sclerosis. *PM&R*, 12(7), 685–691. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12264>
- Gupta, A., & Taly, A. (2019). Post-stroke Gait Analysis in Rehabilitation Set-up: Observational or Instrumental! *Neurology India*, 67(4), 1041. <https://doi.org/10.4103/0028-3886.266276>
- Guzik, A., Wolan-Nieroda, A., Medical Faculty, Institute of Physiotherapy, University of Rzeszów, Poland, Walicka-Cupryś, K., & Medical Faculty, Institute of Physiotherapy, University of Rzeszów, Poland. (2016). Gait in patients with stroke-related hemiparesis and methods of gait assessment. *Medical Review*, 14(2), 220–224. <https://doi.org/10.15584/medrev.2016.2.8>
- Harro, C. C., Marquis, A., Piper, N., & Burdis, C. (2016). Reliability and Validity of Force Platform Measures of Balance Impairment in Individuals With Parkinson Disease. *Physical Therapy*, 96(12), 1955–1964. <https://doi.org/10.2522/ptj.20160099>
- Hornby, T. G., Reisman, D. S., Ward, I. G., Scheets, P. L., Miller, A., Haddad, D., Fox, E. J., Fritz, N. E., Hawkins, K., Henderson, C. E., Hendron, K. L., Holleran, C. L., Lynskey, J. E., & Walter, A. (2020). Clinical Practice Guideline to Improve Locomotor Function Following Chronic Stroke, Incomplete Spinal Cord Injury, and Brain Injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 44(1), 49–100. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000303>
- Houdijk, H., Ter Hoeve, N., Nooijen, C., Rijntjes, D., Tolsma, M., & Lamoth, C. (2010). Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. *Gait & Posture*, 32(3), 321–326. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.016>
- Hsu, T.-H., Tsai, C.-L., Chi, J.-Y., Hsu, C.-Y., & Lin, Y.-N. (2023). Effect of wearable exoskeleton on post-stroke gait: A systematic review and meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 66(1), 101674. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101674>

Infarinato, F., Romano, P., Goffredo, M., Ottaviani, M., Galafate, D., Gison, A., Petruccelli, S., Pournajaf, S., & Franceschini, M. (2021). Functional Gait Recovery after a Combination of Conventional Therapy and Overground Robot-Assisted Gait Training Is Not Associated with Significant Changes in Muscle Activation Pattern: An EMG Preliminary Study on Subjects Subacute Post Stroke. *Brain Sciences*, *11*(4), 448. <https://doi.org/10.3390/brainsci11040448>

Inoue, S., Takagi, H., Tan, E., Oyama, C., Otaka, E., Kondo, K., & Otaka, Y. (2024). Comparison of usefulness between the Mini-Balance Evaluation Systems Test and the Berg Balance Scale for measuring balance in patients with subacute stroke: A prospective cohort study. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, *4*, 1308706. <https://doi.org/10.3389/fresc.2023.1308706>

Jung, J.-H., Ko, S.-E., & Lee, S.-W. (2014). Immediate effects of single-leg stance exercise on dynamic balance, weight bearing and gait cycle in stroke patients. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, *3*(1), 49–54. <https://doi.org/10.14474/ptrs.2014.3.1.49>

Kim, J., Kim, R., Byun, K., Kang, N., & Park, K. (2025). Assessment of temporospatial and kinematic gait parameters using human pose estimation in patients with Parkinson's disease: A comparison between near-frontal and lateral views. *PLOS ONE*, *20*(1), e0317933. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0317933>

Lewek, M. D., Bradley, C. E., Wutzke, C. J., & Zinder, S. M. (2014). The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(1), 31–36. <https://doi.org/10.1123/jab.2012-0208>

Li, S., Francisco, G. E., & Zhou, P. (2018). Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. *Frontiers in Physiology*, *9*, 1021. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01021>

Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, *35*(4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>

Liston, R. A. L., & Brouwer, B. J. (1996). Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the balance master. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *77*(5), 425–430. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90028-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90028-3)

Lorusso, M., Tramontano, M., Casciello, M., Pece, A., Smania, N., Morone, G., & Tamburella, F. (2022). Efficacy of Overground Robotic Gait Training on Balance in Stroke Survivors: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Brain Sciences*, *12*(6), 713. <https://doi.org/10.3390/brainsci12060713>

Louie, D. R., Mortenson, W. B., Durocher, M., Schneeberg, A., Teasell, R., Yao, J., & Eng, J. J. (2021). Efficacy of an exoskeleton-based physical therapy program for non-ambulatory patients during subacute stroke rehabilitation: A randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *18*(1), 149. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00942-z>

Low, K. H. (2011). Robot-assisted gait rehabilitation: From exoskeletons to gait systems. *2011 Defense Science Research Conference and Expo (DSR)*, 1–10. <https://doi.org/10.1109/DSR.2011.6026886>

Mansfield, A., & Inness, E. L. (2015). Force Plate Assessment of Quiet Standing Balance Control: Perspectives on Clinical Application within Stroke Rehabilitation. *Rehabilitation Process and Outcome*, *4*, RPO.S20363. <https://doi.org/10.4137/RPO.S20363>

Mao, H.-F., Hsueh, I.-P., Tang, P.-F., Sheu, C.-F., & Hsieh, C.-L. (2002). Analysis and Comparison of the Psychometric Properties of Three Balance Measures for Stroke Patients. *Stroke*, *33*(4), 1022–1027. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000012516.63191.C5>

Mehrholz, J., Thomas, S., & Elsner, B. (2017). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *2017*(8). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002840.pub4>

Mehrholz, J., Thomas, S., Kugler, J., Pohl, M., & Elsner, B. (2020). Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *2020*(10). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006185.pub5>

Molina-Rueda, F., Carratalá-Tejada, M., Cano De La Cuerda, R., Alguacil-Diego, I. M., Miangolarra Page, J. C., & Cuesta-Gómez, A. (2018). Examination of the reliability of Gait Assessment and Intervention Tool in patients with a stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, *41*(1), 84–86. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000264>

Molteni, F., Gasperini, G., Gaffuri, M., Colombo, M., Giovanzana, C., Lorenzon, C., Farina, N., Cannaviello, G., Scarano, S., Proserpio, D., Liberali, D., & Guanziroli, E. (2017). Wearable robotic exoskeleton for overground gait training in sub-acute and chronic hemiparetic stroke patients: Preliminary results. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(5). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.17.04591-9>

Molteni, F., Guanziroli, E., Goffredo, M., Calabrò, R., Pournajaf, S., Gaffuri, M., Gasperini, G., Filoni, S., Baratta, S., Galafate, D., Le Pera, D., Bramanti, P., Franceschini, M., & on behalf of Italian Eksogait Study Group. (2021). Gait Recovery with an Overground Powered Exoskeleton: A Randomized Controlled Trial on Subacute Stroke Subjects. *Brain Sciences*, 11(1), 104. <https://doi.org/10.3390/brainsci11010104>

Moore, J. L., Potter, K., Blankshain, K., Kaplan, S. L., O'Dwyer, L. C., & Sullivan, J. E. (2018). A Core Set of Outcome Measures for Adults With Neurologic Conditions Undergoing Rehabilitation: A CLINICAL PRACTICE GUIDELINE. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 42(3), 174–220. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000229>

Morone, G., Paolucci, S., Cherubini, A., De Angelis, D., Venturiero, V., Coiro, P., & Iosa, M. (2017). Robot-assisted gait training for stroke patients: Current state of the art and perspectives of robotics. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, Volume 13, 1303–1311. <https://doi.org/10.2147/NDT.S114102>

Motulsky, H. (2021). *Intuitive Biostatistics: A Nonmathematical Guide to Statistical Thinking* (4th ed.). Oxford University Press.

Moucheboeuf, G. (2020). Effects of robotic gait training after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.

Moucheboeuf, G., Griffier, R., Gasq, D., Glize, B., Bouyer, L., Dehail, P., & Cassoudehalle, H. (2020). Effects of robotic gait training after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 63(6), 518–534. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.02.008>

Norman, G. R., & Streiner, D. L. (2014). *Biostatistics: The Bare Essentials* (4th ed.). PMPH-USA.

Perera, S., Mody, S. H., Woodman, R. C., & Studenski, S. A. (2006). Meaningful Change and Responsiveness in Common Physical Performance Measures in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(5), 743–749. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x>

Peters, D. M. (2021). *Utilization of wearable technology to assess gait and mobility post-stroke: A systematic review.*

Ploumis, A., Gkatziani, P., Tsingeli, P., Ntritsos, G., Dimopoulos, D., Athanasiou, A., Kefalas, A., & Varvarousis, N. D. (2025). Assessment of the robotic devices for overground gait training in post stroke patient: A Systematic review and Meta-analysis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000002793>

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, *39*(2), 142–148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>

Polese, J. C., Ribeiro-Samora, G. A., Lana, R. C., Rodrigues-De-Paula, F. V., & Teixeira-Salmela, L. F. (2017). Energy expenditure and cost of walking and stair climbing in individuals with chronic stroke. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *21*(3), 192–198. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.04.001>

Pournajaf, S., Calabrò, R. S., Naro, A., Goffredo, M., Aprile, I., Tamburella, F., Filoni, S., Waldner, A., Mazzoleni, S., Focacci, A., Ferraro, F., Bonaiuti, D., Franceschini, M., & TreadStroke Group. (2023). Robotic versus Conventional Overground Gait Training in Subacute Stroke Survivors: A Multicenter Controlled Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine*, *12*(2), 439. <https://doi.org/10.3390/jcm12020439>

Rojek, A., Mika, A., Oleksy, Ł., Stolarczyk, A., & Kielnar, R. (2020). Effects of Exoskeleton Gait Training on Balance, Load Distribution, and Functional Status in Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Frontiers in Neurology*, *10*, 1344. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.01344>

Saengsuwan, J., & Vichiansiri, R. (2021). Minimal clinically important difference of Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT) in patients with sub-acute stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *57*(6). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06735-6>

Salameh, A., McCabe, J., Skelly, M., Duncan, K. R., Chen, Z., Tatsuoka, C., Bikson, M., Hardin, E. C., Daly, J. J., & Pundik, S. (2022). Stance Phase Gait Training Post Stroke Using Simultaneous Transcranial Direct Current Stimulation and Motor Learning-Based Virtual Reality-Assisted Therapy: Protocol Development and Initial Testing. *Brain Sciences*, *12*(6), 701. <https://doi.org/10.3390/brainsci12060701>

Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, *39*(1), 518–522. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.001>

Schwartz, I., & Meiner, Z. (2015). Robotic-Assisted Gait Training in Neurological Patients: Who May Benefit? *Annals of Biomedical Engineering*, *43*(5), 1260–1269. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1283-x>

Sheffler, L. R., & Chae, J. (2015). Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *26*(4), 611–623. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.006>

Smirnova, V., Khamaturova, R., Kharin, N., Yaikova, E., Baltina, T., & Sachenkov, O. (2022). *The Automatization of the Gait Analysis by the Vicon Video System: A Pilot Study*.

Smith, M. G., & Patritti, B. L. (2022). Minimal clinically important difference of the gait assessment and intervention tool for adults with stroke. *Gait & Posture*, *91*, 212–215. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.041>

Stevenson, T. J. (2001). Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Australian Journal of Physiotherapy*, *47*(1), 29–38. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60296-8](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60296-8)

Stoller, O., De Bruin, E. D., Knols, R. H., & Hunt, K. J. (2012). Effects of cardiovascular exercise early after stroke: Systematic review and meta-analysis. *BMC Neurology*, *12*(1), 45. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-12-45>

Tallon, G., Blain, H., Seigle, B., Bernard, P. L., & Ramdani, S. (2013). Dynamical and stabilometric measures are complementary for the characterization of postural fluctuations in older women. *Gait & Posture*, *38*(1), 92–96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.021>

Tsang, C. S. L., Liao, L.-R., Chung, R. C. K., & Pang, M. Y. C. (2013). Psychometric Properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in Community-Dwelling Individuals With Chronic Stroke. *Physical Therapy*, *93*(8), 1102–1115. <https://doi.org/10.2522/ptj.20120454>

Tugui, R. D., Antonescu, D., Nistor, M. I., Bucur, D., & Kostrakievici, S. (2012). *GAIT ANALYSIS IN CEREBRAL PALSY USING VICON SYSTEM*. 7.

World Stroke Organization. (2022). Global Stroke Fact Sheet 2022. World Stroke Organization.

Xie, R., Zhang, Y., Jin, H., Yang, F., Feng, Y., & Pan, Y. (2023). Effects of soft robotic exoskeleton for gait training on clinical and biomechanical gait outcomes in patients with sub-acute stroke: A randomized controlled pilot study. *Frontiers in Neurology*, *14*, 1296102. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1296102>

Yang, J., Gong, Y., Yu, L., Peng, L., Cui, Y., & Huang, H. (2023). Effect of exoskeleton robot-assisted training on gait function in chronic stroke survivors: A systematic review of randomised controlled trials. *Open Access*.

Yang, J., Zhu, Y., Li, H., Wang, K., Li, D., & Qi, Q. (2024). Effect of robotic exoskeleton training on lower limb function, activity and participation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Frontiers in Neurology*, *15*, 1453781. <https://doi.org/10.3389/fneur.2024.1453781>

Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J.-L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics*, *8*(11), 815–828. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>


Yoo, H.-J., Bae, C. R., Jeong, H., Ko, M.-H., Kang, Y.-K., & Pyun, S.-B. (2023). Clinical efficacy of overground powered exoskeleton for gait training in patients with subacute stroke: A randomized controlled pilot trial. *Medicine*, *102*(4), e32761. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000032761>

Anexos

Anexo 1 – Ficha de Caracterização da Amostra

FICHA DE SELEÇÃO DE AMOSTRA PARA ESTUDO DE MESTRADO

Avaliação

	Nome: _____ Nº Processo: _____ Data: _____
	Idade: _____ Diagnóstico: _____ Deficiência: _____
	Data da lesão: _____ Regime de Tratamento: _____ Fisioterapeuta: _____
	Admissão: _____ Piso: _____ Médico: _____

A preencher pelo FT do Utente


	Sim	Não	Transferências/Funcionalidade
Idade entre 18 e 70 anos	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<div style="border: 1px solid black; height: 70px;"></div>
Condição cardíaca estável	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Força muscular de M. Infs > grau 3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Capacidade de marcha (FAC ≥ 3)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Observações: _____			Marcha
Escalas: Berg _____ FAC _____ TUG _____ 10mt _____ 6mn _____			<div style="border: 1px solid black; height: 90px;"></div>

Critérios de exclusão:

- Peso corporal superior a 100 kg;
- Altura inferior a 1,50 m ou superior a 1,90 m;
- Diagnóstico de lesões ou alterações músculo-esqueléticas;
- Lesões cutâneas;
- Diagnóstico de outras alterações neurológicas ou histórico prévio de AVC;
- Alterações cognitivas;
- Alterações de sensibilidade nos membros inferiores.

	Sim	Não	
Após avaliação, candidato ao Estudo?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Se não, porquê? _____
Fisioterapeuta _____			

FICHA DE REGISTO DE AVALIAÇÃO DO PARTICIPANTE

	Nome: _____ Nº Processo: _____ Data: _____
	Idade: _____ Diagnóstico: _____ Deficiência: _____
	Data da lesão: _____ Regime de Tratamento: _____ Fisioterapeuta: _____
	Admissão: _____ Piso: _____ Médico: _____

Registo do Timed Up and Go (TUG)

Instruções: Pedir ao utente para se levantar de uma cadeira, andar 3 metros, voltar para trás e sentar-se de novo. O tempo é contabilizado desde que o utente começa a levantar-se até se sentar novamente.

Tempo total (segundos):

Observações:

Registo do Teste dos 10 Metros de Marcha (TM10M)

Instruções: O teste é realizado num percurso de 10 metros em linha reta, tendo como objetivo avaliar a velocidade de marcha do indivíduo. Deve ser registado se utiliza ou não auxiliar de marcha. Antes da aplicação, efetua-se uma demonstração prática. O teste é realizado à velocidade confortável, com três repetições por condição, calculando-se o valor médio. A velocidade é obtida dividindo a distância (10 m) pelo tempo de execução em segundos (m/s).

Tempo total (segundos):

Velocidade (m/s):

Observações:

Registo do Teste dos 6 Minutos de Marcha (TM6M)

Instruções: O teste mede a distância total percorrida em 6 minutos. Caso o indivíduo utilize habitualmente um auxiliar de marcha, deve usá-lo durante o teste. O percurso deve ter 10 metros de comprimento, devidamente marcado a cada metro e com sinalização nos pontos de viragem. No final, regista-se o número total de voltas e a distância adicional percorrida na última volta, calculando-se a distância total (em metros), arredondada ao metro mais próximo. Deve registar a existência de paragens e o tempo.

Distância percorrida (m):

Observações:

Registo da Escala G.A.I.T.

Instruções: Deve ser efetuada a filmagem da marcha do participante em pelo menos quatro planos (anterior, posterior e laterais). A análise é feita observando 31 itens distribuídos pelas fases de apoio, oscilante, simetria e postura, atribuindo-se uma pontuação de 0 a 62 pontos (0 = marcha normal). Deve observar e pontuar cada item de acordo com o desempenho observado no vídeo, seguindo as instruções originais da escala e registar a pontuação total.

Pontuação total (0–62):

Observações:

Registo da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

Instruções: Avalia o equilíbrio funcional através de 14 tarefas que envolvem transferência de peso, alcance, rotação e manutenção de posturas. Cada item é pontuado de 0 (incapaz) a 4 (independente), com pontuação total entre 0 e 56 pontos (valores mais altos indicam melhor equilíbrio).

Pontuação total (0–56):

Observações:

Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido

O efeito da intervenção com EKSOTM GT® em conjunto com fisioterapia convencional na marcha e no controlo postural em indivíduos em fase subaguda após Acidente Vascular Cerebral.

Quem é o responsável pelo estudo?

O meu nome é Gonçalo Daniel da Paz Duarte, sou fisioterapeuta no Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão e estou a realizar um estudo no âmbito do Mestrado em Fisioterapia, da Escola Superior de Saúde do Alcoitão, que foi aprovado pela Comissão de Ética do Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão.

Quais os objetivos do estudo?

Este estudo pretende analisar o efeito na marcha da intervenção do EKSOTM GT® (dispositivo robótico utilizado para realizar treino de marcha), em conjunto com fisioterapia convencional, em pessoas com sequela de AVC. Com os resultados deste estudo pretendemos ajudar no desenvolvimento de protocolos de reabilitação mais eficazes, ajustando as sessões às necessidades específicas dos utentes.

Em que consiste a participação no estudo?

O estudo consiste na recolha de dados clínicos com um conjunto de testes de marcha e num protocolo de intervenção. Será realizada uma intervenção de fisioterapia convencional de 90 minutos, seguida de um período de repouso de pelo menos 60 minutos. Seguidamente, será realizada a intervenção com o EKSOTM GT®, de 45 minutos. Ambas as intervenções serão realizadas 5 vezes por semana, num período de 4 semanas. Será feita uma avaliação das características da marcha antes de iniciar o protocolo e no final das 4 semanas de intervenção. Todo o protocolo será realizado no Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão.

Quais os riscos e benefícios que o estudo tem?

Os riscos do estudo podem ocorrer pela aplicação de técnicas de fisioterapia e de EKSOTM GT®, nomeadamente risco de lesão músculo-esquelética decorrente de algum exercício ou risco de queda durante a realização de marcha. Também poderá existir algum desconforto ou ansiedade pela realização de filmagens. Se verificar algum efeito adverso, deverá manifestar-se. Os

benefícios poderão envolver a melhoria na sua marcha relacionados com uma intervenção intensiva. O estudo não terá custos nem recompensas monetárias.

Quais os direitos?

A participação no estudo é voluntária, tendo o direito de recusar a participar. Caso aceite poderá desistir a qualquer momento, sem necessidade de justificar a sua decisão. A sua eventual desistência não lhe trará qualquer penalização.

Como é que os dados recolhidos serão usados?

A recolha de dados será realizada por mim e será confidencial e anónima, com a utilização de códigos para identificar os participantes sem revelar a sua identidade real e as filmagens serão editadas de forma a desfocar os rostos. Os dados serão armazenados de forma segura, com acesso restrito a mim e serão mantidos por um período máximo de 5 anos após o término da investigação e depois serão destruídos. Os resultados poderão ser publicados em revistas científicas ou apresentados em congressos e conferências, garantindo o anonimato.

Como poderei entrar em contacto com o investigador?

Gostaria de expressar o meu agradecimento por participar neste estudo. Caso pretenda obter mais informações, incluindo os resultados, poderá contactar-me através do email: goncalo.duarte@scml.pt.

Declaração do Investigador

Confirmando que expliquei ao participante de forma clara e inteligível os procedimentos necessários do estudo. Respondo a todas as questões e assegurei-me de que houve um período de reflexão suficiente para a tomada da decisão do participante no estudo.

Data: __/__/__

Assinatura: _____

Declaração do Participante

Eu, abaixo-assinado _____:

Li e compreendi o conteúdo deste documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pelo investigador.

Declaro que tive tempo para refletir sobre a minha decisão de participar neste estudo.

Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências.

Declaro que aceito participar neste estudo e que tomo a minha decisão de forma livre e esclarecida e que permito a utilização dos meus dados para esta investigação, com as garantias de confidencialidade e anonimato que me foram dadas pelo investigador.

Data: __/__/__

Assinatura: _____

Declaração para realização de fotografias/vídeo por parte do Participante

Permito a execução de fotografias/vídeos e autorizo que sejam exibidos em palestras, congressos, jornadas, eventos médicos-científicos e em atividades pedagógicas na Escola Superior de Saúde do Alcoitão, desde que seja preservado o anonimato.

Data: __/__/__

Assinatura: _____

Preparação para o Registo de Posturografia

Set-up

- O espaço onde se realizará a avaliação deverá ser sempre o mesmo e deverá ser um local tranquilo, sem distrações ou ruído visual e ter uma iluminação adequada para garantir uma visão clara e bem iluminada do sujeito.
- Escolher um espaço nivelado com pelo menos 3 metros de comprimento e posicionar a plataforma ajustando os seus pés de forma a estabilizá-la.
- Colocar o alvo a uma distância de 2 metros do local em que a plataforma ficará colocada e a uma altura sensivelmente dos olhos do utente.
- Garantir que a plataforma de forças e o computador têm a bateria carregada.
- Preparar e sincronizar o computador com a plataforma e iniciar o software *OpenSignals*.
- O utente deve usar calções ou calças que possam ser enroladas até o terço inferior da coxa. É aconselhável usar roupa justa, não folgada ou grande.

Software *OpenSignals*

1. Iniciar gravação (círculo vermelho)
2. Selecionar o add-on da Plataforma
3. Tare (tarar a plataforma)
4. Start plot (opcional)
5. Aguardar o início do gráfico
6. Sujeito sobe para a plataforma
7. Esperar que estabilize a posição/equilíbrio
8. Iniciar contagem de tempo num cronómetro. Contar os segundos pretendidos mais 5 segundos (Exº. 30 + 5 = 35 segundos)
9. Parar a gravação no final do tempo pretendido (quadrado preto)
10. Sujeito sai da plataforma
11. Gravar o ficheiro em formato .txt
12. Verificar o tamanho do ficheiro gravado

Anexo 4 – Ficha de Registo do DRMM

FORM 1: PATIENT EVALUATION			Date: _____		
Patient Name: _____			Patient ID: _____		
_____ Height: _____ Weight: _____			Diagnosis: _____ Onset Date: _____		
Medical History:					
ROM					
	Left	Right			
Shoulder Extension					
Elbow Extension					
Wrist Extension					
Hip Flexion					
Hip Extension					
Knee Flexion					
Knee Extension					
Ankle Plantar Flex					
Ankle DF w/ Knee Ext					
Knee Flex to Achieve 0° DF					
ROM COMMENTS:					
STRENGTH					
	Left	Right			
Shoulder Flexion					
Shoulder Extension					
Elbow Flexion					
Elbow Extension					
Wrist Extension					
Gross Grip Strength					
UE STRENGTH COMMENTS:					
Hip Flexion					
Hip Extension					
Hip Abduction					
Knee Extension					
Knee Flexion					
Ankle Dorsiflexion					
Ankle Plantar Flexion					
COMMENTS:					
SPASTICITY					
	Left	Right			
Elbow Flexors/Extensors					
Wrist Flexors/Extensors					
Hip Flexors/Extensors					
Hip Adductors					
Knee Flexors/Extensors					
Ankle Plantar Flexors					
Ankle Invertors					
Other _____					
SPASTICITY COMMENTS:					
Upper Motor Neuron Lesion: <input type="checkbox"/> YES <input type="checkbox"/> NO - Concerns:			Skin Intact: <input type="checkbox"/> YES <input type="checkbox"/> NO - Concerns:		
Functional Electrical Stimulation trial: <input type="checkbox"/> YES <input type="checkbox"/> NO			Cognitive Function Assessment:		
Muscles Stimulated:					
o Use Ekso: <input type="checkbox"/> YES <input type="checkbox"/>			Candidate to use FES: <input type="checkbox"/> YES <input type="checkbox"/>		

105191B



FORM 2: EKSO SIZING LOG						Date: _____			
Patient Name: _____						Patient ID: _____			
SUPINE		SUPINE				SITTING			
Hip Width – A Lying Down		Upper Leg – B Buttocks to Top of the Flexed Knee				Lower Leg – C Bottom of Shoe to Top of Flexed Knee			
PATIENT MEASUREMENT	EKSO VALUE	PATIENT MEASUREMENT		EKSO VALUE		PATIENT MEASUREMENT		EKSO VALUE	
		LEFT	RIGHT	LEFT	RIGHT	LEFT	RIGHT	LEFT	RIGHT
HIP ABDUCTION		EKSO VALUE SET		EKSO VALUE SET		EKSO VALUE SET			
<p> If a patient has an upper leg length discrepancy greater than a half-inch (>0.5" / >1.3cm) or a lower leg discrepancy greater than three-quarters of an inch (>.75" / >1.90cm), Ekso use is not recommended and the patient should fail screening. An upper leg length discrepancy of a half-inch (≤0.5" / ≤1.3cm) or less may be accommodated by averaging the Ekso values of the right and left upper leg (e.g., if the right upper leg Ekso value is 25 and the left upper leg Ekso value is 29; the upper leg value may be averaged to 27).</p> <p>A lower leg length discrepancy of three-quarters of an inch (≤0.75" / ≤1.90cm) or less can be accommodated with a shoe lift, if deemed appropriate by the physical therapist.</p> <p>Regardless of patient leg length discrepancies, the Ekso must be set to the same settings on each leg to operate and balance correctly.</p> <p>Be aware that the Ekso values provided in Form 3 are recommended starting points and may need to be adjusted based on visual assessments after donning the device.</p>									

Ankle Stiffness Recommendations (only use as a guide):

Stiffness	1	2	3	4
	Strong/Normal ankle strength	Fair/Good plantarflexion strength and weight under 130 lbs (60 kg)	Fair plantarflexion strength and weight 130-180 lbs (60-80 kg)	Poor/Fair plantarflexion strength and weight 180-220 lbs (80-100 kg)
			Absent plantarflexion strength and weight under 140 lbs (64 kg)	Absent plantarflexion strength and weight over 140 lbs (64 kg)
Patient Types	Normal Leg Unaffected Side	Partial strength and low body weight	Partial strength and higher body weight or no strength and low body weight	Limited or No strength and heavier patient
LEFT ANKLE STIFFNESS SETTING			RIGHT ANKLE STIFFNESS SETTING	



FORM 3: EKSO SIZING CONVERSION CHART (Metric System)

Hip Width - A						Upper Leg - B				Lower Leg - C			
PATIENT MEAS.	EKSO VALUE	HIP ABD	PATIENT MEAS.	EKSO VALUE	HIP ABD	PATIENT MEAS.	EKSO VALUE	PATIENT MEAS.	EKSO VALUE	PATIENT MEAS.	EKSO VALUE	PATIENT MEAS.	EKSO VALUE
<35.8	0	2 to 1	40.8	10	0 to -1 *Est.	51	0	56.4	21	48.0	0	55.8	24
35.8	0		41	11		51.2	1	56.6	22	48.2	0	56.0	25
36	1	41.2	11	51.4		2	56.8	23	48.4	1	56.2	26	
36.2	1	41.4	11	51.6		2	57	23	48.6	1	56.4	26	
36.4	2	41.6	12	51.8		3	57.2	24	48.8	2	56.6	27	
36.6	2	*Est.	41.8	12		52	4	57.4	25	49.0	2	56.8	28
36.8	2	1 to 0 *Est.	42	13		52.2	5	57.6	26	49.2	3	57.0	28
37	3		42.2	13		52.4	6	57.8	26	49.4	3	57.2	29
37.2	3		42.4	13		52.6	6	58	27	49.6	4	57.4	30
37.4	4		42.6	14		52.8	7	58.2	28	49.8	5	57.6	30
37.6	4		42.8	14	53	8	58.4	29	50.0	5	57.8	31	
37.8	4		43	15	53.2	9	58.6	30	50.2	6	58.0	32	
38	5		43.2	15	53.4	9	58.8	30	50.4	7	58.2	32	
38.2	5		43.4	15	53.6	10	59	31	50.6	7	58.4	33	
38.4	6		43.6	16	53.8	11	59.2	32	50.8	8	58.6	34	
38.6	6		43.8	16	54	12	59.4	33	51.0	9	58.8	34	
38.8	6	44	17	54.2	12	59.6	33	51.2	9	59.0	35		
39	7	44.2	17	54.4	13	59.8	34	51.4	10	59.2	36		
39.2	7	*Est.	44.4	17	54.6	14	60	35	51.6	10	59.4	36	
39.4	8	-1 to -2 *Est.	44.6	18	54.8	15	60.2	36	51.8	11	59.6	37	
39.6	8		44.8	18	55	16	60.4	36	52.0	12	59.8	38	
39.8	8		45	19	55.2	16	60.6	37	52.2	12	60.0	38	
40	9		45.2	19	55.4	17	60.8	38	52.4	13	60.2	39	
40.2	9		45.4	19	55.6	18	61	39	52.6	14	60.4	40	
40.4	10		45.6	20	55.8	19	61.2	40	52.8	14	60.6	41	
40.6	10		-1 to -2 *Est.			56	19	61.4	40	53.0	15	60.8	41
				56.2	20	53.2	16	61.0	42	53.4	16	61.2	43
						53.4	16	61.4	43	53.6	17	61.4	43
						53.8	18	61.6	44	53.8	18	61.6	44
					54.0	18	61.8	45	54.0	18	61.8	45	
					54.2	19	62.0	45	54.2	19	62.0	45	
					54.4	20	62.2	46	54.4	20	62.2	46	
					54.6	20	62.4	47	54.6	20	62.4	47	
					54.8	21	62.6	48	54.8	21	62.6	48	
					55.0	22	62.8	48	55.0	22	62.8	48	
				55.2	22	63.0	49	55.2	22	63.0	49		
				55.4	23	63.2	50	55.4	23	63.2	50		
				55.6	24	63.4	50	55.6	24	63.4	50		

(* Ideal width between feet when walking is ~ 1 inch)



FORM 4: PATIENT SCREENING		Date: _____				
Patient Name: _____		Patient ID: _____		Physical Therapist Name: _____		
*For any item that results in a "NO" answer, indicate a plan of action for determining patient appropriateness for continuing with session.						
SCREENING QUESTIONS		YES	NO	COMMENTS	PLAN*	INITIALS
ROM: Hip	Does patient have sufficient ROM of both hips? (5 degrees of extension; 110 degrees of flexion)					
ROM: Knee	Does patient have sufficient ROM of both knees? (Full extension to 110 degrees of flexion)					
ROM: Ankle	Does patient have sufficient ROM of both ankles? (0 degrees of DF to 25 degrees of PF)					
ROM: Shoulder	Does patient have sufficient ROM of both shoulders? (50 degrees of shoulder extension)					
Measurement	Do the patient's skeletal length and width measurements fit within the guidelines/limitations of the Sizing Chart?					
	Are the legs symmetrical?					
	Does the patient weigh 220 lbs (100 kilograms) or less?					
Strength	Does patient have sufficient UE strength to safely use assistive device(s) and the Crutch interface?					
FES	Does patient have sufficient response to Functional Electrical Stimulation (FES) to warrant FES use with Ekso					
Spasticity	Does patient have Modified Ashworth Scale (MAS) scores of less than three (3) in both lower extremities?					
Mobility Skills	Is patient independent with static sitting balance?					
Medical	Is patient free of any skin integrity (past/present) that may interfere with wearing Ekso?					
	Is patient free of any other medical concerns that may prevent standing/walking? (Examples: orthostatic hypotension in standing, autonomic dysreflexia, LE fracture risk, high blood pressure)					
	Is patient medically a candidate for walking in other devices?					
Communication	Can patient safely follow directions and clearly express pain?					
IS IT SAFE AND APPROPRIATE TO PROCEED WITH AN EKSO TRIAL?						
If so, select initial Ankle Stiffness, Swing and Stance, and Stand and Sit Programs (Circle)		Stiffness - Left: 1, 2, 3, 4 Stiffness - Right: 1, 2, 3, 4	Left - Swing Assist: Max / Adapt / Fixed Right - Swing Assist: Max / Adapt / Fixed	Left - Stance Support: Full / Flex Right - Stance Support: Full / Flex	Sit-to-Stand: Auto Lean / Manual Lean	Sit: Normal Lean / Minimum Lean

105191B



FORM 5: CLINICAL DATA COLLECTION		Date: _____									
Patient Name/ID: _____		Age: _____		Type of Injury: _____		DOI: _____					
Session Dates:											
EKSO SETUP											
(W) Hip Width Value	(A) Hip Abduction Value	W	A	W	A	W	A	W	A	W	A
(U) Upper Leg	(L) Lower Leg	U	L	U	L	U	L	U	L	U	L
Right Ankle Settings		S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
Left Ankle Settings		S	D	S	D	S	D	S	D	S	D
-3,-2,-1,0,1,2]											
(A) Abduction Free	(Y/N)	R	A	R	A	R	A	R	A	R	A
Torso / Hip / Tibial Shims / Pads											
Foot Binding Pad / Shoe Lift		(L) Left/(R) Right									
Crutch / Rolling Walker / Cane Height Settings											
Arm Sling Used		(Y/N)									
SETTINGS - SOFTWARE											
(L) Step Length	(H) Step Height	L	H	L	H	L	H	L	H	L	H
(SW) Swing Time	(ST) Stand Time	SW	ST	SW	ST	SW	ST	SW	ST	SW	ST
(K) Knee Flex	(H) Hip Flex	K	H	K	H	K	H	K	H	K	H
Relative Walk Angle											
(F) Forward Target	(L) Lateral Target	F	L	F	L	F	L	F	L	F	L
OPTIONS - SOFTWARE *Default Settings											
Stand	(Auto Lean*/Manual Lean)										
Sit	(Normal Lean*/Minimal Lean)										
Step Initiation	(First*/Pro/Pro+)										
Train	(Forward/Lateral/Both/Off*)										
ASSISTANCE - SOFTWARE *Default Settings											
Asst Mode	(Bilat*/R. AFF/L. AFF/2Free)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Affected Swing Assist	(Max/Adapt*/Fixed/100-0)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Free Swing Assist	(Hi/Lo Ast/Neutr*/Lo/Hi Res)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Affected Stance Support	(Full*/Flex)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Free Stance Support	(VH/High*/Med/Low)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Swing Complete	(Fast*/Medium/Slow)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Heel Strike (HS) Beep	(Off*/On)	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
PREGAIT SELECTIONS *Default Settings											
Squats (45°/65°/90°)	Stance Support (VH/H*/M/L)										
Step in Place (Y/N)	Stance Support (VH/H*/M/L)										
DATA RECORDED											
Walk Time											
Up Time											
Total Steps											
ASSISTANCE FEEDBACK		(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)	(5 OR 60 STEP)
Swing Assist	(L) Left/(R) Right	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Min Assist	(L) Left/(R) Right	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Path Assist	(L) Left/(R) Right	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Stance Support (Flex) - Hip											
Stance Support (Flex) - Knee											
Comments/Vitals:											



Anexo 5 – Ilustrações dos Procedimentos Experimentais



Figura A1 – Recolha de dados para a G.A.I.T.

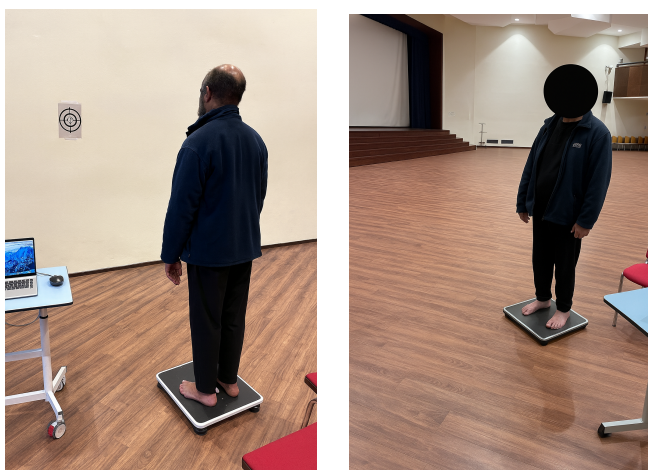


Figura A2 – Recolha de dados de posturografia com a *Biosignalsplux Force Platform*



Figura A3 – Intervenção com o Dispositivo Robótico Motorizado Móvel