

Efetividade da interface MES_s-FES_s na dorsiflexão de tornozelo após AVC por cavernoma: estudo de caso

MES_s-FES_s interface effectivity in ankle dorsiflexion after stroke type cavernoma: a case report

Eficacia de la interfaz MES_s-FES_s en la dorsiflexión del tobillo después de un accidente cerebrovascular por cavernoma: estudio de un caso

Nathalia Fontana Pereira¹, Eduarda Campanini Alvares²,
Fernando Pinto Guedes³, Daniel Prado Campos⁴,
Roger Burgo de Souza⁵, Eddy Krueger⁶

1.Especialista (residência) em Fisioterapia Neurofuncional Adulto e Neurociências. Departamento de Fisioterapia, Laboratório de Engenharia Neural e de Reabilitação (LENeR), Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0001-7970-258X>

2.Especialista (residência) em Fisioterapia Neurofuncional Adulto. Departamento de Fisioterapia, Laboratório de Engenharia Neural e de Reabilitação (LENeR), Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0002-4507-9117>

3.Doutor em Ciências da Reabilitação, Universidade Norte do Paraná (UNOPAR), Londrina-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0002-1723-6373>

4.Doutor em Engenharia Biomédica. Coordenação de Engenharia de Computação (COENC), Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0001-6233-6077>

5.Mestre em Ciências da Saúde. Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0002-4936-3801>

6.Doutor em Engenharia Biomédica. Departamento de Anatomia, Laboratório de Engenharia Neural e de Reabilitação (LENeR), Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina-PR, Brasil. Orcid: <https://orcid.org/0000-0003-3890-1595>

Resumo

Introdução. O sangramento causado pelo cavernoma pode levar a déficits focais, afetando a articulação do tornozelo, dificultando a dorsiflexão, atividades funcionais decorrentes deste movimento e o desenvolvimento da marcha. A plataforma baropodométrica permite a visualização de variáveis oriundas do tornozelo. **Objetivo.** Verificar a efetividade da interface MES_s-FES_s associada a exercícios de reabilitação neurofuncional sobre a dorsiflexão de tornozelo e execução da marcha em um indivíduo após sangramento intraparenquimatoso por cavernoma. **Método.** Estudo de caso com uma participante avaliada por meio da (i) escala modificada de Ashworth, (ii) goniometria, (iii) eletromiografia de superfície (os dados foram normalizados) e (iv) baropodometria estática e dinâmica. A intervenção foi realizada em 6 sessões com duração de 30 minutos, onde a interface MES_s-FES_s era associada a exercícios de reabilitação. **Resultados.** O músculo tibial anterior não obteve aumento no seu valor eficaz (EMG_{RMS}), porém, o músculo gastrocnêmio medial apresentou uma redução no EMG_{RMS} de 55% durante a marcha, levando a um aumento de 30% da ADM, na baropodometria detectou-se maior simetria nas respostas plantares durante o ortostatismo, durante a marcha houve melhora no posicionamento do calcanhar, durante o contato inicial, e aplainamento do pé com subsequente maior tempo de apoio no membro acometido. Adicionalmente, foi observado melhora na mobilidade de tornozelo. **Conclusão.** A associação da interface MES_s-FES_s com exercícios de reabilitação mostrou ser efetiva como instrumento de auxílio no tratamento de sequelas de paresia do tornozelo. Sendo uma ferramenta viável e segura para inserção no ambiente clínico.

Unitermos. Interface Usuário-Computador; Plasticidade Neuronal; Fisioterapia; Articulação do tornozelo; Análise da marcha; Eletromiografia

Abstract

Introduction. Stroke-type cavernoma can lead to a movement focal deficit, affecting the ankle joint, making dorsiflexion difficult, functional activities resulting from this movement and the development of gait. Baropodometry allows the visualization in these deficits.

Objective. To verify the adaptation of the MES_s-FES_s interface after neurofunctional rehabilitation and gait performance in a subject with stroke-type cavernoma. **Method.** The assessment was with (i) modified Ashworth scale, (ii) range of movement (ROM), (iii) surface electromyography (data were normalized), and (iv) baropodometry. The intervention was carried out in 6 sessions lasting 30 minutes, with MES_s-FES_s interface associated with rehabilitation exercises. **Results.** The tibialis anterior muscle did not have its effective value (EMG_{RMS}) however, the medial gastrocnemius muscle presented a EMG_{RMS} decrease of 55% during the gait, performing a ROM increase of 30%. An increase in baropodometry was detected during the plantar orthostatism, during gait there was an improvement in heel positioning, during the initial contact, and the flattening of the foot with the longest support time on the affected limb. Additionally, improvement in desired mobility was observed. **Conclusion.** The association of MES_s-FES_s interface and rehabilitation exercises help in the treatment of participant sequelae. Being a viable and safe tool for insertion in the clinical environment.

Keywords. User-Computer Interface; Neuronal Plasticity; Physiotherapy; Ankle joint; Gait analysis; Electromyography

Resumen

Introducción. El sangrado causado por el cavernoma puede conducir a déficits focales, afectando la articulación del tobillo, dificultando la dorsiflexión, las actividades funcionales derivadas de este movimiento y el desarrollo de la marcha. La plataforma baropodométrica permite la visualización de las variables provenientes del tobillo. **Objetivo.** Verificar la efectividad de la interfase MES_s-FES_s asociada a ejercicios de rehabilitación neurofuncional en la dorsiflexión del tobillo y en la ejecución de la marcha en un individuo que tuvo una hemorragia intraparenquimatosa por cavernoma. **Método.** Estudio de caso con evaluación da participante mediante (i) escala de Ashworth modificada, (ii) goniometría, (iii) electromiografía y (iv) baropodometría estática y dinámica. La intervención consistió en 6 sesiones de 30 minutos de duración, donde se asoció la interfase MES_s-FES_s con ejercicios de rehabilitación. **Resultados.** El músculo tibial anterior no obtuvo un aumento en su valor eficaz (EMG_{RMS}), sin embargo, el músculo gastrocnemio medial presentó una disminución en la electromiografía de 55% durante la marcha, lo que llevó a un aumento del 30% de la ADM, en la baropodometría se destacó una mayor simetría en las respuestas plantares durante la bipedestación, durante la marcha hubo un mejor posicionamiento del talón durante el contacto inicial, y aplanamiento del pie con subsecuente mayor tiempo de apoyo en la extremidad afectada. Además, se observó una mejora en la movilidad del tobillo. **Conclusión.** La asociación de la interfaz MES_s-FES_s con ejercicios de rehabilitación demostró ser eficaz como herramienta de ayuda en el tratamiento de las secuelas de paresia del tobillo, para el presente estudio de caso. Siendo una herramienta viable y segura para su inserción en el entorno clínico.

Palabras clave: Interfaz usuario-computadora; Plasticidad neuronal; Fisioterapia; Articulación del tobillo; Análisis de la marcha; Electromiografía

Trabalho realizado na Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina-PR, Brasil.

Conflito de interesse: não

Recebido em: 11/03/2022

Aceito em: 09/06/2022

Endereço para correspondência: Eddy Krueger. Rodovia Celso Garcia Cid, PR-445, Km 380. Campus Universitário, Departamento de Anatomia. Londrina-PR, Brasil. CEP 86057-970. Caixa postal 10.011. Email: ekrueger@uel.br

INTRODUÇÃO

Cavernomas cerebrais trata-se de malformações nos vasos sanguíneos. Consistem em vasos de paredes finas,

constituídos por uma camada de fibras colágenas revestida por células endoteliais espaçadas, formando “cavernas”, ausente de fibras musculares lisas e lâmina elástica. São encontradas em 0,15%-0,44% da população¹, podem ocorrer de forma espontânea, ou de forma familiar, causado por uma mutação do gene CCM1, CCM2 ou CCM3, responsáveis por proteínas encarregadas da manutenção da integridade juncional entre células endoteliais vasculares, prejudicando assim a função do complexo, enfraquecendo essas junções celulares e aumentando a permeabilidade das paredes dos vasos sanguíneos^{2,3}. As células que revestem essas cavernas podem liberar pequenas quantidades de sangue para o tecido cerebral circundante, sendo as manifestações clínicas mais comuns do cavernoma (i) convulsões, seguida de (ii) hemorragia intracraniana com déficits neurológicos focais. Uma fração significativa dos casos não apresenta sintomas e são descobertos acidentalmente. A hemorragia intracraniana com sintomas focais é a complicação mais temida do cavernoma², possui aspecto heterogêneo devido a presença de cavernas capilares com hemoglobina em diferentes estágios de degradação, geralmente um núcleo central de sangue, envolto de um halo de hemossiderina³.

O sangramento causado pelo cavernoma pode alterar a capacidade funcional do músculo, assim como a amplitude de movimento (ADM) da articulação do tornozelo, influenciando diretamente na execução da marcha e na manutenção da postura, variantes que podem

ser analisadas por meio da eletromiografia de superfície (EMG_s)⁴. O uso associado da baropodometria permite a quantificação de indicadores de cargas plantares permitindo o monitoramento da função dos pés em condições estáticas e dinâmicas, sendo uma ferramenta útil para a análise do comportamento plantar no solo⁵. A reabilitação com objetivo de reduzir essas sequelas resultam em melhora dos parâmetros posturográficos⁶ e de execução da marcha. Avanços na técnica de estimulação elétrica para recuperação motora vem sendo desenvolvidas, dentre elas, o uso da interface do sinal mioelétrico (obtido pela eletromiografia) e estimulação elétrica funcional (MES_s-FES_s)⁷ que por meio de pulsos elétricos ativam o aparelho neuromuscular gerando uma contração muscular assistida, possibilitando a realização de um movimento funcional e pode ser utilizada em conjunto com a reabilitação tradicional⁸. O uso da interface colabora para uma plasticidade sináptica, através de *neurofeedback* aferentes e eferentes na finalidade de recuperar as funções prejudicadas⁹. Por meio da percepção do movimento motor realizado e repetido no membro, reforçado através de uma interface, é produzido grande estímulo cortical, levando a uma reorganização neural e, conseqüentemente, a uma melhora da função motora, ocorrendo então o aprendizado do controle do movimento¹⁰.

Portanto, o objetivo do presente estudo de caso foi verificar se a interface MES_s-FES_s, associada a exercícios preparatórios para o treino de marcha, com ênfase na

dorsiflexão do tornozelo, são capazes de influenciar na análise baropodométrica de forma estática e dinâmica. Como hipótese, espera-se o aumento da ativação neuromuscular dos músculos dorsiflexores, além da redução da espasticidade de plantiflexores, de forma a influenciar diretamente na aproximação com uma marcha fisiológica.

MÉTODO

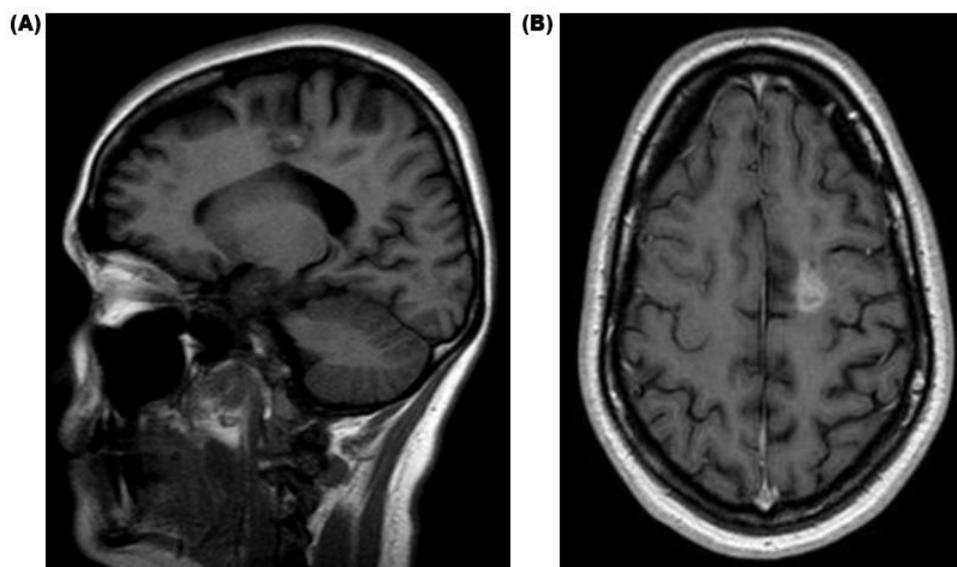
O estudo é parte integrante de um projeto maior, que intervém em diversos desfechos da população pós acidente vascular cerebral (AVC). Trata-se de um estudo de caso longitudinal, realizado pelo Laboratório de Engenharia Neural e de Reabilitação (LENeR), localizado no departamento de anatomia da Universidade Estadual de Londrina. Aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (nº 3.004.069).

ESTUDO DE CASO

A participante era caucasiana, do sexo feminino, de 30 anos, com diagnóstico de cavernoma localizado na transição entre os giros frontais superior, pré-central e giro do cíngulo à esquerda, fazendo uso de corticoide (Dexametasona®) e anticonvulsivante (Topiramato®). Apresentou um episódio de hemorragia intraparenquimatosa há três anos, após acidente automobilístico, quando recebeu o diagnóstico e após um

ano foi submetida a intervenção de radioterapia (sessão única). Dois anos após o primeiro episódio, teve recorrência de três episódios de hemorragia intraparenquimatosa, com intervalo de três meses. Como déficit, após o segundo e terceiro episódio apresentou hemiparesia à direita, com regressão parcial dos sintomas, porém, no último episódio (Figura 1) permaneceu com déficit de hemiparesia à direita, levando as seguintes alterações em hemicorpo direito: (i) alteração de tônus muscular, (ii) variação dos ajustes posturais, (iii) dificuldade na execução da motricidade (iv), redução da resistência muscular durante atividades, (v) alteração de sensibilidade e (vi) propriocepção.

Figura 1. Exame de Ressonância magnética evidenciando cavernoma de participante, localizado na região subcortical/cortical da transição entre os giros frontais superior, pré-central e do cíngulo à esquerda, no plano (A) sagital e (B) transversal.



Procedimentos de avaliação

As avaliações foram realizadas, por um avaliador cego, nos instantes antes da primeira intervenção (Pré) e após dois dias do término da última intervenção (Pós₆). Foram analisadas as variáveis relacionadas ao tônus muscular (i), amplitude de movimento (ii), atividade neuromuscular (iii) e pressão plantar (iv).

Tônus muscular e amplitude de movimento

Para classificar a resistência muscular decorrente do aumento do tônus foi utilizada a Escala de Ashworth Modificada (EAM), sendo pontuada de 0 a 4¹¹. A amplitude de movimento da dorsiflexão de tornozelo bilateral, foi avaliada com auxílio de goniômetro manual¹². A participante foi posicionada em sedestação na cadeira, membro inferior a 90° de flexão de quadril e joelho, e tornozelo em posição neutra apoiado no solo. Normalizando os valores pela articulação do tornozelo sadio, conforme mostra a equação:

$$ADM_{NORM} = \frac{ADM_{PARÉTICOx}}{ADM_{SADIO-PRÉ}} \cdot 100$$

Onde, (i) NORM é o valor normalizado (unidade em percentual (%)); (ii) x é o valor do instante Pré ou Pós₆.

Avaliação neuromuscular

Avaliação eletromiográfica foi realizada utilizando equipamento Bitalino[®], modelo MuscleBit. Foram utilizados quatro canais (eletrodos Ag/Ag-Cl da marca 3M[®]) com os

eletrodos posicionados sobre o terço proximal do (i) m. tibial anterior; do (ii) m. gastrocnêmio medial; (iii) um eletrodo de referência sobre a crista ilíaca ântero-superior. Previamente ao posicionamento, foi realizada a assepsia do local (com álcool 70% INMP) e tricotomia.

Os sinais foram amplificados 2.000x com frequência de amostragem de 1kHz, utilizando o programa OpenSignals[®]. Os sinais de EMG_s foram filtrados usando um filtro digital IIR Butterworth de 3^a ordem passa-banda (10-450 Hz) com filtro IIR rejeita-faixa na frequência fundamental da rede elétrica e nas suas harmônicas (60, 120, 180, 240, 300, 360 e 420Hz). Para o domínio temporal o descritor extraído foi o valor eficaz (EMG_{RMS}) por uma rotina customizada pelo programa Octave[®] (plataforma em código aberto).

Os dados foram normalizados pela contração voluntária isométrica máxima (CVIM) do m. tibial anterior do membro inferior não afetado, dado em porcentagem. O valor então era utilizado como controle para os valores encontrados para o membro inferior acometido. Para coleta da CVIM a participante permaneceu em sedestação em cadeira, membro inferior posicionado à 90° de flexão de quadril e joelho, e tornozelo em posição neutra com o pé no solo, sendo realizado uma resistência manual sobre a região dorsal do pé da participante impedindo movimento articular.

A participante foi instruída a realizar uma contração voluntária isométrica máxima do m. tibial anterior por 5

segundos, sendo desprezado 1,5 segundos do tempo inicial e final, avaliada a atividade muscular por 2 segundos. Foram realizadas duas avaliações, inicialmente a familiarização com o procedimento experimental e em seguida, após intervalo de um minuto de repouso, a avaliação final. Os sinais de EMG_{RMS} também foram coletados durante as avaliações de ortostatismo e marcha.

Baropodometria

O procedimento de baropodometria foi utilizado com intuito de levantar informações relacionadas ao equilíbrio postural, pressão plantar estática e dinâmica. Para tanto, utilizou-se a plataforma de pressão plantar BaroScan HS[®], composta por 4.096 sensores de pressão em uma superfície de 50cmx50cm. Para obtenção dos indicadores relacionados ao equilíbrio postural e pressão plantar estática, a participante foi posicionada em ortostatismo sobre a plataforma, mantendo os pés descalços, paralelos, alinhados na largura do quadril, por um período de 30 segundos, com 100 Hz como frequência de amostragem, sendo realizadas duas avaliações.

Foram extraídos os indicadores de (i) área de superfície plantar total (ii) distribuição das proporções da massa corporal e (iii) estabilometria. Esses indicadores foram dimensionados com intuito de verificar a interação da estrutura dos pés com o solo, distribuição do peso corporal dentro da base de suporte e equilíbrio postural, respectivamente^{5,13}. A área total da superfície plantar do

pé esquerdo e direito foi estabelecida pela soma da área de todos os sensores ativos durante a manutenção da postura ortostática, dimensionada em cm^2 . A distribuição das proporções da massa corporal foi estratificada em oito regiões, sendo o percentual da massa corporal da região: (i) região anterior do corpo; (ii) região posterior do corpo; (iii) no hemicorpo esquerdo; (iv) no hemicorpo direito; (v) na região anterior do hemicorpo esquerdo; (vi) na região anterior do hemicorpo direito; (vii) na região posterior do hemicorpo esquerdo; (viii) na região posterior do hemicorpo direito.

Indicadores relacionados ao equilíbrio postural foram obtidos por intermédio da avaliação estabilométrica. Foram calculados os seguintes indicadores: (i) deslocamento ântero-posterior do centro de pressão (COP); (ii) deslocamento médio-lateral do COP; (iii) área COP; (iv) velocidade média quadrática (AQWA).

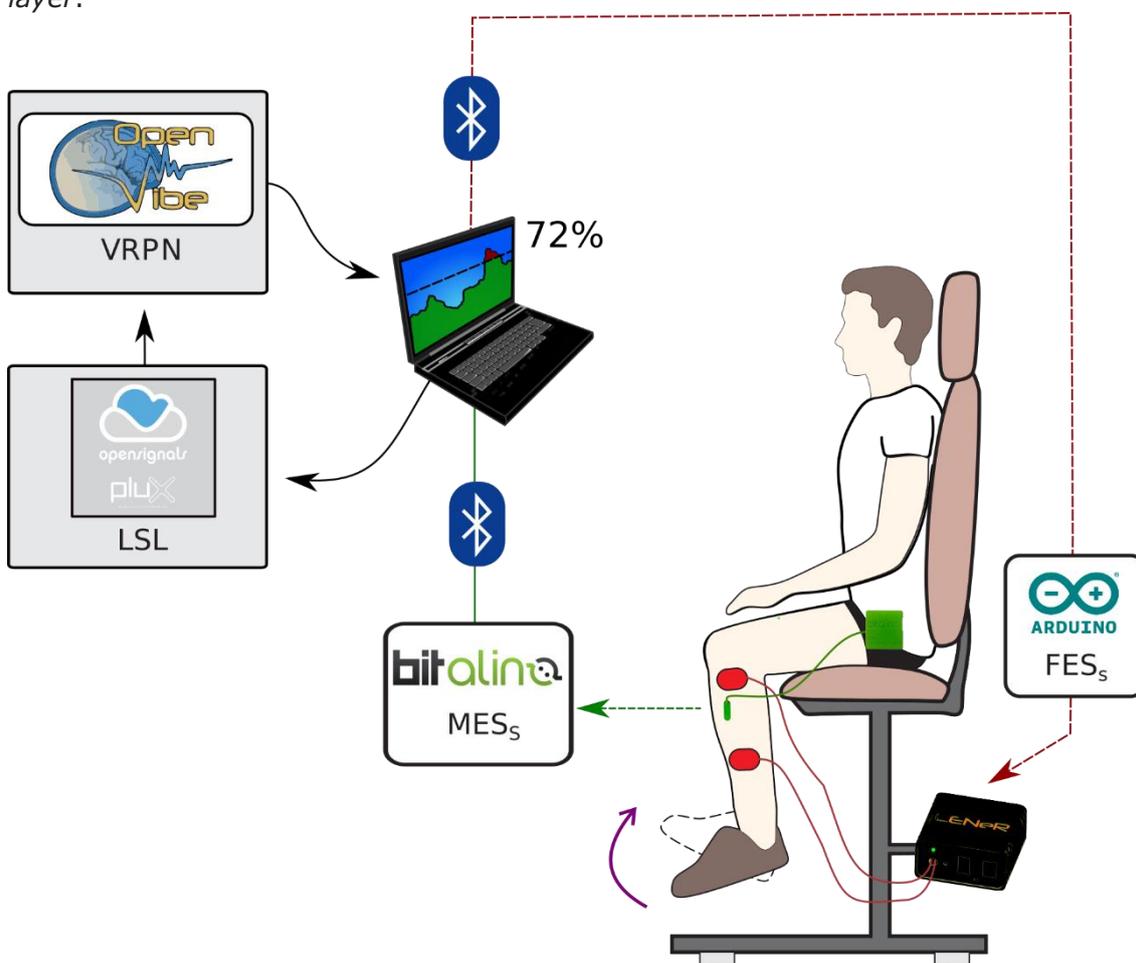
Os indicadores dinâmicos de pressão plantar foram captados durante a fase de apoio do ciclo da marcha, sendo dimensionados a (i) distribuição da pressão plantar durante a progressão da linha do COP durante a fase de apoio (ii) deslocamento do centro de pressão, (iii) picos de pressão e (iv) força. Para a captação a participante foi instruída a ficar em ortostatismo e caminhar por 3 metros, pisando sobre plataforma com um dos membros e retornando com o membro contralateral, o procedimento foi repetido por duas vezes. Devido a quantidade de imagens e buscando preservar a qualidade das mesmas, os laudos completos

durante o ortostatismo e marcha podem ser acessados em [Link - Laudos - BaroScan](#).

Interface MES_s-FES_s

A interface MES_s-FES_s é ilustrada na Figura 2. O sinal mioelétrico de superfície (MES_s) foi registrado, processado e analisado da mesma forma que descrito na seção Avaliação neuromuscular. O MES_s foi enviado do programa OpenSignals[®] por *lab streaming layer* ao programa Openvibe[®] (plataforma em código aberto).

Figura 2. Representação da aplicação da interface MES_s-FES_s. Quando o participante inicia o movimento de dorsiflexão do tornozelo e atinge 72% do valor MES_s normalizado previamente, ocorre a ativação da FES_s que auxilia na contração muscular. O *bluetooth* permite a transmissão do MES_s para o computador e o sinal do computador à FES_s. VRPN: *virtual-reality peripheral network*. LSL: *lab streaming layer*.



O equipamento de FES_s foi construído no LENeR para a ativação assistida da musculatura por meio da estimulação elétrica, seguindo os critérios estabelecidos no padrão IEC 60601-2-10¹⁴. Composto por um estimulador de comunicação sem fio, por meio da (i) plataforma de prototipagem Arduino® UNO; (ii) *Motor Shield* L293D *Driver* Ponte H; (iii) módulo *bluetooth* HC06; (iv) transformador com ganho de 20x; (v) formato de onda bifásico; (vi) regulador de tensão LM2596 conversor DC-DC *Step Down*; além de (vi) componentes gerais de eletrônica como potenciômetro multivolts, resistores, led, cabos, dentre outros.

Dois eletrodos de FES_s 5x9cm auto-adesivos, Valutrode® foram utilizados para amplificação do sinal. Posicionados sobre a porção proximal do m. tibial anterior, (Figura 2), no membro inferior acometido. A variação da intensidade foi realizada por modulação em amplitude. O pulso bifásico fixo foi gerado com parâmetros de 1kHz (200 µs fase positiva e 200 µs fase negativa) com rampas de frequência modulada de ocorrência dos pulsos variando entre 20 Hz e 40 Hz. A intensidade foi ajustada em nível submáximo, de acordo com o limiar sensorial da participante.

Previamente ao início da estimulação realizando a dorsiflexão de tornozelo, era realizada a normalização do sinal por meio do programa OpenVibe® (plataforma em código aberto), em três etapas. Na primeira etapa foi solicitado realização da contração do m. tibial anterior

realizando a dorsiflexão de forma ativa. Após três repetições, o sinal foi processado, sendo extraído apenas o descritor valor eficaz (RMS), onde a média das contrações foi computada. Como segunda etapa, o valor do MES_s das três contrações citadas acima foi normalizado conforme mostra a equação:

$$RMS_{NORM} = \frac{RMS_x - RMS_{repouso}}{RMS_{CVM} - RMS_{repouso}} \cdot 100$$

Onde o subscrito (i) NORM é o valor normalizado (unidade em percentual (%)); (ii) x é o valor instantâneo; (iii) repouso é o valor de repouso; (iv) CVM é o valor de contração voluntária máxima. Durante a terceira etapa, que consistia no treinamento, o participante era iniciado na intervenção, deveria realizar uma contração que alcançasse 72%¹⁵ do valor normalizado através da equação, para que a FES fosse ativada, com isso, o disparo da corrente reforçava a contração muscular. A FES_s era ativada por um período de três segundos, enquanto isso, a aquisição do MES_s era interrompida para evitar a interferência entre os dispositivos.

Intervenções

A participante foi submetida a seis sessões, com duração de trinta minutos¹⁶, frequência de três vezes por semana, por duas semanas. Foram realizados, junto a interface MES_s-FES_s, com o membro inferior parético ou

bilateralmente: (i) exercícios funcionais voltados para a normalização de tônus; (ii) exercícios de recrutamento do m. tibial anterior realizando a dorsiflexão de tornozelo; (iii) exercícios preparatórios para marcha. A interface MES_s-FES_s possibilita a modulação de sua intensidade de forma manual, de acordo com o desempenho do participante. Além disso, o participante também contava com recurso visual através do programa OpenVibe[®] (plataforma em código aberto) como forma de *feedback* visual da atividade durante sua realização, como ilustra a Figura 2.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tônus muscular e amplitude de movimento

Para a variante de tônus, a paciente manteve sua pontuação de 1 (um) na EAM, nos instantes Pré e Pós₆ intervenções, não indicou uma alteração sensível a esse teste. Em sua ADM foi possível verificar no membro acometido no período Pós₆ uma variação em 9° na amplitude do movimento, o que é correspondente a um aumento em 30% na ADM. Quando comparado ao membro não afetado, houve uma aproximação entre os valores máximos de amplitude, o que também se assemelha com a ADM considerada normal em indivíduos saudáveis para a articulação do tornozelo¹⁷. Resultado também notado pela participante, que relatou a sensação do tornozelo parético encontrar-se mais “solto” durante a marcha. A FES_s foi

capaz de estimular a propriocepção e melhorar a percepção do tornozelo.

Corroborando com nossos resultados, foi observada redução da espasticidade de plantiflexores frente à estimulação por intermédio da FES_S nos dorsiflexores¹⁸. Levantando a hipótese da ação indireta da estimulação no grupo antagonista, decorrente do aumento da capacidade dorsiflexora na normalização de tônus por meio do alongamento e melhora da motricidade, além de inibições a nível medular. Semelhanças metodológicas entre os estudos devem ser apontadas como: tempo de terapia e associação com exercícios fisioterapêuticos, no entanto, discrepância entre o número de sessões deve ser levada em consideração na análise dos resultados.

A modulação central por meio da estimulação periférica ocorre pela plasticidade induzida através das vias aferentes, as entradas somatossensoriais interagem com o córtex motor e desempenham um importante papel no aprendizado e controle desse sistema^{7,8}. A FES acima do limiar motor apresentado pelo paciente, aumenta a excitabilidade da via córtico espinal, ativando axônios sensoriais e recrutando a sinapse de motoneurônios⁷.

Contração voluntária isométrica máxima

O EMG_{RMS} do m. tibial anterior do membro acometido durante a CVIM não mostrou diferença. Isso evidencia que seis sessões não foram suficientes para gerar aumento do recrutamento muscular do m. tibial anterior suficiente para

o aumento da variável. Já na avaliação no m. gastrocnêmio medial afetado, apresentou uma alteração dos valores EMG_{RMS} de 29% pré, para 24% Pós₆. Durante a CVIM o uso da interface MES_S-FES_S possibilitou a ativação antidrômica do nervo fibular profundo o suficiente para inibir parte de ativação do músculo antagonista através da inibição recíproca¹⁹.

Foi notável através do *feedback* visual que no decorrer da intervenção a participante passou a ter maior domínio da contração muscular e controle em seu relaxamento. O *feedback* visual foi de grande importância durante a intervenção, pois além de mensurar a contração durante sua realização, funcionou como estímulo motivacional para que a participante conseguisse executar o movimento solicitado.

Ortostatismo

Assim como na CVIM, durante o ortostatismo estático, a média dos valores da variável de EMG_{RMS} do m. tibial anterior do membro inferior parético, permaneceu igual nos momentos Pré e Pós₆. Na análise da EMG_s para o m. gastrocnêmio medial durante o ortostatismo, foi constatado um aumento da ativação muscular no momento pós-intervenção de 19% da EMG_{RMS} Pré para 26% Pós₆. O m. gastrocnêmio medial é um importante músculo antigravitacional ativado durante a manutenção da postura ortostática²⁰. Devido a redução da hipertonia do m. gastrocnêmio medial no momento Pós₆, foi possível realizar

o recrutamento do músculo de maneira funcional, havendo maior ativação visível, mensurada também através da área de superfície plantar na baropodometria.

Pode-se observar por meio da área total de superfície plantar que no instante Pré a participante possuía maior área de superfície (92cm^2) no membro inferior não afetado, se comparado ao membro inferior parético (75cm^2), que corresponde a 55% e 45%, respectivamente. No instante Pós₆ a área de superfície plantar foi alterada, o membro inferior não afetado que possuía maior área de contato, apresentou área reduzida no momento Pós₆ (81cm^2). A área de superfície plantar no membro inferior parético permaneceu inalterada (76cm^2), no entanto, os valores se aproximaram no momento Pós₆: 52% no membro inferior não afetado e 48% no membro inferior parético.

A distribuição da proporção da massa corporal no plano ânteroposterior mostrou mais elevada carga plantar na região do retropé (70% no momento Pré; 73% no momento Pós₆), estudos prévios indicam que a proporção de distribuição da massa corporal está localizada entre 60 a 65% na região do retropé em indivíduos saudáveis²¹, sugerindo distribuição apropriada da massa corporal sobre a base de suporte.

Ao comparar o percentual de massa aplicada por cada membro inferior no solo no plano látero-lateral, no momento pré intervenção encontramos uma diferença de valores, sendo de 26% no membro inferior parético em comparação a 74% no membro inferior não afetado. Após a

intervenção os valores aproximaram-se, passando a ser de 49% no membro inferior parético e 51% no membro inferior não afetado.

A distribuição da massa corporal dividida em quatro pontos, antepé e retropé de forma bilateral, mostra que a participante apresentava maior distribuição de peso em região de calcanhar esquerdo (sendo 74% do peso aplicado nesta região e 59% à direita), sendo redistribuído durante o ortostatismo no membro inferior parético no momento Pós₆, reduzindo o apoio plantar na região de antepé, distribuindo o peso de maneira mais simétrica em ambos os calcanhares (72% à esquerda e 74% à direita), e conseqüentemente em ambos os pés.

Para que a participante obtivesse esse aumento de 15% do apoio plantar na região do retropé no membro parético, foi necessário que realizasse maior ativação da musculatura antigravitacional (m. gastrocnêmio medial)²⁰. Com a redução da atividade espástica do m. gastrocnêmio medial, como foi visto na análise da EMGs, a participante pôde contrair essa musculatura de maneira funcional, utilizando o controle adquirido para recrutar a musculatura, mantendo-a no posicionamento adequado. A melhora do controle da musculatura do membro inferior parético fez com que a participante descarregasse mais peso neste membro, não sobrecarregando o membro inferior contralateral. A redução da atividade espástica do m. gastrocnêmio medial deixou também de pressionar o

antepé no solo, facilitando a redução do apoio plantar nessa área.

Quanto ao COP, as oscilações ânteroposteriores atingiram amplitudes de 7,5mm anteriormente e -7,5mm posteriormente no momento pré. Na avaliação Pós₆, atingiu amplitudes consideravelmente menores, de 1mm anteriormente e -3mm posteriormente. Tanto no momento Pré quanto Pós₆, às oscilações foram predominantemente posteriores.

O deslocamento do Cop ânteroposterior é regulado pelos músculos plantiflexores e dorsiflexores do tornozelo²². A ação desses músculos no momento pré estava causando uma grande instabilidade postural, evidenciado pela elevada amplitude de oscilação nesse plano. No momento pós, a oscilação ântero-posterior foi cerca de 5 vezes menor, decorrente do efeito da intervenção na redução da atividade espástica do m. gastrocnêmio medial, tornando sua ativação mais eficiente e proporcionando melhor estabilização articular durante a manutenção do ortostatismo.

Quanto à atividade do membro inferior parético, durante a permanência em ortostatismo houve redução da oscilação do CoP, de 10mm no Pré para 2mm no Pós₆.

Em relação a velocidade média quadrática do CoP, indicador relacionado a velocidade de resposta neuromuscular das oscilações do centro de pressão, verificamos redução desse indicador no momento Pós₆,

velocidade de 4mm/s, no instante Pré para 2mm/s no instante Pós₆.

O aumento da ativação do músculo estabilizador durante a manutenção do posicionamento reduziu as oscilações do Cop observadas no instante pré, onde havia interferência na ativação voluntária do músculo em questão.

Marcha

Para a análise da EMG_{RMS} do m. tibial anterior foi possível observar que durante o instante Pré o membro afetado apresentava valores aumentados (37%) em relação ao membro não afetado (31%). Durante o instante Pós₆ observou-se uma diminuição nestes valores para o hemicorpo afetado (26%). O EMG_{RMS} no m. gastrocnêmio medial afetado apresentava 120%, e obteve uma menor ativação no instante Pós₆, de 65%, indicando uma redução na sua hiperativação. Os valores de EMG_{RMS} podem demonstrar que a participante apresentou uma maior eficiência da contração do músculo tibial anterior, uma vez que seu antagonista reduziu sua atividade, modificações que puderam ser demonstradas por meio da baropodometria e serão descritos abaixo.

Quanto à análise da fase de apoio da marcha, fica evidente o contato precoce do antepé durante o contato inicial (0-20% do tempo total do apoio) no membro acometido pré intervenção. Já durante a avaliação Pós₆, o membro acometido inicia a fase de contato inicial com o

retropé, expresso pelo elevado pico de pressão plantar nesse instante do ciclo. Tal fato ocorreu devido a diminuição da hiperativação do m. gastrocnêmio medial, que possibilitou um adequado controle motor na articulação do tornozelo⁴.

Para o período de contato inicial e apoio médio, referente a chegada do pé no solo, verificou-se uma diminuição no tempo total de aplainamento do pé, variando de 0,25s-0,64s durante o instante Pré intervenção no membro acometido, para 0,42s-0,58s no instante Pós₆.

Ocorreu um melhor acoplamento durante a chegada total do membro no solo, onde não se encontra mais o apoio de imediato no mediopé e antepé. Relacionando o período de apoio inicial e apoio médio, no membro acometido, fica claro que a participante realizava Pré intervenção uma sobreposição das duas fases, de forma a realizar a descarga de peso precocemente no aplainamento do pé durante o apoio médio, mantendo um posicionamento com tendência a uma inversão, sobre o arco longitudinal lateral, desde o contato inicial até a última fase da marcha. Posicionamento esse descrito como uma das alterações comuns para a marcha hemiplegica²³.

Houve um aumento no tempo efetivo de descarga de peso, de 0,3-0,6s para 0,4-0,9s, demonstrando maior apoio e tempo sobre o membro acometido, no Pós₆. Para a análise da fase de apoio terminal, demonstrou-se um novo padrão de marcha, onde a participante no instante Pós₆ foi capaz de progredir a descarga de peso de forma mais

simétrica sobre os arcos plantares e concluir a fase de pré balanço com apoio terminal no antepé e hálux demonstrando, padrão de marcha próximo da normalidade²⁴.

Como relato da participante, é importante ressaltar a melhora da capacidade de deambulação em distâncias mais longas e melhora da percepção corporal do membro acometido. Em relação ao membro não afetado, no instante Pós₆ observou-se um padrão de marcha próximo do fisiológico atribuído a melhora do membro afetado. No entanto, ainda foram observadas instabilidades na articulação do tornozelo representadas pelas oscilações da pressão plantar em um curto período de tempo. Tal fato, pode ser justificado pela dificuldade em retirar o pé acometido do solo, aumentando a exigência do membro contralateral.

Limitações do estudo

A decorrência do cenário pandêmico Covid-19 durante o estudo alterou seu formato e também reduziu o número de sessões de intervenção. Número esse que não se encontra dentro do usual em estudos anteriores, talvez um maior número de sessões para aplicação da intervenção poderia ter atingido a hipótese esperada para o m. tibial anterior.

Uma das limitações deste estudo foi a avaliação do m. gastrocnêmio medial em sedestação, onde o músculo não se encontra em estiramento.

Outro critério de forte influência sobre o estudo, foi observado durante as intervenções, onde o fato da interface MES_s-FES_s e os exercícios terem sido realizados especificamente para o m. tibial anterior, acabou levando a participante a queixas de fadiga.

CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que o uso da interface MES_s-FES_s visando a melhora da dorsiflexão de tornozelo por meio da estimulação do m. tibial anterior, durante seis sessões, não levou a aumento no seu recrutamento muscular. Porém, produziu um aumento da ADM através da redução da espasticidade do m. gastrocnêmio medial, redução normalizada do EMG_{RMS} de 55% durante a marcha. Não houve uma redução do tônus muscular dos plantiflexores sensível à classificação de Ashworth (+1).

Durante o ortostatismo, na baropodometria foi possível observar mais apropriada simetria nos valores referentes a área de superfície plantar e distribuição da proporção da massa corporal no momento Pós₆, bem como melhora do equilíbrio postural representado pela redução das oscilações do centro de pressão, principalmente no sentido ântero-posterior, dependentes do sinergismo da musculatura avaliada neste estudo.

Nos desfechos verificados pela baropodometria dinâmica, houve aumento no tempo de resposta a carga no membro acometido, adequado posicionamento articular do tornozelo durante a fase de contato inicial e apoio médio da

marcha, eficiente progressão do deslocamento do CoP durante a fase de apoio e melhora no padrão articular de impulsão durante o pré balanço.

Desta forma, pode-se concluir que para este indivíduo seis sessões de interface MES_s-FES_s associada a exercícios de reabilitação foram capazes de proporcionar melhora na amplitude de dorsiflexão, atividade eletromiográfica e pressão plantar durante o ortostatismo e marcha.

Para estudos futuros, sugere-se a complementação da avaliação com uma análise postural, frente às alterações que podem ocorrer em associação aos ganhos pós-intervenção repercutirem sobre todo o posicionamento do corpo. Além, de um maior número de sessões visando aumentar o recrutamento do músculo tibial anterior.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a empresa HS Technology por ceder a plataforma BaroScan e possibilitar a composição de nosso estudo com tal ferramenta. Também gostaríamos de nomear Monique Vieira Solek, pelo auxílio durante a execução das coletas e correção do manuscrito e a María Veronica González, pelo auxílio na correção dos resumos, principalmente na tradução para o espanhol.

REFERÊNCIAS

1. Poorthuis MHF, Rinkel LA, Lammy S, Al-Shahi Salman R. Stereotactic radiosurgery for cerebral cavernous malformations: A systematic review. *Neurology* 2019;93:E1971-9. <https://doi.org/10.1212/WNL.00000000000008521>

2. Akers A, Al-Shahi Salman R, Awad IA, Dahlem K, Flemming K, Hart B, *et al.* Synopsis of guidelines for the clinical management of cerebral cavernous malformations: Consensus recommendations based on systematic literature review by the angioma alliance scientific advisory board clinical experts panel. *Clin Neurosurg* 2017;80:665-80. <https://doi.org/10.1093/neuros/nyx091>
3. Ioannis I, Nikolaos N, Alexandros A. Neuroimaging of Cerebral Cavernous Malformations. *In: Bradáč O, Beneš V (eds). Cavernomas of the CNS.* Springer, Cham; 2020. https://doi.org/10.1007/978-3-030-49406-3_5
4. Kitatani R, Ohata K, Sakuma K, Aga Y, Yamakami N, Hashiguchi Y, *et al.* Ankle muscle coactivation during gait is decreased immediately after anterior weight shift practice in adults after stroke. *Gait Post* 2016;45:35-40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.006>
5. Neto HP, Grecco LAC, Braun Ferreira LA, Christovão TCL, Duarte N de AC, Oliveira CS. Clinical analysis and baropodometric evaluation in diagnosis of abnormal foot posture: A clinical trial. *J Bodywork Mov Ther* 2015;19:429-33. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.09.007>
6. Maciaszek J. Effects of Posturographic Platform Biofeedback Training on the Static and Dynamic Balance of Older Stroke Patients. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2018;27:1969-74. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2018.02.055>
7. Bao SC, Khan A, Song R, Tong RKY. Rewiring the lesioned brain: Electrical stimulation for post-stroke motor restoration. *J Stroke* 2020;22:47-63. <https://doi.org/10.5853/jos.2019.03027>
8. Pan LLH, Yang WW, Kao CL, Tsai MW, Wei SH, Fregni F, *et al.* Effects of 8-week sensory electrical stimulation combined with motor training on EEG-EMG coherence and motor function in individuals with stroke. *Sci Rep* 2018;8:9217. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-27553-4>
9. López-Larraz E, Sarasola-Sanz A, Irastorza-Landa N, Birbaumer N, Ramos-Murguialday A. Brain-machine interfaces for rehabilitation in stroke: A review. *NeuroRehab* 2018;43:77-97. <https://doi.org/10.3233/NRE-172394>
10. Ramos-Murguialday A, Curado MR, Broetz D, Yilmaz Ö, Brasil FL, Liberati G, *et al.* Brain-Machine Interface in Chronic Stroke: Randomized Trial Long-Term Follow-up. *Neurorehab Neural Rep* 2019;33:188-98. <https://doi.org/10.1177/1545968319827573>
11. Cacho RO, Cacho EWA, Loureiro AB, Cirne GNM, Pereira SA, Freitas RPA, *et al.* The spasticity in the motor and functional disability in adults with post-stroke hemiparetic. *Fisioterap Mov* 2017;30:745-52. <https://doi.org/10.1590/1980-5918.030.004.A009>
12. Cho KH, Park SJ. Effects of joint mobilization and stretching on the range of motion for ankle joint and spatiotemporal gait variables in stroke patients: Joint mobilization and stretching in stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2020;29:104933. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.104933>
13. Bernardelli RS, Scheeren EM, Fuentes Filho AR, Pereira PA, Gariba MA, Moser ADL, *et al.* Effects of Kinesio Taping on postural balance in

patients with low back pain, a randomized controlled trial. *J Bodywork Mov Ther* 2019;23:508-14.

<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.01.002>

14.Cocco RM. Proposta de Ensaio e Avaliação de Estimuladores Elétricos Neuromusculares (Dissertação). Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná. 2003.

15.Ivey FM, Prior SJ, Hafer-Macko CE, Katzel LI, Macko RF, Ryan AS. Strength Training for Skeletal Muscle Endurance after Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2017;26:787-94.

<https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.10.018>

16.Lee NG, You J (Sung) H, Yi CH, Jeon HS, Choi BS, Lee DR, *et al.* Best Core Stabilization for Anticipatory Postural Adjustment and Falls in Hemiparetic Stroke. *Arc Phys Med Rehab* 2018;99:2168-74.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.01.027>

17.Souza Nolasco C, Abdalla dos Reis F, Merjan de Figueiredo A, Martinho É, Laraia S. Confiabilidade e aplicabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo. *ConScientiae Saúde* 2011;10:83-9.

<https://periodicos.uninove.br/saude/article/view/2439/1900>

18.Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehab* 2011;29:393-400.

<https://doi.org/10.3233/NRE-2011-0717>

19.Fujiwara T. Mini-review article: the role of spinal reciprocal inhibition and intracortical inhibition in functional recovery from stroke. *Exp Brain Res* 2020;238:1701-5.

<https://doi.org/10.1007/s00221-020-05849-0>

20.Luvizutto GJ, Gameiro MO. Efeito da espasticidade sobre os padrões lineares de marcha em hemiparéticos. *Fisioter Mov* 2011;24:705-12.

<https://doi.org/10.1590/S0103-51502011000400015>

21.Cunha RMA, Carneir AAL, Dutra LHAN, Moreira MC, Souza AESP. Efeitos do uso de calcanheiras na pressão plantar e centro de pressão em indivíduos saudáveis. Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira – IMIP 2016;1-13.

<http://higia.imip.org.br/handle/123456789/460>

22.An C-M, Won J-I. Effects of ankle joint mobilization with movement and weight-bearing exercise on knee strength, ankle range of motion, and gait velocity in patients with stroke: a pilot study. *J Phys Ther Sci* 2015;28:689-94.

<https://doi.org/10.1589/jpts.28.689>

23.Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait. *Phys Med Rehab Clin North Am* 2015;26:611-23. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.006>

24.Ji Q, Wang F, Zhou R, Li J, Wang J, Ye X. Assessment of ankle muscle activation by muscle synergies in healthy and post-stroke gait. *Physiol Measurement* 2018;39:045003.

<https://doi.org/10.1088/1361-6579/aab2ed>