



Universidade de Brasília
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Adaptações neurofisiológicas e biomecânicas em idosos após marcha associada à estimulação transcraniana por corrente contínua.

Número de publicação: 140A/2021

Aluno:

Leonardo Amorim Ribeiro

Orientador:

Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane

Linha de pesquisa: Produtos e processos em biotecnologia

Brasília, DF

2021

Leonardo Amorim Ribeiro

**Adaptações neurofisiológicas e biomecânicas
em idosos após intervenção de marcha
associada à estimulação transcraniana por
corrente contínua.**

Dissertação de mestrado acadêmico
apresentado à Universidade de Brasília (UnB)
como parte das exigências para obtenção do
título de mestre em engenharia biomédica.

Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane

Brasília, DF

2021

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama - FGA
Programa de Pós-Graduação

Adaptações neurofisiológicas e biomecânicas em idosos após marcha associada à estimulação transcraniana por corrente contínua.

Número de publicação: 140A/2021

Leonardo Amorim Ribeiro

Dissertação de mestrado submetida ao programa de pós-graduação em engenharia biomédica da Universidade de Brasília (UnB) como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de mestre em engenharia biomédica.

Aprovada por:



Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane
(Orientador)



Profa. Dra. Luciana Hagstrom Bex
(Examinadora Externa)



Prof. Dr. Tiago Guedes Russomanno
(Examinador Externo)

Dedico este trabalho a Deus por me proporcionar a paixão para pesquisar e trabalhar com eficiência nas áreas da saúde e engenharia para assim realizar contribuições para a sociedade.

Dedico aos meus pais por acreditarem nos meus estudos, meu potencial, meus sonhos e me darem sempre todo o suporte para realizá-los.

Dedico aos meus colegas e amigos pela forte união que formou um grupo de profissionais diferenciados na área da educação física e me apoiaram no ingresso do programa de mestrado em engenharia biomédica.

E dedico ao meu orientador por confiar no meu potencial e se disponibilizar por toda a ajuda no planejamento e execução deste projeto, para assim juntos auxiliarmos na produção de conhecimento de fins benéficos para a sociedade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado disposição e esforço para superar todas as dificuldades e conseguir chegar onde hoje estou e onde no futuro estarei. Agradeço a Universidade de Brasília, especialmente às faculdades de engenharia (FGA) e educação física (FEF) e todo seu corpo docente qualificado e humanizado que proporcionou um ensino completo e humanizado. Agradeço a meu orientador Rinaldo André Mezzarane pela confiança, paciência e aprendizado que me proporcionaram a realização deste trabalho. De forma especial agradeço meus pais, José Maria Alves Ribeiro e Marivone Rosa de Amorim Ribeiro por acreditarem em mim e nos meus estudos e no meu crescimento pessoal e profissional na área da saúde. Agradeço aos meus amigos pelo apoio, compreensão, companheirismo e presença em todas as fases da vida, e principalmente por acreditarem e ajudarem na realização de meu sonho.

“E sabemos que todas as coisas contribuem juntamente para o bem daqueles que amam a Deus, daqueles que são chamados segundo o seu propósito.”

(Romanos 8:28)

Lista de abreviaturas

AVE: acidente vascular encefálico;

CG: centro de gravidade;

CIVM: contração isométrica voluntária máxima;

CP: centro de pressão;

CP_{ap}: centro de pressão no sentido ântero-posterior;

CP_{ml}: centro de pressão no sentido médio-lateral;

CR: curva de recrutamento (do reflexo H);

EMG: eletromiografia;

ETCC: estimulação transcraniana por corrente contínua;

GM: gastrocnêmio medial;

H_{th}: menores populações de unidades motoras recrutadas por meio da técnica do reflexo H;

H@_{th}: menores populações de unidades motoras, mapeadas no eixo das ordenadas da curva de recrutamento na situação condicionada, a partir da intensidade de corrente utilizada na curva de recrutamento da situação condicionante;

H₅₀: populações medianas de unidades motoras recrutadas por meio por meio da técnica do reflexo H;

H@₅₀: populações médias de unidades motoras, mapeadas no eixo das ordenadas da curva de recrutamento na situação condicionada, a partir da intensidade de corrente utilizada na curva de recrutamento da situação condicionante;

H₁₀₀: populações maiores de unidades motoras recrutadas por meio por meio da técnica do reflexo H;

H@₁₀₀: populações maiores de unidades motoras, mapeadas no eixo das ordenadas da curva de recrutamento na situação condicionada, a partir da intensidade de corrente utilizada na curva de recrutamento da situação condicionante;

H_{max}: maior amplitude de reflexo H encontrada;

IPS: inibição pré-sináptica;

MNs: motoneurônios

M_{max}: maior amplitude encontrada da onda M, onde há o recrutamento de todos os motoneurônios que inervam o músculos avaliado;

OAE: olhos abertos, sobre espuma;

OF: olhos fechados, sem espuma;

PRE: anterior à realização das intervenções;

POS_agu: imediatamente após a realização de 1 intervenção (pós agudo);

POS_cro: após a realização de 5 intervenções (pós crônico);

PSE: percepção subjetiva de esforço;

RMS: *root mean square*, o “valor eficaz” das oscilações do centro de pressão, da raiz da média dos quadrados;

SNC: sistema nervoso central;

SO: sóleo;

TAE: taxa de aumento do eletromiograma;

TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido;

TDF: taxa de desenvolvimento de força;

TMS: *transcranial magnetic stimulation*, estimulação magnética transcraniana;

UM: unidade motora;

VM: velocidade média do centro de pressão;

Vmax: maior amplitude encontrada da onda V.

Lista de figuras

- Figura 1.** Surgimento do reflexo H após uma corrente de baixa intensidade (P19);
- Figura 2.** Aumento da amplitude do reflexo H e aparecimento da onda M (P19);
- Figura 3.** Aniquilações e diminuição do reflexo H (P20);
- Figura 4.** Onda Mmax (P20);
- Figura 5.** Geração da curva de recrutamento (P21);
- Figura 6.** Ajuste da curva de recrutamento (P22);
- Figura 7.** Parâmetros da curva de recrutamento (P23);
- Figura 8.** Parâmetros “@” da curva de recrutamento (P23);
- Figura 9.** Registro eletromiográfico da onda V (P24);
- Figura 10.** Registro dos sinais obtidos durante a contração isométrica voluntária máxima (P25);
- Figura 11.** Voluntária realizando a intervenção (P33);
- Figura 12.** Captação do sinal eletromiográfico e torque (P34);
- Figura 13.** Desenho experimental das coletas e intervenções (P35);
- Figura 14.** Posicionamento dos eletrodos de captação (P36);
- Figura 15.** Voluntária sobre a plataforma de força (P38);
- Figura 16.** Início dos sinais da contração isométrica voluntária máxima (P41);
- Figura 17.** Correlação entre os dados de contração com a velocidade média do centro de pressão (P44);
- Figura 18.** Correlação entre a onda V e a taxa de aumento do eletromiograma (P46);
- Figura 19.** Curva de recrutamento inicial e após uma sessão de intervenção (P48);
- Figura 20.** Valores iniciais de Hth, H50, H100 e seus respectivos valores “@” após uma sessão de intervenção (P48);
- Figura 21.** Valores de Hmax e Vmax antes e após uma sessão de intervenção (P49);
- Figura 22.** Curva de recrutamento inicial e após cinco sessões de intervenção (P50);
- Figura 23.** Valores iniciais de Hth, H50, H100 e seus respectivos valores “@” após cinco sessões de intervenção (P51);

Figura 24. Valores de Hmax e Vmax antes e após cinco sessões de intervenção (P51);

Figura 25. Valores de RMS do centro de pressão de olhos fechados sem espuma antes e após cinco sessões de intervenção (P52);

Figura 26. Valores de RMS do centro de pressão de olhos abertos com espuma antes e após cinco sessões de intervenção (P52);

Figura 27. Valores de velocidade média do centro de pressão de olhos fechados sem espuma antes e após cinco sessões de intervenção (P53);

Figura 28. Valores de velocidade média do centro de pressão de olhos abertos com espuma antes e após cinco sessões de intervenção (P53);

Lista de tabelas

Tabela 1. Correlações entre a velocidade média do centro de pressão e dados do eletromiograma (P43);

Tabela 2. Correlações entre o RMS do centro de pressão e dados do eletromiograma (P43);

Tabela 3. Correlações entre a velocidade média do centro de pressão e dados de força (P43);

Tabela 4. Correlações entre o RMS do centro de pressão e dados de força (P44);

Tabela 5. Correlações da velocidade média do centro de pressão, onda V e Hmax (P45);

Tabela 6. Correlações do RMS do centro de pressão com a onda V e Hmax (P45);

Tabela 7. Correlações da taxa de aumento e pico do eletromiograma com a onda V e Hmax (P46);

Tabela 8. Correlações da taxa de desenvolvimento e pico de força com a onda V e Hmax (P47).

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1. Adaptações medulares e córtico-espinhais	17
1.2. Taxa de aumento do EMG e taxa de desenvolvimento de força	26
1.3. Controle postural	27
1.4. Caminhada sobre superfícies inclinadas	29
1.5. Estimulação transcraniana por corrente contínua	30
2. OBJETIVOS GERAIS	32
2.1. Objetivos específicos	32
3. MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1. Intervenção	33
3.2. Eletromiografia	35
3.3. Procedimento experimental	35
3.3.1. Curva de recrutamento do reflexo H	36
3.3.2. Onda V	38
3.3.3. Taxa de aumento do EMG e taxa de desenvolvimento de força	38
3.3.4. Deslocamento do centro de pressão	38
3.4. Processamento de sinais	39
3.5. Análise estatística	42
4. RESULTADOS	43
4.1. Correlações entre os dados posturográficos, neurofisiológicos e de contração isométrica voluntária máxima.	43
4.2. Adaptações agudas decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua	48
4.3. Adaptações crônicas decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua.	50
5. DISCUSSÃO	55
	12

5.1. Correlações entre os dados posturográficos, neurofisiológicos e de contração isométrica voluntária máxima	55
5.2. Adaptações decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua	59
5.3. Limitações do estudo	62
6. CONCLUSÃO	64
7. REFERÊNCIAS	66

RESUMO

Introdução: O envelhecimento é acompanhado de redução das capacidades físicas, como a velocidade dos movimentos, a força muscular e a capacidade de manter o equilíbrio. Consequentemente, há um comprometimento na realização das tarefas de vida diária, perda de autonomia, maior incidência de quedas, fraturas e mortalidade. O exercício físico pode atenuar tais desfechos clínicos e a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) demonstra promover aprendizagem motora em diversas populações saudáveis ou acometidas por doenças neurológicas. A excursão do centro de pressão (CP) é uma variável que permite investigar o equilíbrio ortostático, enquanto a neuroplasticidade (um processo envolvido na aprendizagem motora) pode ser avaliada por meio das respostas eletromiográficas (EMG) decorrentes da estimulação elétrica das aferentes Ia dos fusos neuromusculares, seja em repouso (reflexo H) ou durante a contração voluntária máxima (onda V). Estas respostas permitem inferir sobre a excitabilidade das vias medulares e córtico-espinais, respectivamente.

Objetivos: Analisar as alterações neurofisiológicas, a força e o equilíbrio de idosos após 5 sessões (2 semanas) de intervenções de caminhada somadas à ETCC. Analisar correlações entre parâmetros de equilíbrio postural ortostático, força e excitabilidade neural.

Métodos: A intervenção consistiu em 5 sessões de 20 minutos de caminhada com 8% ($\approx 4^\circ$) de declínio recebendo simultaneamente a ETCC anódica. Foram analisadas variáveis eletromiográficas e biomecânicas antes (PRE), imediatamente após (efeitos agudos: POS_agu), e após duas semanas de intervenção (efeitos crônicos: POS_cro). As variáveis investigadas foram: 1) Controle da postura ortostática por meio do valor eficaz (*Root Mean Squared* - RMS) e velocidade média (VM) do deslocamento do CP; 2) Parâmetros extraídos da curva de recrutamento (CR) do reflexo H; 3) Amplitude da onda V; 4) Taxa de aumento do EMG (TAE) do músculo sóleo (SO); 5) Taxa de desenvolvimento de força (TDF) dos músculos flexores plantares.

Resultados: As análises transversais (na condição PRE) mostraram que a VM se correlacionou positivamente com a TAE, principalmente aos 30, 50 e 200 ms, e com a TDF aos 100 e 200 ms ($p < 0,05$). A ativação da via descendente, expressa pela onda Vmax, se correlacionou negativamente com a TAE aos 200 ms. A intervenção foi eficiente em reduzir as oscilações posturais no sentido ântero-posterior com olhos fechados ($p < 0,05$). Os resultados sugerem que força e ativação muscular estão associadas ao rápido ajuste postural, e que a manutenção do equilíbrio pode ser aprimorada com apenas 5 sessões de intervenção de caminhada associada à ETCC.

Conclusão: O controle do equilíbrio associado à ação muscular possui correlação positiva com a ativação voluntária (TAE) e produção de força rápida (TDF) em idosos. Cinco sessões de marcha em declínio associadas à ETCC anódica melhoram o equilíbrio de idosos, mesmo sem alteração nos parâmetros neurofisiológicos analisados. Pode-se considerar o uso desta intervenção na promoção de equilíbrio e qualidade de vida da população idosa, uma vez que a intervenção é simples de ser realizada, o equipamento possui baixo custo e o esforço físico foi considerado fácil.

Palavras-chave: Eletromiografia; Equilíbrio; Posturografia; Envelhecimento; Reabilitação.

ABSTRACT

Introduction: Aging is accompanied by reduced physical abilities, such as movement speed, muscle strength and the ability to maintain balance. Consequently, there is an impairment in carrying out tasks of daily living, loss of autonomy, higher incidence of falls, fractures and mortality. Physical exercise can attenuate such clinical outcomes. Transcranial direct current stimulation (TDCs) has been shown to promote motor learning in healthy individuals or in populations affected by neurological diseases. The excursion of the center of pressure (COP) allows the investigation of orthostatic balance, while neuroplasticity (a process involved in motor learning) can be assessed through the electromyographic (EMG) responses resulting from the electrical stimulation of the Ia afferents from muscle spindles, either at rest (H-reflex) or during maximum voluntary contraction (V-wave). These responses allow us to infer about the excitability of the spinal and corticospinal pathways, respectively.

Objectives: To observe changes in the neurophysiological, strength and balance parameters before and after 5 sessions (2 weeks) of walking training with TDCs. Analyze correlations between parameters of orthostatic postural balance, strength and neural excitability.

Methods: The elderly participated in the intervention of 5 sessions of 20 minutes of decline 8% ($\approx 4^\circ$) walking simultaneously receiving the anodic TDCs. Electromyographic and biomechanical variables were analyzed before (PRE), immediately after (acute effects: POS_agu), and two weeks after the beginning of intervention (chronic effects: POS_cro). The variables investigated were: 1) Root Mean Squared (RMS) and mean velocity (VM) of the displacement of the CP; 2) Parameters extracted from the H reflex recruitment curve (RC); 3) Peak-to-peak amplitude of the V wave; 4) Rate EMG rise (RER) of the soleus muscle (SO); 5) Rate of force development (RFD) of the plantar flexor muscles.

Results: Correlation analysis (PRE only) showed that COP VM was positively correlated with RER, at 30, 50 ms and 200 ms, and with RFD at 100 and 200 ms ($p < 0.05$). The descending drive activation, expressed by the Vmax wave, was negatively correlated with the RER at 200 ms. Walking with TDCs was efficient to reduce postural oscillations in the anteroposterior direction with eyes closed ($p < 0.05$). The results suggest that muscle strength and activation are associated with rapid postural adjustment, and that balance maintenance can be improved with 5 sessions of walking associated with tDCS.

Conclusion: The control of balance associated with muscle action has a positive correlation with rapid muscle activation (RER) and rapid force generation (RFD) in the elderly. The walking training sessions associated with anodic TDCs improved balance in the elderly, but no significant changes in the analyzed neurophysiological parameters were detected. This intervention may be considered to promote balance and quality of life in the elderly population, as the intervention is simple to perform, the equipment is inexpensive, and the physical effort was considered easy.

Key words: Electromyography; Balance; Posturography; Aging; Rehabilitation.

1. INTRODUÇÃO

No decorrer do envelhecimento existe uma redução de diversas capacidades físicas, diminuição da velocidade dos movimentos, da força muscular e na capacidade de manter o equilíbrio. Uma das capacidades mais prejudicada é a geração de força de maneira rápida, sendo que esta é mais atenuada durante o envelhecimento do que as reduções que acontecem na capacidade de se produzir força máxima (Izquierdo et al, 1999). Como consequência destas reduções, há um comprometimento na realização das tarefas de vida diária (como a marcha), perda de autonomia, maior incidência de quedas e fraturas (Pizzigali et al, 2011; Farinatti, 2013; Reid & Fielding, 2013; Puthoff & Nielsen, 2007).

Sabe-se que diversos locais do sistema somatossensorial são afetados pelo envelhecimento, como espessura das cápsulas dos fusos neuromusculares, perda de fibras intrafusais, diminuição do número de corpos Pacini e receptores de Ruffini, órgãos tendinosos de Golgi, terminações nervosas livres e redução da bainha de mielina dos axônios (Granacher et al, 2008). Essas alterações levam à redução das ativações musculares em resposta aos comandos medulares e supraespinhais (Unhjem et al, 2015).

Apesar da complexidade da tarefa, o ser humano consegue caminhar com excelente desenvoltura sem a necessidade de devotar um nível substancial de atenção para a sua execução (Kandel et al, 2013). Contudo, a marcha na população idosa apresenta algumas alterações relativas a um comprometimento neuromuscular progressivo (Watanabe et al, 2015).

Existe uma considerável incidência de debilidades nesta fase da vida, sendo que muitas delas apresentam alguma relação com a restrição e/ou diminuição de atividades motoras (Daniels et al, 2008). Apesar dessa possibilidade, o envelhecimento pode ser acompanhado de melhora na qualidade de vida dependendo do estilo de vida adotado. Atividades físicas, como a marcha, trazem vários benefícios para os idosos. Por exemplo, foram reportadas melhoras significativas na manutenção do equilíbrio com a consequente diminuição na incidência de quedas após treinamentos que envolvem marcha (Rubenstein et al, 1988; Verfaillie et al, 2007).

Para que haja um controle adequado do equilíbrio ortostático e também durante tarefas dinâmicas como a execução da marcha, existe uma modulação constante no tônus dos músculos posturais (por exemplo, os extensores dos membros inferiores) é fundamental para a manutenção da postura e o controle motor. A atividade integrada de circuitos medulares, realimentação sensorial

e comandos motores supra-medulares, garante capacidade de adaptação para ajustar a ativação muscular alterando o padrão de marcha de acordo com a necessidade (Nielsen, 2003). A medula espinhal tem um papel de grande relevância neste controle, que ocorre por meio de alterações na excitabilidade de reflexos medulares em resposta a uma variedade de demandas ambientais em diferentes contextos motores (Mezzarane et al, 2013).

Adaptações em circuitos neuronais na medula espinhal podem ser observadas após 20 minutos de caminhada sobre plano inclinado em adultos jovens (Sabatier et al, 2015; Arnold et al, 2017). Contudo, nenhum estudo avaliou os efeitos do treinamento com marcha sobre a neurofisiologia da medula espinhal e geração de força em idosos. Portanto, uma questão a ser respondida é se as adaptações neuronais agudas observadas na literatura ainda estarão presentes após uma sequência de sessões em idosos, já que estas adaptações desempenham um papel relevante na melhora do controle motor nesta população (Mynark & Koceja, 2002; Kamen & Knight, 2004; Piirainen et al, 2013; Chen et al, 2015).

No presente trabalho estudamos os efeitos decorrentes de um protocolo de marcha em plano inclinado sobre o equilíbrio, a excitabilidade reflexa e os comandos descendentes em idosos. Aliada à atividade física, utilizamos também uma intervenção que consiste na aplicação de uma corrente de baixa intensidade sobre o escalpo (estimulação transcraniana por corrente contínua - ETCC). Esta, se mostra um adjunto importante em terapias e técnicas com vistas à reabilitação motora (Tanaka et al, 2011; Cha et al, 2014; Kang et al, 2016).

Tanto a marcha em planos inclinados quanto a intervenção eletrofisiológica (ETCC) ora propostos são de baixo custo e de fácil implementação. Os resultados alcançados poderão refinar o entendimento dos ajustes neurofisiológicos e biomecânicos após uma sequência de intervenções em idosos, bem como avaliar a contribuição de intervenções reabilitativas aplicadas em conjunto para a indução de plasticidade no sistema nervoso.

1.1. Adaptações medulares e córtico-espinhais

A plasticidade neuronal observada após a atividade física se caracteriza por uma reorganização em certas regiões do sistema nervoso central, frequentemente associada a alterações estruturais (Tahayori & Koceja, 2012). Essas alterações podem ocorrer nas conexões entre estruturas supra-segmentares e nas conexões entre os neurônios sensoriais e motoneurônios (MNs) da

medula. Particularmente, as sinapses entre neurônios sensoriais e MNs demonstram extensiva reorganização em resposta à atividade física, sendo a medula espinhal documentada como o local de maior incidência de plasticidade neuronal atividade-dependente associada ao aprendizado motor (Tahayori & Koceja, 2012). A plasticidade medular pode ser consequência de atividades desempenhadas a curto ou longo prazo, sendo também associada às adaptações decorrentes do treinamento físico em diferentes modalidades (Zehr, 2002).

Portanto, as medidas de excitabilidade de reflexos medulares, tão importante para a regulação do tônus muscular em vários contextos motores, pode prover informações acerca da plasticidade neuronal resultante de treinamento físico (Tazoe et al, 2005; Mezzarane et al, 2011; Chen & Zhou, 2011; Vila-Chã et al, 2012). Duas das técnicas amplamente utilizadas para medidas de excitabilidade reflexa e comandos descendentes são o reflexo H e a onda V, respectivamente.

A excitabilidade da via reflexa pode ser obtida por meio de estimulação elétrica do nervo que inerva o músculo avaliado. A estimulação elétrica ativa seletivamente as aferentes sensoriais (dos fusos neuromusculares) que fazem sinapses com os MNs da medula. Os potenciais de ação nas fibras eferentes motoras (axônios dos MNs) seguem para o músculo onde promovem a despolarização das fibras musculares. Esta despolarização é medida por meio de eletrodos de superfície gerando uma resposta no eletromiograma (EMG) chamada de reflexo H. Uma onda de latência menor que aparece no registro EMG representa a resposta direta à estimulação elétrica (sem passar pela medula) e é denominada de onda M (Mezzarane et al, 2013).

Com o aumento da intensidade de corrente elétrica para estimular o nervo, mais aferentes sensoriais são ativadas um número maior de MNs é recrutado, resultando em uma resposta reflexa maior (maior amplitude do reflexo H). O padrão de recrutamento dos MNs medulares por este método obedece ao princípio do tamanho de Henneman (Henneman & Mendell, 2011). Ou seja, para intensidades menores de corrente, recrutam-se os MNs de menor limiar de disparo. Com o aumento da intensidade, os MNs de maior limiar passam a ser recrutados. Um gráfico em que a intensidade de estimulação elétrica (medida em corrente – mA) encontra-se na abscissa e a amplitude pico-a-pico do reflexo H na ordenada denomina-se curva de recrutamento (CR). Por meio deste procedimento, alterar sistematicamente a intensidade de estimulação, é possível obter a CR do reflexo H e da onda M. A depender da intervenção, diferentes sub-populações de MNs podem ser afetadas, refletindo alterações em parâmetros extraídos da CR.

A corrente limiar é a corrente necessária para se evocar o reflexo H de menor amplitude

(Hth). O Hmax é a medida da resposta reflexa máxima, e o Mmax representa a ativação de 100% das fibras motoras. Uma vez identificados os valores máximos das duas ondas, é possível calcular a relação Hmax/Mmax, que pode refletir o nível de excitabilidade da via reflexa (Zehr, 2002).

As Figuras 1-7 ilustram a ativação das aferentes sensoriais, o recrutamento dos MNs e o fenômeno de colisão (ou aniquilação) de potenciais para explicar a alça descendente da curva. Os registros eletromiográficos mostrando o surgimento do reflexo H e da onda M estão também representados.

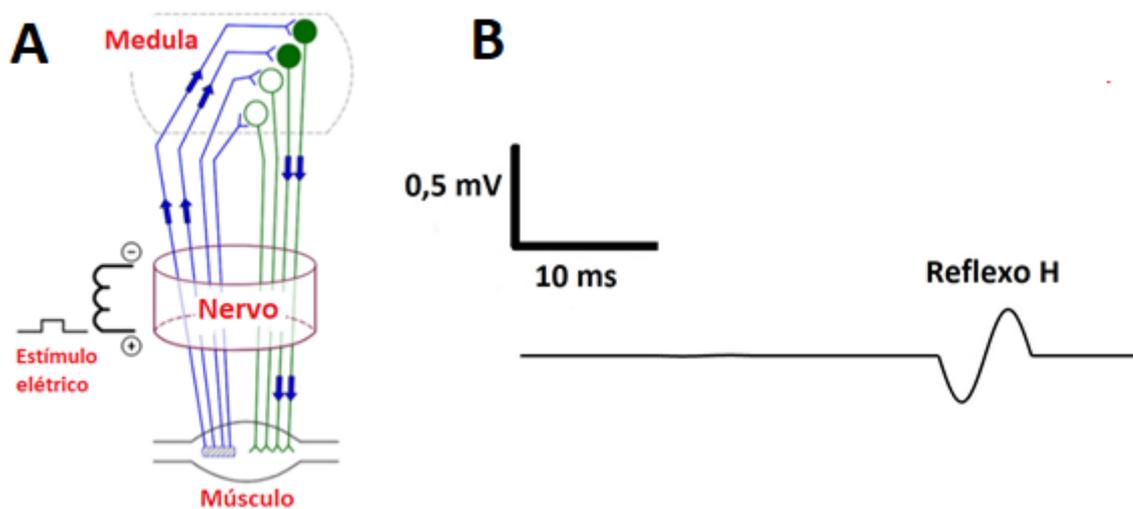


Figura 1. Surgimento do reflexo H após uma corrente de baixa intensidade. **A)** Esquema mostrando neurônios aferentes em azul, e neurônios eferentes em verde. Ao aplicar estímulos elétricos de baixa intensidade, as unidades motoras (UMs) menores (círculos preenchidos) são recrutadas de acordo com o princípio de tamanho (adaptado de Mezzarane *et al*, 2013 com permissão). **B)** Representação do sinal eletromiográfico (EMG) em resposta à estimulação elétrica de baixa intensidade. Nesta intensidade, apenas o reflexo H está presente no registro, com latência de aproximadamente 30 ms.

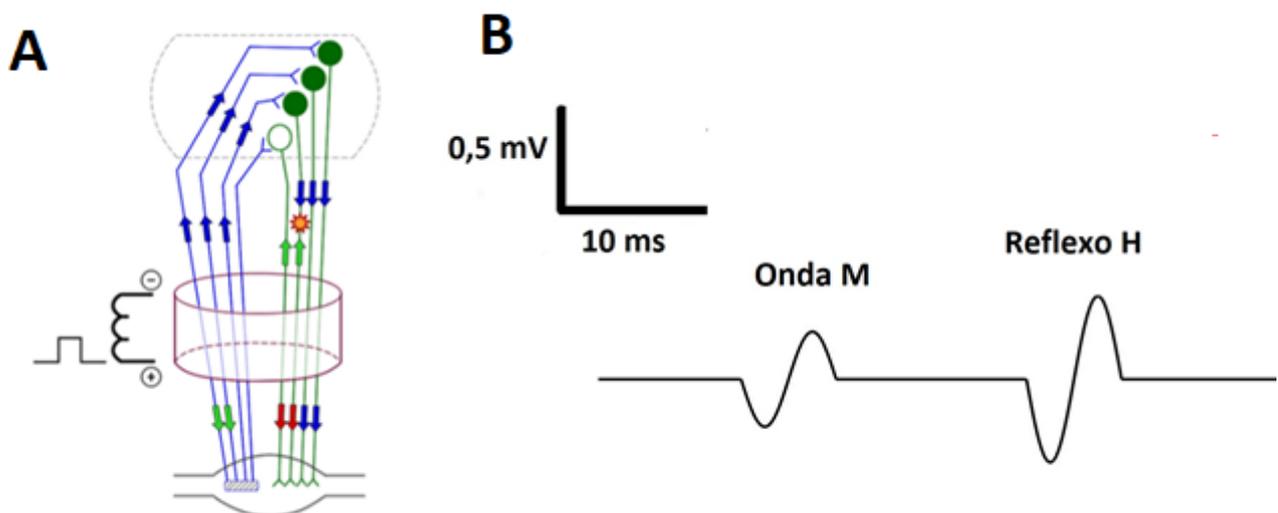


Figura 2. Aumento da amplitude do reflexo H e aparecimento da onda M. **A)** Com o aumento da intensidade de corrente, mais fibras sensoriais (azuis) são ativadas, recrutando mais axônios motores (círculos verdes). Alguns axônios motores (linhas verdes) geram potenciais de ação que se propagam antidromicamente (setas verdes) levando à

aniquilação de potenciais de ação de origem reflexa (setas azuis). Nesta situação, o reflexo H, em maior amplitude, é acompanhado por uma onda M no registro eletromiográfico (EMG) (adaptado de Mezzarane *et al*, 2013 com permissão). **B)** Representação do sinal EMG mostrando a onda M com uma latência menor do que a do reflexo H (cerca de 10 ms), porque é uma resposta direta (as setas vermelhas que alcançam o músculo antes das azuis), ou seja, percorre os axônios motores do ponto de estimulação direto para o músculo (dados não publicados obtidos em nosso laboratório).

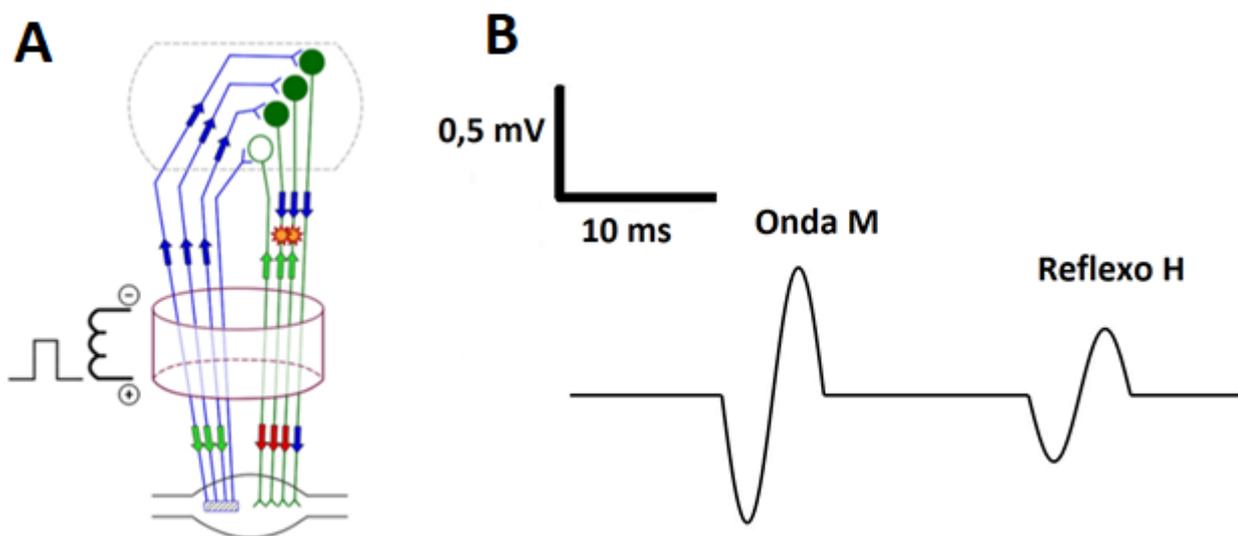


Figura 3. Aniquilações e diminuição do reflexo H. **A)** Com um novo aumento da intensidade de corrente, a colisão ocorre em um número maior de axônios eferentes (adaptado de Mezzarane *et al*, 2013 com permissão). **B)** Representação do sinal eletromiográfico da diminuição da amplitude do reflexo H devido às aniquilações. A amplitude da onda M aumenta monotonicamente à medida que a intensidade de estímulo é incrementada (dados não publicados obtidos em nosso laboratório).

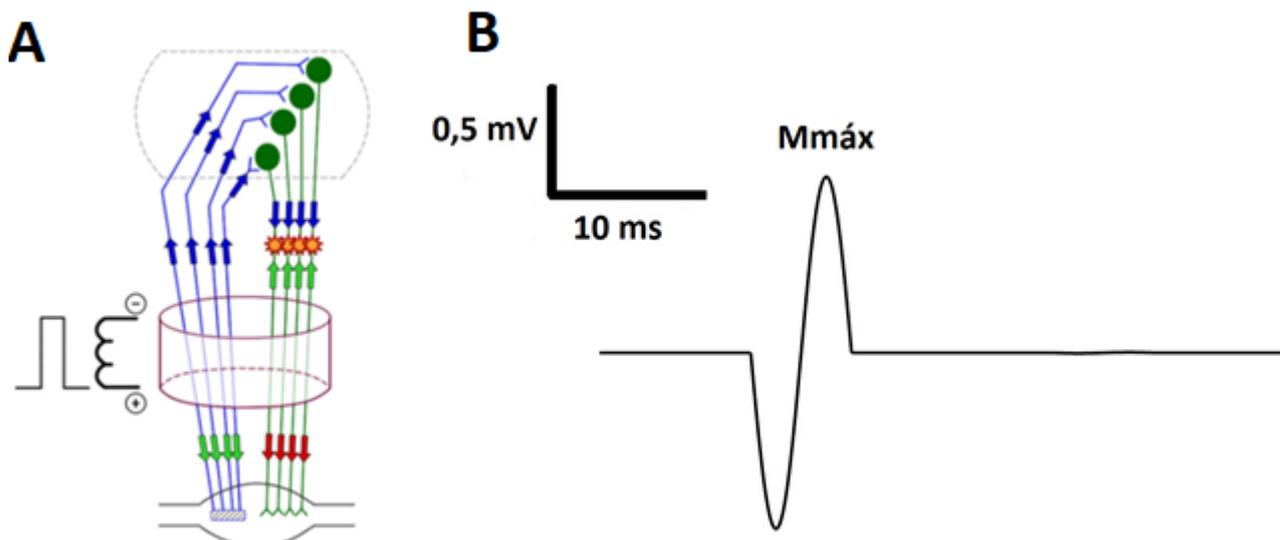


Figura 4. Onda Mmax. **A)** A aplicação da intensidade supramáxima recruta 100% das fibras sensoriais e motoras induzindo aniquilação completa do reflexo H (adaptado de Mezzarane *et al*, 2013 com permissão). **B):** Em resposta à maior intensidade de corrente aplicada, observa-se a onda M máxima (Mmax), em que todas as fibras eferentes estão sendo recrutadas. Nenhum reflexo H é identificado no registro EMG (dados não publicados obtidos em nosso laboratório).

De acordo com as recomendações de Klimstra e Zehr (2008), a função sigmoideal é o melhor ajuste matemático para descrever a alça ascendente da CR, como demonstrado nas

Figuras 5, 6 e 7. A inclinação da reta de regressão ajustada à alça ascendente da CR (*slope*) significa que quanto mais íngreme, uma maior facilidade de se recrutar maiores populações de unidades motoras (UMs) com pequenos incrementos na intensidade de corrente, em relação à corrente necessária para recrutar menores UMs.

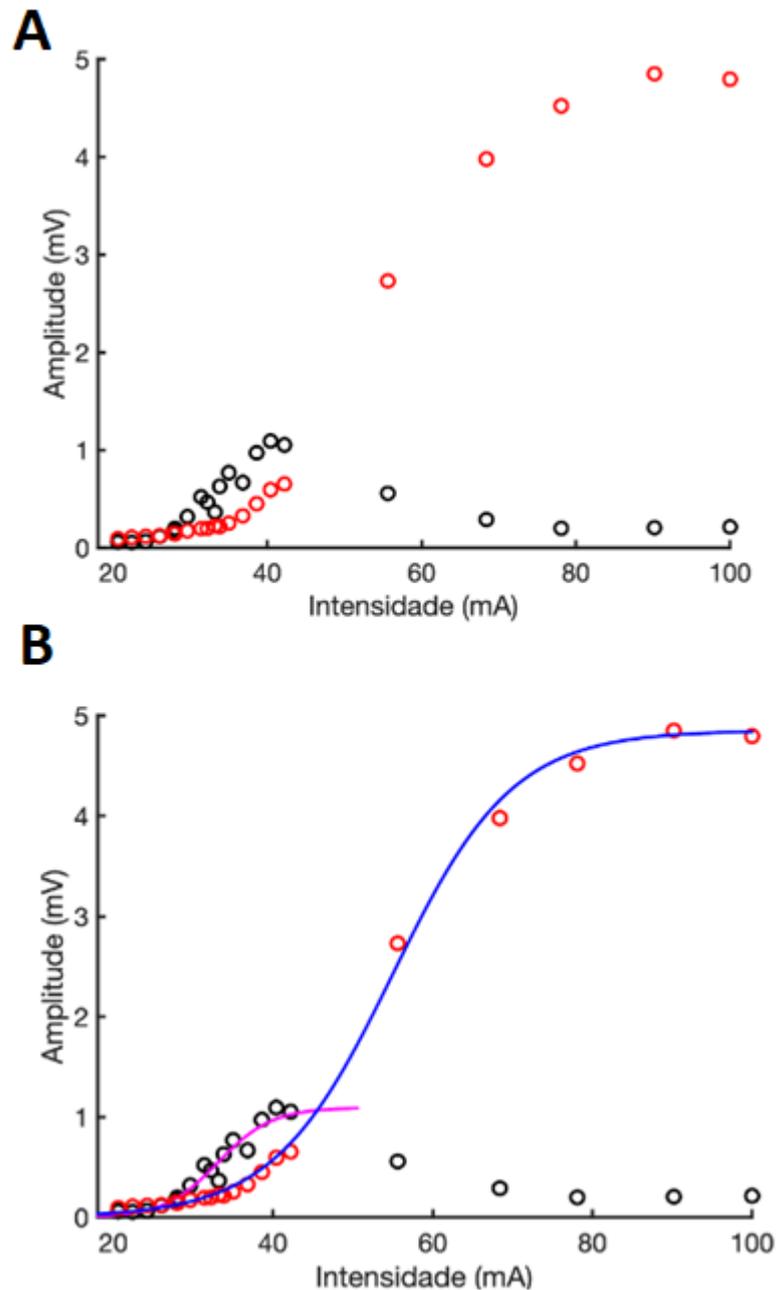


Figura 5: Geração da curva de recrutamento. A) Curvas de recrutamento (CR) do reflexo H (em preto) e da onda M (em vermelho). Cada círculo preto representa a média de 5 valores de amplitude pico-a-pico do reflexo H. Os valores da alça descendente da CR do reflexo H (a partir dos 40 mA) são médias de 2 respostas. **B)** Respective ajustes sigmoidais (rosa para reflexo H e azul para a onda M).

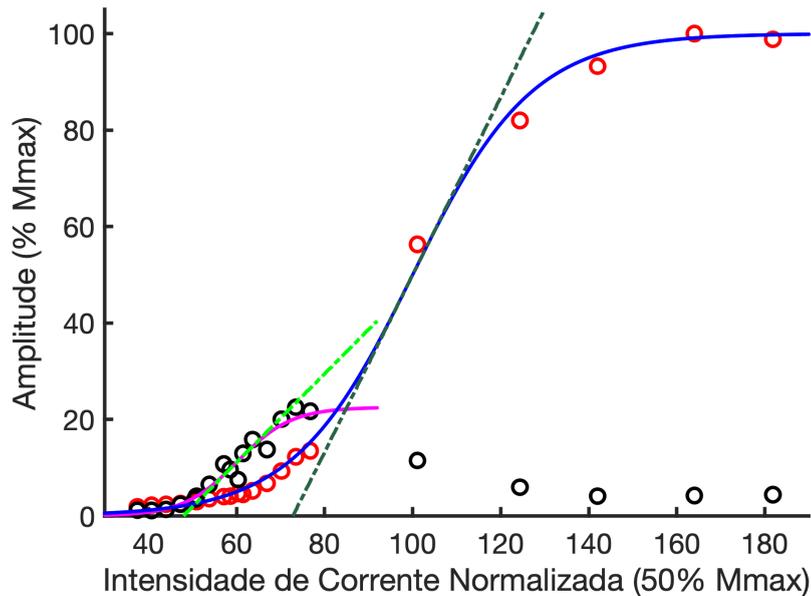


Figura 6. Ajuste da curva de recrutamento. A reta de regressão da curva de recrutamento (CR) (mesma da Figura anterior com os respectivos ajustes sigmoideais). Note que os dados deste gráfico estão representados em escala normalizada e não em valores absolutos de amplitude (mV) e corrente (mA). Note também que 100% na abscissa corresponde a 50% Mmax (veja o texto para detalhes).

Os valores de amplitude associados às intensidades de estímulo da curva pré-intervenção são comparados com as amplitudes obtidas nas mesmas intensidades relativas (normalizadas) da curva pós-intervenção (valores “@”) (Klimstra & Zehr 2008; Mezzarane et al., 2011). Com este procedimento, é possível examinar a modulação reflexa durante a realização de diferentes tarefas ou sob condicionamento diferente quando o mesmo estímulo é gerado (Mezzarane et al. 2011). Desta forma, os parâmetros da CR utilizados para comparação serão *slope*, Hmax (amplitude máxima do reflexo H), Hth (limiar de amplitude do reflexo H), H@th (valor de limiar mapeado na curva pós intervenção pela corrente que evocou Hth na curva controle: pré-intervenção), H50 (amplitude equivalente àquela na qual a reta de regressão tangencia o ajuste sigmoide da CR), H@50 (valor cuja corrente evocou H50 na curva pré-intervenção), H100 (amplitude na qual a reta de regressão atinge Hmax. A partir deste ponto, mapeamos o valor de corrente na abscissa, que corresponde à amplitude H100 na sigmóide) e H@100 (valor cuja corrente evocou aproximadamente 100% da resposta reflexa máxima, ou H100, na curva pré-intervenção). A Figura 8 demonstra um exemplo de dados obtidos de um idoso em repouso e em contração voluntária dos flexores plantares do tornozelo (note o aumento da amplitude do reflexo H durante a contração).

Com o aumento da intensidade de corrente, a amplitude da onda M também aumenta até

atingir um platô. Este fenômeno também é ajustado para um modelo sigmoidal, onde também podemos traçar uma reta de regressão. No exato ponto onde essa reta tangencia a sigmóide normalizada da onda M, considera-se como a amplitude equivalente a 50% da Mmax (Figura 6). Todas as correntes elétricas (eixo das abcissas) são normalizadas como um percentual da corrente necessária para se evocar 50% da Mmax (Klimstra & Zehr, 2008).

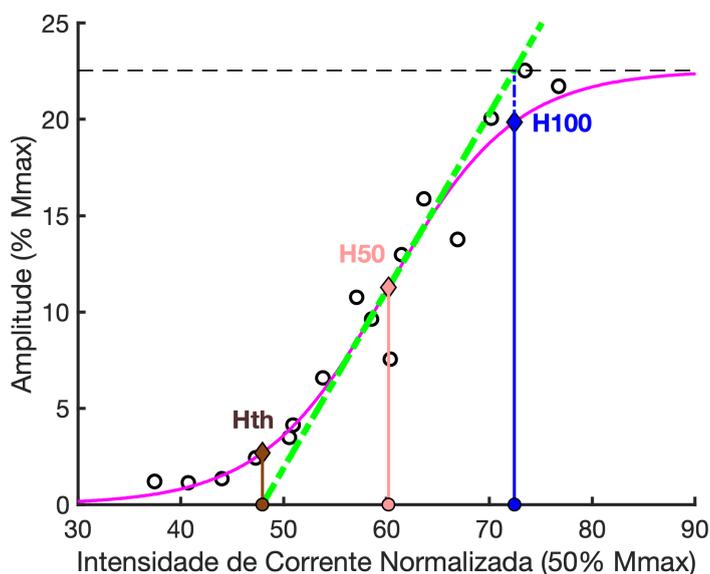


Figura 7. Parâmetros da curva de recrutamento. Trecho ampliado da Figura 6 mostrando ajuste sigmoidal da alça ascendente da curva de recrutamento (CR) do reflexo H. Para maior clareza, os dados da onda M foram omitidos. Os parâmetros Hth, H50 e H100 estão evidenciados em marrom, salmão e azul, respectivamente. Os círculos coloridos na abscissa indicam as respectivas intensidades de estimulação (correntes). O Hmax é a média das três maiores amplitudes de reflexo H. Em verde está a reta *slope*, que tangencia a sigmóide em seu ponto de maior inflexão (H50).

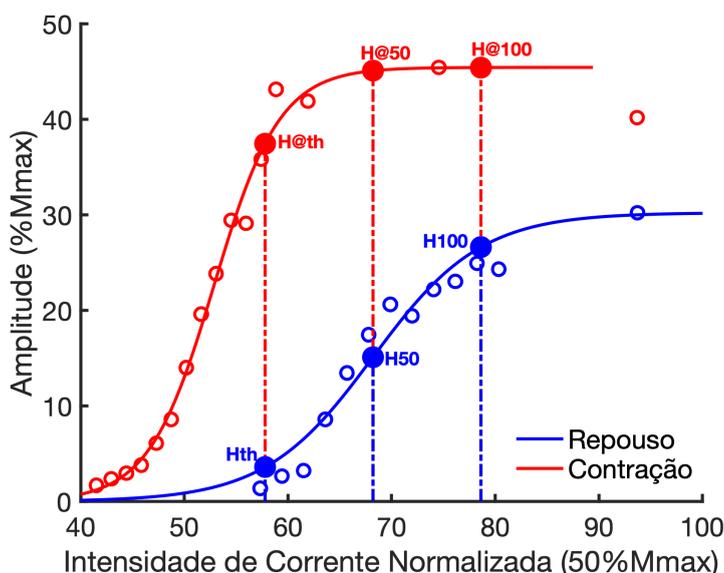


Figura 8. Parâmetros "@" da curva de recrutamento. Ajuste sigmoidal sobre os pontos da curva de recrutamento (CR) obtida no repouso e durante a contração voluntária dos flexores plantares (15% de uma contração voluntária isométrica máxima). Os círculos preenchidos indicam os parâmetros da CR em repouso (azul) e os parâmetros "@" (em vermelho) que são aqueles mapeados a partir das correntes que geraram os parâmetros da CR (controle, ou seja, com o voluntário em repouso), veja detalhes no texto. Note o aumento nas amplitudes do reflexo H durante a contração (círculos vazios vermelhos em comparação aos azuis) (dados obtidos em nosso laboratório e ainda não publicados).

Também é possível avaliar a excitabilidade da via descendente utilizando um procedimento eletrofisiológico semelhante para obtenção do reflexo H. O indivíduo avaliado realiza uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo alvo e simultaneamente um estímulo elétrico supra-máximo é aplicado no nervo que inerva este músculo. Assim, aparecerá no registro EMG uma onda na mesma latência do reflexo H, denominada de onda V (Aagard et al, 2002).

Na CR, altas intensidades de eletroestimulação promovem o desaparecimento do reflexo H no registro de EMG devido ao fenômeno de aniquilação. Porém, ao realizar uma CIVM, os potenciais de ação de origem descendente colidem com os potenciais de origem antidrômica nas vias eferentes do nervo que foi estimulado. Com isso, os potenciais elétricos que têm origem dos axônios aferentes eletroestimulados geram uma resposta na mesma latência do reflexo H, conhecida como onda V (Aagard et al, 2002). Desta forma, quanto maior o drive descendente (maior a colisão de potenciais de origem descendente, portanto, maior ativação dos MNs), maior será a amplitude da onda V.

Treinamentos de resistência estão relacionados a aumentos na amplitude de parâmetros do reflexo H e treinamentos de força estão mais relacionados a aumentos da onda V (Vila-Chã et al, 2012). Um aumento na amplitude da onda V reflete aumento na excitabilidade de vias descendentes que promovem a contração voluntária do músculo (*descending drive*) (Aagaard et al, 2002). Veja na Figura 9 a representação do registro EMG da onda V.

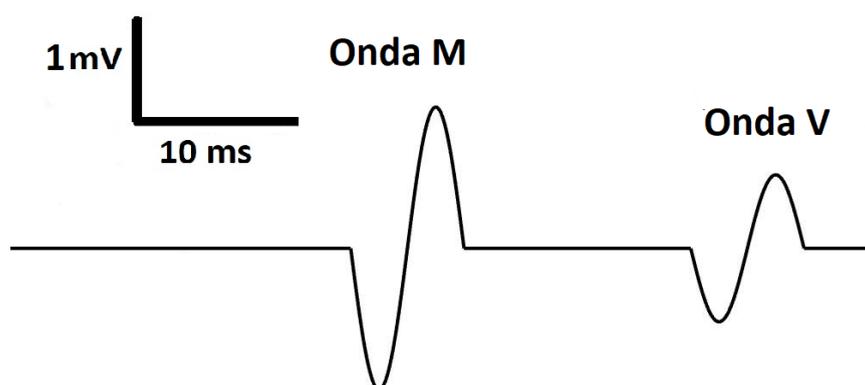


Figura 9. Registro eletromiográfico da onda V. Representação do sinal eletromiográfico (EMG) do sóleo (SO) após estimulação elétrica supramáxima do nervo tibial (150% da intensidade necessária para se evocar uma onda Mmax) durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos flexores plantares. A onda M surge logo após o artefato, como consequência da estimulação dos axônios motores e a onda V surge em cerca de 30 ms como resposta da ativação das unidades motoras (UMs) pelas aferentes Ia e pelo comando supraespinhal.

1.2 Taxa de aumento do EMG e taxa de desenvolvimento de força

A taxa de aumento do EMG (TAE) é um parâmetro usado para investigar as respostas neuromusculares rápidas em resposta à CIVM. Foi demonstrado que o envelhecimento promove reduções expressivas na TAE (Thompson et al, 2014), porém idosos ativos apresentam maiores velocidades de ativação muscular do que os pouco ativos (Laroche et al, 2007). Há uma correlação positiva entre escores obtidos em testes de tarefas funcionais e a TAE em idosos (Clark et al, 2011), sugerindo importância significativa da ativação muscular rápida para manter as funções na realização das atividades diárias.

Essa rápida ativação neuromuscular leva à geração de torque rápido, que é medido pela taxa de desenvolvimento de força (TDF), uma das mais comprometidas ao longo do envelhecimento. Essa redução na TDF está relacionada com a perda de equilíbrio, dificuldade em realizar tarefas da vida diária, quedas e fraturas (Reid & Fielding, 2013; Puthoff & Nielsen, 2007; Izquierdo et al, 1999). A TDF mostra-se sensível à quantidade de unidades motoras (UMs) de contração rápida que envolvem as fibras musculares do tipo II (Maffiuletti et al 2016). Estas fibras são as mais acometidas durante o envelhecimento, apresentando-se atroficas, em menor quantidade e volume (Evans & Lexell, 1995).

A Figura 10 demonstra o comportamento do sinal de torque e EMG ao longo de uma CIVM.

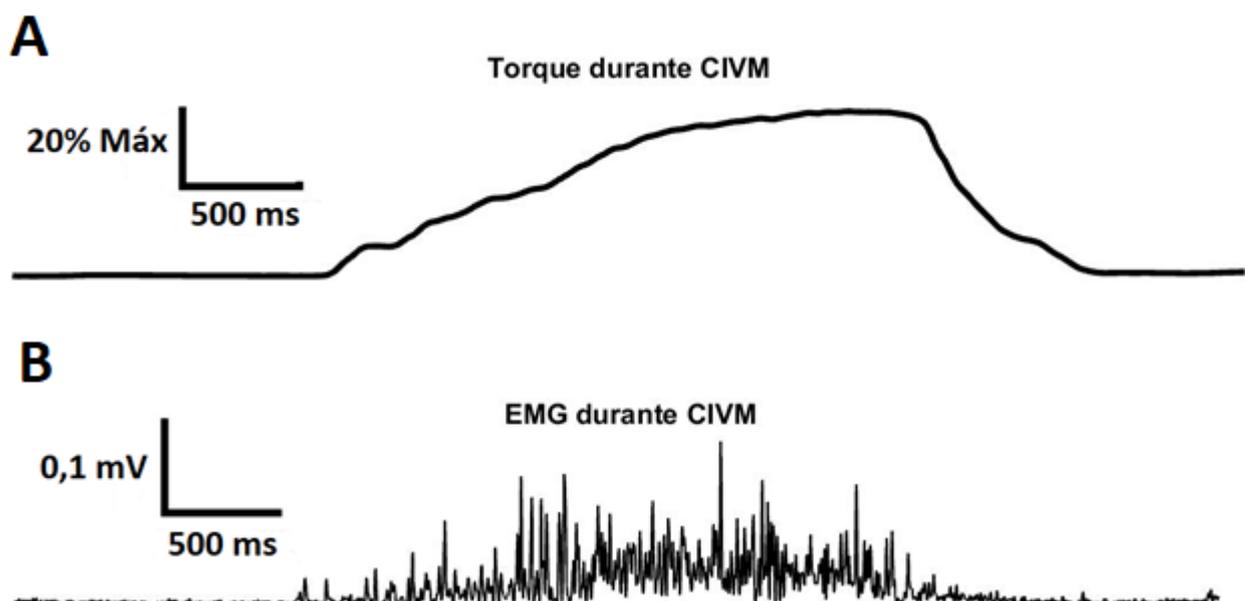


Figura 10. Registro dos sinais obtidos durante a contração isométrica voluntária máxima. A) Registro de força dos flexores plantares. **B)** Sinal eletromiográfico (EMG) do sóleo (SO) (sinal filtrado e retificado). Sinais obtidos em nosso laboratório.

O treinamento físico, sobretudo resistido, promove o aumento da TAE e da TDF (Aagaard et al, 2002). A intervenção de ETCC anódica aumenta a produção de força, obtendo menor índice de fadiga após sucessivas CIVM (Cogiamanian et al, 2007) e também demonstra aumentar a TDF quando avaliada de forma dinâmica, mesmo sem haver modificações no EMG (Cates et al, 2019).

Alguns estudos demonstram que a intervenção de caminhada e o ETCC quando realizados isoladamente modulam o recrutamento de UMs por vias neurais da medula (Sabatier et al, 2015, Roche et al, 2012). Sendo assim, o reflexo H, a onda V, TAE e TDF são ferramentas interessantes para se estudar os efeitos do treinamento neuromotor. Não foram encontrados estudos que avaliassem o recrutamento de UMs após as duas intervenções somadas.

1.3. Controle postural

Um controle adequado da postura é fundamental para a realização de qualquer tarefa motora. Um método interessante para se avaliar o desempenho na manutenção do equilíbrio é a análise do deslocamento do centro de pressão (CP), que é o ponto de aplicação da resultante das forças de reação do solo em resposta aos torques gerados na articulação do tornozelo pelo sistema nervoso central (SNC) para se manter o equilíbrio (Mezzarane e Kohn, 2007; Palmieri et al, 2002; Winter, 1993).

Tipicamente, maiores oscilações estão relacionadas a um controle deficitário, o que pode se refletir em risco de quedas e menor autonomia na realização de atividades da vida diária (Maki et al, 1994; Pizzigalli et al, 2011; Topper et al, 1993). Maiores oscilações do CP estão presentes no envelhecimento, tanto na postura ortostática quieta, quanto em situações que apresentam diferentes tipos de perturbações posturais (Pirainen et al, 2013). As variáveis relacionadas à excursão do CP no domínio do tempo mais utilizadas são o valor eficaz (*Root Mean Squared* - RMS) e a velocidade média (VM), analisadas nos sentidos ântero-posterior (CP_ap) e médio-lateral (CP_ml) (Palmieri et al, 2002; Winter et al 1996). Os músculos extensores da articulação do tornozelo são os principais estabilizadores posturais no plano sagital (Loram et al, 2015), agindo na produção de torque que resulta na excursão do CP.

A diminuição do RMS do CP representa um aumento na capacidade de manter o equilíbrio na postura ereta. Seu valor aumentado reflete uma capacidade reduzida da manutenção controle postural. Esta variável demonstra ser modulada por alterações nos sistemas proprioceptivos,

vestibular e visual (Niam et al, 1999, Aoki et al, 2012). A VM representa a distância total percorrida pelo CP ao longo do tempo. Um aumento na velocidade do CP pode representar uma diminuição na capacidade de controlar a postura, que reflete maior ativação dos flexores plantares (Baloh et al, 1998; Ekdahl et al, 1989; Mezzarane et al, 2007). Alterações nas medidas de velocidade podem refletir a estratégia que o sistema nervoso adapta para manter a estabilidade postural (Riach et al, 1994).

A análise das oscilações do CP permite avaliar a ação de três sistemas sensoriais que se integram para a manutenção do equilíbrio: visual, vestibular e somatossensorial (Palmieri et al, 2002). As oscilações em menores frequências estão ligadas ao controle visual e vestibular do equilíbrio. As oscilações em maiores frequências estão relacionadas a respostas somatossensoriais mediadas por proprioceptores, mecanorreceptores e aferências cutâneas, que integram os sinais de entrada e rapidamente ajustam a posição corporal por meio da ativação das UMs dos músculos posturais.

Para a manutenção da postura é necessária uma integração de informações sensoriais. (visual, vestibular e somatossensorial). Esta integração de informações no sistema nervoso permite um ajuste postural refinado. Porém, quando algumas destas informações são ausentes, como em doenças ou manipulações experimentais, há um aumento na oscilação postural (Diener & Dichgans, 1988).

Uma das possíveis manipulações experimentais é avaliar as oscilações do CP sobre superfícies instáveis, como uma espuma de alta densidade, na qual é possível investigar as perdas de equilíbrio relacionadas ao envelhecimento (Fujimoto et al, 2015). Em superfícies instáveis, ocorrem maiores variações de comprimento dos fusos musculares e então uma maior integração somatossensorial que é necessária para ajustar o equilíbrio.

Outra maneira de investigar ajustes posturais é a avaliação das oscilações do CP com olhos fechados (OF). A ausência das informações visuais leva a uma situação mais desafiadora. Por isso, as oscilações de olhos fechados são maiores (Mezzarane & Kohn, 2007; Aoki et al, 2012) e o sistema nervoso deve se guiar nas informações sensoriais provenientes dos sistemas somatossensorial e vestibular para manter o equilíbrio.

O treinamento físico isoladamente diminui oscilações do CP (Avelar et al, 2016) e modula a ativação dos flexores plantares durante exercício (Ball e Scurr, 2015). A intervenção isolada da ETCC

aparenta não modular o comportamento do CP (Zhou et al, 2015). Porém, quando a ETCC é somada com o exercício físico parece promover adaptações que resultam em menores deslocamentos do CP, indicando melhora no sistema de controle postural em crianças com paralisia cerebral (Grecco et al, 2017).

1.4. Caminhada sobre superfícies inclinadas

Algumas abordagens reabilitativas e atividade física têm se mostrado eficientes para retardar a evolução dos sintomas do envelhecimento (Avelar et al. 2016). O estudo das alterações fisiológicas decorrentes de tais intervenções pode prover dados importantes para desenvolver e aperfeiçoar estratégias de reabilitação física com impacto substancial na qualidade de vida dos idosos (Fragala et al, 2016; Makris et al, 2016). O treinamento de marcha tem se mostrado uma intervenção interessante para melhorar a qualidade de vida de pacientes neurológicos (Herman et al, 2007; Cakit et al, 2007) e diminuir a incidência de quedas em idosos (Verfaillie et al, 1997).

A exposição do indivíduo às condições ambientais que desafiam o equilíbrio e demandam maior contração muscular pode promover adaptações no sistema neuromuscular resultando em um melhor desempenho motor (Taube et al, 2007). Por exemplo, inclinações da base de apoio durante a marcha promovem alterações neurofisiológicas que permitem o controle do nível de contração muscular (Simonsen et al, 1994). Sabe-se que o ganho da via do reflexo de estiramento do músculo sóleo (SO) é modulado ao longo da marcha (Capaday & Stein, 1986) para ajustar a atividade dos músculos envolvidos na propulsão e na estabilidade postural (músculos posturais, principalmente aqueles em torno da articulação do tornozelo). Entretanto, este ganho é menor durante a marcha com inclinação para cima, em comparação ao plano e rampa em declínio, especialmente durante o início da fase de apoio (Simonsen et al, 1994). Este resultado evidencia a existência de adaptações neurofisiológicas de acordo com a demanda ambiental.

Recentemente, foi documentado que a intervenção de marcha em declínio aumenta o nível de contração máxima do músculo quadríceps para ambas as pernas de adultos jovens (Rodio & Fattorini, 2014). Depreende-se que a marcha em planos inclinados pode fazer parte de uma estratégia de treinamento com vistas à melhora no desempenho motor. Os efeitos agudos sobre parâmetros neurofisiológicos desta atividade foram recentemente descritos em adultos jovens saudáveis (Sabatier et al, 2015). Contudo, ainda existem lacunas no estudo das adaptações

neurofisiológicas e biomecânicas após uma sequência de intervenções com marcha em diferentes inclinações, e sua eventual potencialização pelo uso conjugado de ETCC, em idosos.

1.5. Estimulação transcraniana por corrente contínua

A ETCC consiste na aplicação de uma corrente elétrica contínua de baixa intensidade por meio de dois eletrodos posicionados no couro cabeludo dos sujeitos sobre a área que se deseja promover, a depender da polaridade da corrente, efeitos excitatórios ou inibitórios sobre os neurônios. A ETCC de polaridade anódica é capaz de promover modificações no potencial de repouso de membranas celulares, favorecendo a despolarização e aumentando a taxa de disparo neuronal espontânea, enquanto que a ETCC de polaridade catódica provoca efeitos contrários (Nitsche & Paulus, 2000). Essas alterações na excitabilidade cortical podem permanecer por uma hora ou mais, quando a ETCC é aplicada por nove ou mais minutos, utilizando uma intensidade de corrente entre 0,3 a 2 mA (Nitsche & Paulus, 2001). Diversos estudos reportam resultados promissores do efeito da associação de estímulos envolvidos em neuromodulação (p.ex., ETCC) e treinamento sobre o desempenho motor e melhoria de capacidades físicas (Nitsche et al, 2003; Butefisch et al, 2004; Stagg, 2011; Lattari et al, 2018).

Uma vez que a ETCC associada ao exercício físico promove neuromodulação e pode aperfeiçoar as capacidades físicas, e visto que idosos possuem diversos comprometimentos neuromotores, o presente projeto poderá contribuir para a definição e aperfeiçoamento de um protocolo de reabilitação dessa população. Apesar dos resultados já existentes na literatura serem motivadores, pouco se sabe sobre os efeitos crônicos do uso conjugado da ETCC e intervenção de caminhada sobre os mecanismos neurofisiológicos subjacentes aos efeitos benéficos induzidos pela associação destas técnicas. Os resultados desta associação entre terapias neurológicas e motoras parecem ser promissores para a reabilitação física, e como essas investigações podem impactar positivamente a população idosa, merecem ser estudadas para definir protocolos que sejam benéficos para a qualidade de vida desta população.

A hipótese deste presente estudo é de que as variáveis posturográficas representadas pelas oscilações do CP possuem correlações positivas significativas com os dados de CIVM (TAE e TDF), sugerindo que a ativação rápida do músculo SO e a produção rápida de força dos flexores plantares estejam relacionados aos ajustes posturais ortostáticos.

A análise da correlação dos dados posturográficos, bem como os de CIVM e os parâmetros neurofisiológicos (reflexo H e onda V), revelarão os substratos neurofisiológicos que levam a uma geração de força rápida para que haja a manutenção do equilíbrio.

Na segunda parte deste estudo, a hipótese é de que a intervenção de caminhada em declínio associada a ETCC anódica promova diminuição das oscilações posturais, o que significa uma melhora do equilíbrio em idosos. A verificação de possíveis alterações das variáveis neurofisiológicas fornecerá informação sobre as adaptações neurais que ocorrem para a melhora do equilíbrio.

2. OBJETIVOS GERAIS

O presente projeto tem o objetivo de analisar as adaptações agudas e crônicas medidas por meio de variáveis neurofisiológicas e biomecânicas, envolvidas no controle postural de idosos, após intervenção de marcha associada à estimulação transcraniana por corrente contínua.

2.1. Objetivos específicos

- Analisar correlações (dados PRE) entre: 1) variáveis posturográficas (RMS e VM do CP) e de CIVM (TAE do músculo SO e TDF dos flexores plantares); 2) variáveis posturográficas (RMS e VM do CP) e eletrofisiológicas (Hmax/Mmax, Vmax/Mmax); 3) variáveis de CIVM (TAE do músculo SO e TDF dos flexores plantares e eletrofisiológicas (Hmax/Mmax, Vmax/Mmax);
- Avaliar alterações crônicas no RMS e na VM das oscilações ântero-posteriores e médio-laterais do CP em posição ortostática de olhos abertos sobre espuma (OAE) e de olhos fechados sem espuma (OF);
- Observar mudanças dos parâmetros da alça ascendente da CR do reflexo H (Hth, H50, H100, seus respectivos valores @ e Hmax) e amplitude da onda V (Vmax/Max) imediatamente após uma sessão e após cinco sessões de caminhada em declínio associada a ETCC anódica;

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O desenho experimental foi composto por um bloco transversal, no qual estudamos e caracterizamos um grupo de voluntários através de várias correlações entre dados biomecânicos e neurofisiológicos. No segundo bloco, o estudo assumiu característica longitudinal, em que investigamos os efeitos neuromotores após 2 semanas de caminhada somada à ETCC.

A amostra inicial foi constituída por 12 idosos com $69,08 \pm 3,92$ anos, sendo 2 homens e 10 mulheres. Oito voluntários (1 homem e 7 mulheres) permaneceram até a fase final do estudo, com idade de $69 \pm 3,85$ anos. Os critérios de inclusão foram ausência de prática regular de exercício físico há pelo menos um mês e ausência de quedas há no mínimo 3 meses recentes. Os critérios de exclusão foram idosos que possuíam doenças ou restrições neurológicas, cardíacas, pulmonares ou qualquer outra que comprometeriam a execução da pesquisa. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (CAAE: 83339318.2.0000.0030) e todos os voluntários foram informados sobre a sequência do protocolo que foram submetidos e prosseguiram a pesquisa após a assinatura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE).

3.1. Intervenção

A intervenção consistiu em uma caminhada realizada na esteira computadorizada TK35 (Cefise, Brasil) com o uso de um colete de segurança para prevenção de quedas (Figura 11). A duração foi de 20 minutos e foi adotada uma inclinação de -8% ($\approx -4^\circ$). As escolhas do tempo e da inclinação foram baseadas em estudos prévios (Sabatier et al, 2015; Arnold et al, 2017; Simonsen et al, 1994; Hoque et al, 2018; Akoopie et al, 2018).

O ajuste da velocidade da esteira foi baseado no que os próprios idosos relataram como sendo uma caminhada confortável, em velocidade similar àquela realizada nas atividades de vida diária. Os voluntários que permaneceram até o fim das intervenções caminharam na esteira em declínio em velocidade auto-relatada de $1,71 \pm 0,52$ km/h, e a PSE (entre 0 a 10) foi registrada em $3,75 \pm 1,28$. Este esforço pode ser considerado de baixa intensidade, uma vez que valores abaixo de 5 são ancorados como pertencentes a uma zona de esforço leve (Borg, 1998).

Simultaneamente à execução da caminhada, os voluntários receberam a ETCC, que consistiu em uma corrente elétrica constante de 2 mA aplicada por 20 minutos sobre o couro cabeludo por

meio de um par de eletrodos de silicone (35 cm²) envolvidos por esponjas (140 mm) embebidas em solução salina. Os eletrodos, ânodo e cátodo foram conectados a um aparelho de ETCC, Modelo 1300 A (1 x 1 tDCS device, Low-Intensity Stimulator, Soterix Medical, EUA) (Figura 11). Foi adotada a montagem bi cefálica ou bi hemisférica, na qual o ânodo foi posicionado paralelamente à linha pré-auricular (linha traçada entre os trágus das orelhas esquerda e direita) sobre os pontos próximos à região do córtex motor que representam os membros inferiores. As regiões C1 e C2 correspondem à área motora dos membros inferiores (aproximadamente 1-2 cm para a direita ou esquerda do Cz) (Madhavan & Stinear, 2010; Madhavan et al, 2016). O ânodo cobriu a região C1-Cz usando o sistema internacional 10-20 para eletroencefalografia como referência, ao passo que o eletrodo cátodo foi posicionado sobre o osso frontal, no lado direito do crânio (Van Asseldonk & Bloonstra, 2016).

O aparelho de ETCC foi ligado imediatamente após a identificação da velocidade de caminhada ideal para cada idoso. A corrente teve intensidade progressiva de 0,3 a 2 mA ao longo de 20 segundos, até estabilizar no valor máximo. Ao atingir os 2 mA, o equipamento iniciou a contagem do tempo e prosseguiu-se a intervenção até completarem os 20 minutos totais.

Esta intervenção foi aplicada na primeira visita, e ao longo de mais 4 sessões, respeitando o intervalo de 48h entre a realização de cada uma das 5 sessões de intervenção. O motivo desta quantidade de sessões foi escolhida com base em estudo prévio que demonstrou melhorias neuromotoras em pacientes que sofreram acidente vascular encefálico (AVE) após a prática de 5 sessões de caminhada associada à ETCC (Manji et al, 2018). A Figura 11 mostra como foi realizada a intervenção e o aparelho de ETCC.

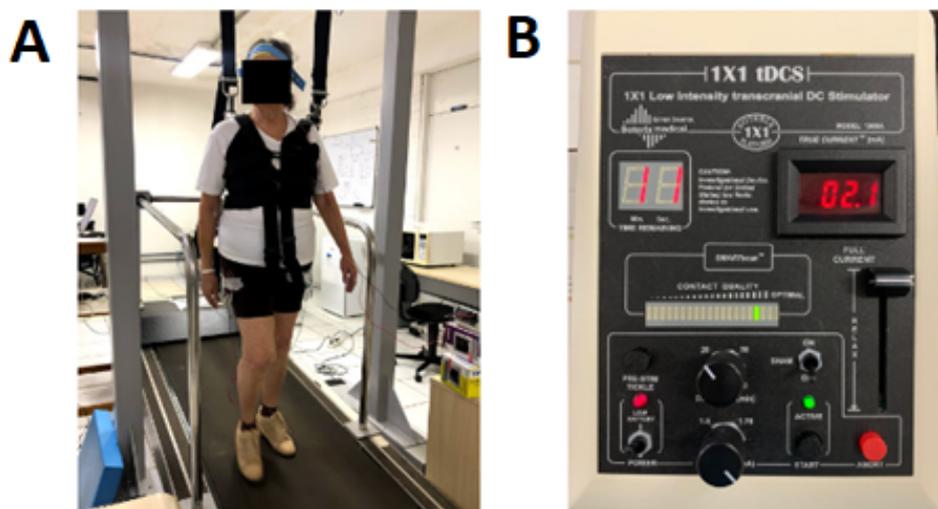


Figura 11. Voluntária realizando a intervenção. A) Realização da caminhada na esteira computadorizada TK35 (Cefise, Brasil) vestindo um colete de segurança durante o uso do ETCC. **B)** Zoom no equipamento 1 x 1 tDCS device 1300 A (Low-Intensity Stimulator, Soterix Medical, EUA) para a ETCC.

3.2. Eletromiografia

Para a aquisição do EMG utilizamos o sistema de captação de sinais eletrofisiológicos e estimulação elétrica Neuropack X1 MEB 2300 (Nihon-Kohden, Japão) (Figura 12). O equipamento possui resolução de 18 bits, modo de rejeição comum de 112 dB, amplificadores de 12 canais e quatro canais de estimulação. A taxa de amostragem foi de 5 kHz, com banda do filtro de 10 Hz à 1 kHz. A captação de sinais ocorreu no momento anterior e logo após à realização da primeira intervenção. Após a finalização da última intervenção, novos sinais EMG foram obtidos.

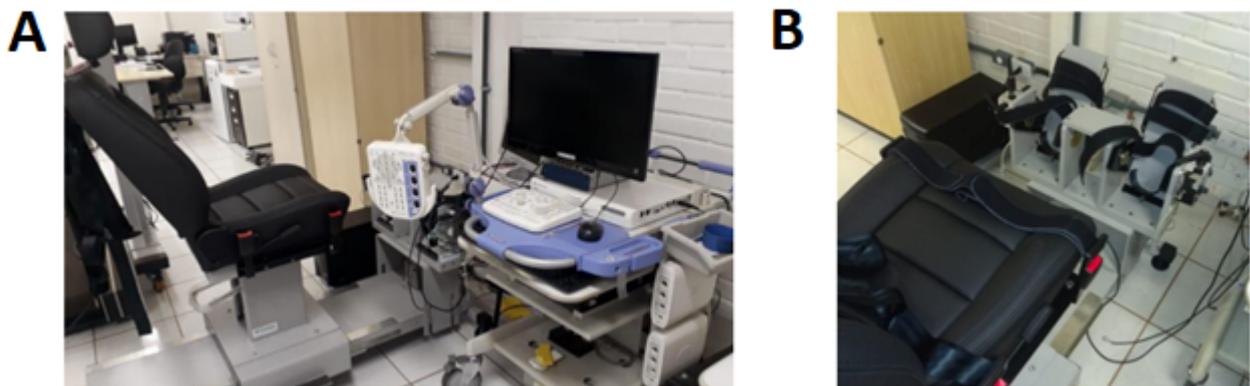


Figura 12. Captação do sinal eletromiográfico e torque. A) Sistema de captação de sinais eletrofisiológicos e estimulação elétrica Neuropack X1 MEB 2300 (Nihon-Kohden, Japão) e cadeira adaptada para diferentes posições confeccionado por Cefise, Brasil. **B)** Apoio para os pés com torquímetro acoplado para a articulação do tornozelo.

3.3. Procedimento experimental

Ao chegarem no laboratório os voluntários realizaram os experimentos posturográficos na plataforma de força AccuSway Plus (*Advanced Mechanical Technologies, Inc* – Estados Unidos) e depois foram posicionados na cadeira personalizada. Então, foi encontrado o local ideal para o posicionamento do eletrodo de estimulação no nervo tibial e as coletas de sinais neurofisiológicos e força foram iniciadas. A CR do reflexo H e uma CIVM em flexão plantar foram obtidas com o objetivo de analisar a TDF e a TAE. A última avaliação consistiu em evocar três vezes a onda V.

Em seguida, o ETCC foi posicionado sobre a cabeça do voluntário, que foi direcionado para a esteira e colocado em um colete de segurança. Então, solicitamos o início da intervenção. Os idosos foram avaliados em três momentos: 1º- Antes da intervenção (PRE) (n=15), em que analisamos as correlações entre todos os dados transversais; 2º - POS_agu (n=10), em que analisamos os efeitos neurofisiológicos logo após uma sessão de caminhada em declínio somada à ETCC anódica; e 3º - POS_cro (n=8) no qual avaliamos os efeitos crônicos de cinco sessões (ao longo de duas semanas) de

caminhada em declínio somada à ETCC anódica. A Figura 13 ilustra o desenho experimental adotado neste trabalho.

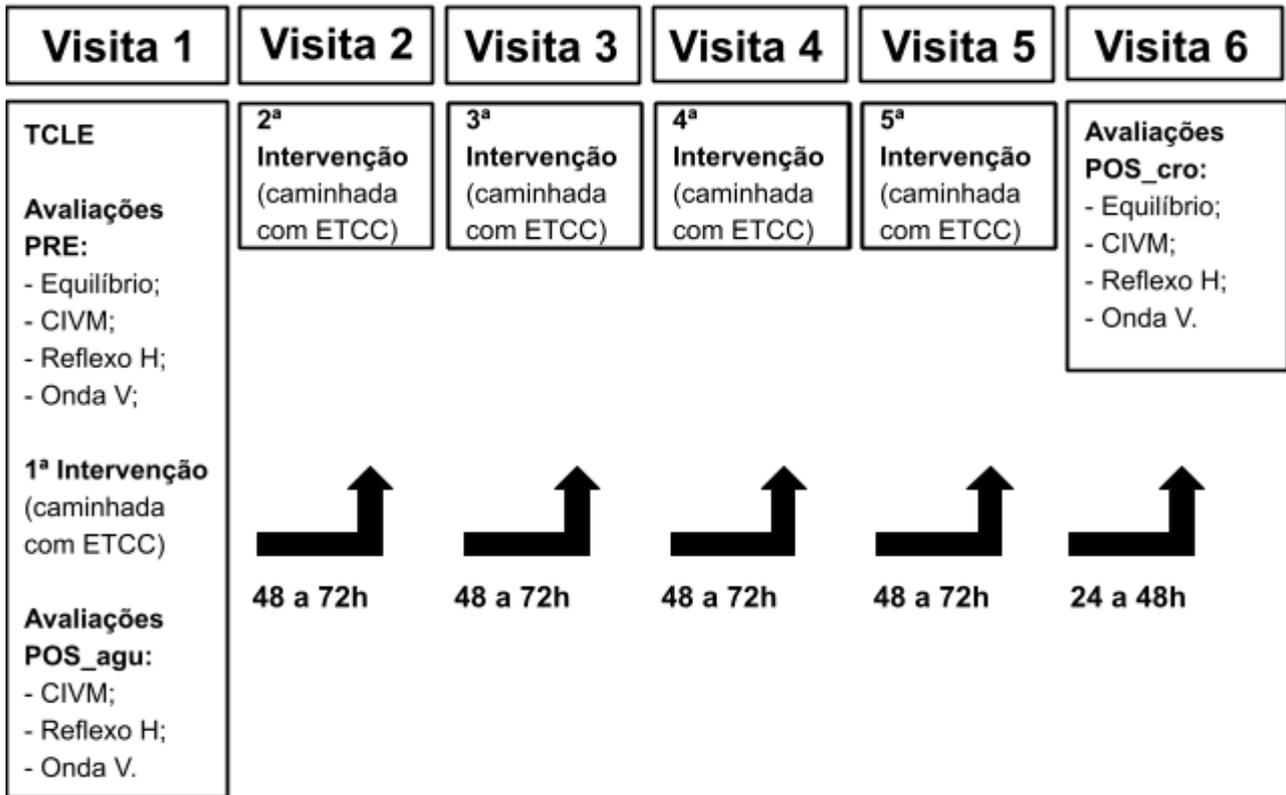


Figura 13. Desenho experimental das coletas e intervenções. Cada voluntário visitou o laboratório 6 vezes. Na primeira, realizaram avaliações iniciais (PRE) que consistiram no equilíbrio sobre a plataforma de força, uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos flexores plantares, o reflexo-H e a onda V. Ainda no primeiro dia, realizaram a primeira intervenção e as avaliações imediatamente após (POS_agu), que foram as mesmas do momento PRE porém sem a avaliação do equilíbrio. Da segunda até a quinta visita, ocorreram as demais sessões de intervenção (totalizando 5), sendo respeitados intervalos de 48 a 72 horas entre cada. Na sexta e última visita, que ocorreu de 24 a 48 horas após a última sessão de intervenção, realizamos as avaliações finais (POS_cro).

3.3.1. Curva de recrutamento do reflexo H

Todos os procedimentos específicos da CR foram baseados nas recomendações de Zehr (2002). O reflexo H foi mensurado no SO enquanto os participantes estavam sentados em uma posição semi-inclinada com o joelho entre 110° a 120°, posição ideal para a alocação do eletrodo de estimulação no nervo tibial, e o tornozelo esteve em 90° em uma estrutura especialmente projetada para este fim e para a medição de torques articulares (Cefise, Brasil – Figura 12). A atividade EMG do músculo SO foi registrada por meio de eletrodos bipolares posicionados 4 cm abaixo do encontro dos dois ventres do gastrocnêmio, acima da aponeurose do músculo SO, com 2 cm de distância entre eles (Burke, 1997), como demonstra a Figura 14.



Figura 14. Posicionamento dos eletrodos de captação. Eletrodos de superfície posicionados no músculo sóleo (SO) de acordo com as recomendações de Burke (1997), enquanto o voluntário permanecia sentado para condução dos experimentos eletrofisiológicos.

Um eletrodo terra foi colocado sobre o processo estilóide da ulna. Foi realizada a abrasão da pele do participante com algodão embebido em álcool previamente à colocação dos eletrodos, mantendo-se a impedância abaixo de 10 M Ω .

Os reflexos foram evocados a partir da estimulação do nervo tibial por meio de um eletrodo bipolar localizado na fossa poplíteia. Anteriormente aos testes, o estimulador foi utilizado para encontrar o ponto no qual o reflexo H seria obtido com a menor corrente possível, sem a presença da onda M. Após o registro da intensidade de estímulo mínimo (limiar) para a obtenção do reflexo H, a intensidade do estímulo foi aumentada até encontrar a corrente necessária para evocar um reflexo H em sua máxima amplitude (Hmax), ou seja, até sua amplitude atingir um platô.

A faixa de intensidades entre os valores de corrente limiar do reflexo H e aqueles associados à Hmax (faixa de intensidade limiar-máximo) foi dividida em pelo menos 10 estímulos igualmente espaçados para a obtenção da alça ascendente da CR. Em algumas situações, alguns pontos a mais da alça ascendente foram obtidos, devido à necessidade de se reavaliar o Hmax. Como o reflexo H varia mesmo com a intensidade de estímulo constante (devido às influências descendentes e periféricas), a estimulação foi aplicada por 5 vezes seguidas, em cada uma das 10 intensidades escolhidas com o objetivo de se obter a média do reflexo H para um estímulo específico. Os estímulos foram liberados em intervalos aleatórios entre 3 e 7 segundos para minimizar efeitos de expectativa de ocorrência de estimulação do participante. Na sequência dos estímulos, obtivemos pontos da fase descendente da curva até a obtenção da onda Mmax com média de 2 respostas para cada ponto.

3.3.2. Onda V

A onda V foi evocada após o conhecimento da intensidade de corrente elétrica necessária para se evocar a onda Mmax. Utilizamos 150% deste valor de corrente para estimular o nervo tibial durante uma CIVM do indivíduo avaliado (Aagaard et al, 2002; Vila-Chã et al, 2012). O procedimento foi repetido três vezes para a obtenção da maior amplitude de onda V.

3.3.3. Taxa de aumento do EMG e taxa de desenvolvimento de força

Foi solicitado que os voluntários realizassem uma CIVM do movimento de flexão plantar (levantar o calcanhar) durante 4 segundos. Durante a CIVM foi captado o sinal EMG do músculo SO. A TAE foi calculada pelo aumento do RMS nas latências de 0-30 ms; 0-50 ms; 0-100 ms e 0-200 ms (Barry et al, 2004; Aagaard et al, 2002; Thompson et al, 2014).

Durante a CIVM dos flexores plantares também foi captado o sinal de torque na articulação do tornozelo através de um torquímetro personalizado por Cefise (Brasil). A TDF foi calculada pelo aumento da força dos flexores plantares em diferentes latências (0-30 ms; 0-50 ms; 0-100 ms e 0-200 ms) (Aagaard et al, 2002; Thompson et al, 2014).

3.3.4. Deslocamento do centro de pressão

O registro do deslocamento do CP foi obtido utilizando-se a plataforma de força (Figura 15). Os sinais foram registrados com frequência de amostragem de 100 Hz. Calculamos o RMS (equação 1) e a VM (equação 2) do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Avaliamos o desempenho do sistema de controle postural e suas alterações causadas pela intervenção por meio de medidas da excursão do CP com os sujeitos em duas situações instáveis (OAE e OF). Cada sujeito permaneceu na plataforma por 70 segundos em cada coleta, sendo três coletas em cada uma das condições (OAE e OF) em sequência aleatorizada. Os 10 segundos iniciais de cada coleta foram descartados para o ajuste postural inicial.



Figura 15. Voluntária sobre a plataforma de força. Coleta realizada sobre uma espuma de alta densidade posicionada sobre a plataforma de força AccuSway Plus (Advanced Mechanical Technologies, Inc – EUA).

3.4. Processamento de sinais

Após a realização das coletas e intervenções, os dados obtidos foram processados utilizando o software Matlab (versão 7.0, MathWorks, Inc) por meio de rotinas específicas para cada variável.

O sinal do CP foi calculado pelo software da plataforma de força (a partir das forças e momentos nos três eixos ortogonais). O RMS e a VM do deslocamento do CP foram calculados em um período de 60 segundos com base nas equações (1 e 2):

$$eq\ 1: \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (CP)^2}$$

$$eq\ 2: \quad VM = \frac{fs}{N} \sum_{i=1}^N |(CP_i) - (CP_{i-1})|$$

Na primeira equação, N é o número de amostras (6000), i é a posição do CP em cada uma das amostras (1 até N), Σ indica que todas as posições de CP ao quadrado serão somadas e divididas por N . Ao final, a aplicação da raiz quadrada dará o resultado do RMS do CP. Na segunda equação, fs é a frequência de amostragem (100 Hz), que quando dividida por N (6000), informará o inverso do tempo da coleta (1/60). O espaço percorrido pelo CP será dado pela Σ de todas as posições do (CP_i)

subtraídas de suas posições anteriores, (CPI-1). Sendo assim, com o conhecimento do deslocamento espacial e do tempo, a VM é calculada.

Os parâmetros da CR do reflexo H foram extraídos de um ajuste sigmoidal a partir de um gráfico com as amplitudes pico-a-pico do reflexo H na ordenada (em mV) e os respectivos valores de estímulo elétrico aplicado ao nervo tibial (em mA) na abscissa. O ajuste sigmoidal (Klimstra & Zehr, 2008) foi estimado segundo a equação 3.

$$eq\ 3: \quad H(s) = \frac{Hmáx}{1 + e^{m(s50-s)}}$$

Em que $Hmax$ é a resposta H máxima (limite superior da curva), m é a inclinação da alça ascendente, $s50$ é a intensidade de estímulo necessária para se evocar 50% do $Hmax$, $H(s)$ é a amplitude reflexa para um determinado estímulo s , enquanto e é o número de Euler ($\approx 2,72$).

Os coeficientes da curva foram estimados utilizando a função *nlinfit* do Matlab, que estima um ajuste não linear do dados obtidos utilizando a técnica dos mínimos quadrados iterativos. A inclinação da reta que tangencia a região da curva cuja derivada é maior, foi calculada de acordo com a equação 4:

$$eq\ 4: \quad slope = m \frac{Hmáx}{4}$$

Em que m é o parâmetro de inclinação da sigmóide proveniente da estimativa dos mínimos quadrados iterativos. Foram comparados os parâmetros de limiar (Hth), metade da amplitude máxima ($H50$), amplitude máxima ($H100$) e $slope$ extraídos do ajuste sigmoidal (Klimstra & Zehr, 2008).

As três ondas V decorrentes da eletroestimulação do nervo tibial durante a CIVM tiveram suas amplitudes pico-a-pico mensuradas. Optou-se pelo maior valor para se atribuir como $Vmax$ registrada no SO. As eletroestimulações também produziram ondas $Mmax$, que também tiveram suas amplitudes mensuradas. Com o conhecimento de ambos os valores, a razão $Vmax/Mmax$ foi associada à excitabilidade do comando descendente.

Em relação aos dados de TAE, os EMGs foram previamente retificados e filtrados com um filtro butterworth de terceira ordem com frequências de corte de 20 Hz a 400 Hz. O início da

ativação neuromuscular foi definido como um aumento do RMS em 3 desvios padrão da linha de base (Barry et al, 2004) utilizando uma rotina em Matlab. Os dados foram inspecionados visualmente para garantir que os inícios foram identificados com precisão pela rotina.

A TAE foi calculada como o aumento do RMS do EMG nas latências de 0-30 ms; 0-50 ms; 0-100 ms e 0-200 ms (Barry et al, 2004) e normalizada pelo maior RMS encontrado em uma janela de 100 ms durante a CIVM (Clark et al, 2011). Todos os valores TAE foram calculados como sendo a diferença entre o RMS após um determinado tempo de contração e o RMS em repouso (*background*), que foi adquirido durante 2 segundos previamente à contração (Figura 16).

Os sinais de força foram adquiridos e filtrados usando um filtro passa-banda butterworth de quinta ordem com frequências de corte de 10 Hz e 40 Hz. O início da contração foi definido como um aumento em 2 desvios padrão da linha de base e inspecionado visualmente para garantir que o início fosse detectado corretamente (Figura 16).

A TDF foi calculada pelo aumento da força dos flexores plantares em diferentes latências (0-30 ms; 0-50 ms; 0-100 ms e 0-200 ms) e foi apresentada como uma porcentagem do pico de torque na CIVM (Aagaard et al, 2002; Thompson et al, 2014). Os valores de torque consistiram na diferença entre o valor médio na CIVM e o torque em repouso (*background*) que foi adquirido durante 2 segundos previamente à contração (linha de base).

A Figura 16 mostra os sinais obtidos durante a CIVM, a linha de base e o ponto definido como início (*intercept* - 0 ms).

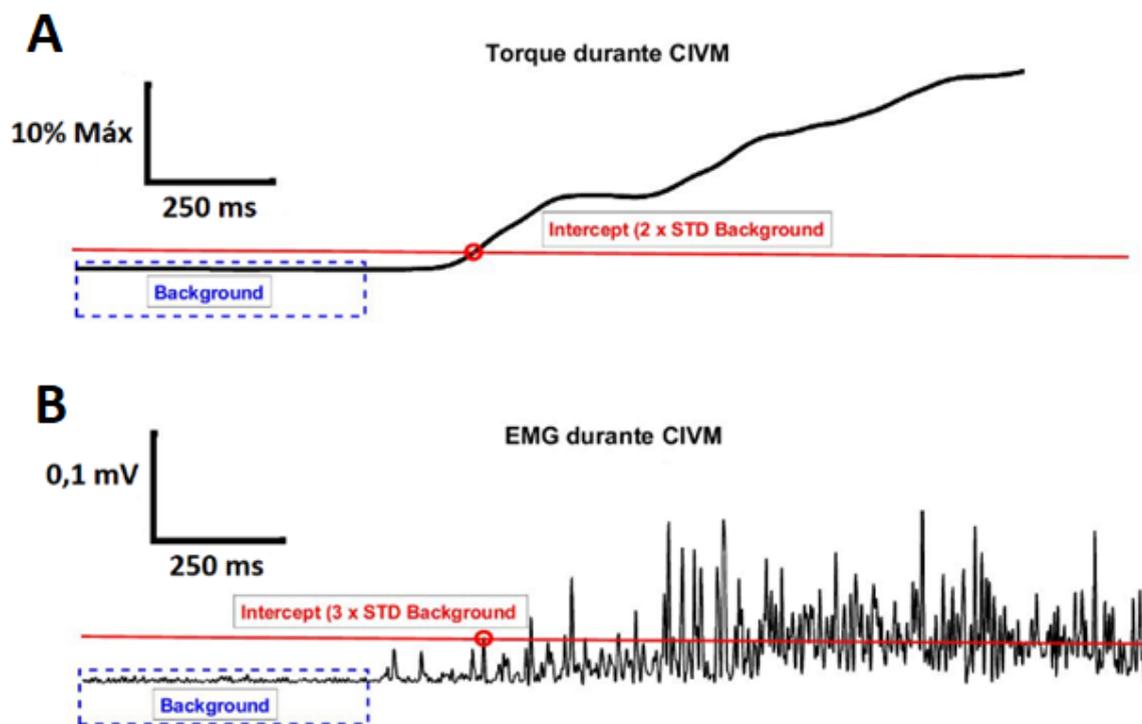


Figura 16. Início dos sinais da contração isométrica voluntária máxima. A) Definição do início (*intercept*) do aumento do torque (acima), sendo dois desvios padrão acima da média do sinal obtido durante a linha de base (*background*). **B)** Definição do início do aumento do EMG, sendo três desvios padrão além do RMS obtido durante o repouso.

3.5. Análise estatística

Os testes estatísticos foram realizados por meio do software Matlab (versão 7.0, MathWorks, Inc). A normalidade de distribuição dos dados foi verificada utilizando o teste de Kolmogorov-Smirnov. O teste não rejeitou a hipótese nula de distribuição normal dos dados ($p > 0,05$). Então, foram calculados os coeficientes de correlação de Pearson entre os dados de equilíbrio (RMS e VM do CP), os dados obtidos pelas CIVM (TAE, EMG pico, TDF e pico de força) e também os dados neurofisiológicos (Hmax/Mmax e Vmax/Mmax) no momento PRE. Também foram feitos testes de correlação dos parâmetros da CIVM com os dados neurofisiológicos.

Diferenças entre as condições PRE e POS_cro para as variáveis RMS e VM relacionadas ao deslocamento CP_ap e CP_ml foram detectadas por meio de teste t pareado. As alterações dos parâmetros extraídos da CR do reflexo H e as amplitudes das ondas V também foram detectadas por meio do teste t pareado nas situações PRE x POS_agu e PRE x POS_cro. O nível de significância adotado para todos os testes foi de $p < 0,05$. Depois, foi calculado o tamanho do efeito por meio do coeficiente *d* de Cohen. Foram considerados efeitos pequenos valores de *d* a partir de 0,1. Valores de *d* maiores ou iguais a 0,3 foram interpretados como médios. Valores iguais ou maiores que 0,5 foram considerados altos (Cohen, 1988).

4. RESULTADOS

4.1. Correlações entre os dados posturográficos, neurofisiológicos e de contração isométrica voluntária máxima.

Os resultados das correlações são expressos nos formatos de *Heat Map* nas tabelas 1 a 8. A cor vermelha significa correlações positivas, sendo mais intensa em valores R próximos de 1. As associações negativas são expressas pela cor azul com tonalidade mais forte em valores próximos de -1. Cores brancas estão presentes quando não houve nenhuma associação entre as variáveis analisadas.

Houve correlações significativas ($p < 0,05$) entre variáveis de equilíbrio e diferentes latências de TDF e TAE. As Tabelas 1 a 4 mostram as correlações entre as variáveis posturográficas e os dados de CIVM. A VM do CP_ap com OF se correlacionou com TDF em 100 ms e 200 ms ($R = 0,78$ e $0,63$, respectivamente; $p < 0,05$) e se correlacionou com TAE em 30, 50 e 200 ms ($R = 0,81$; $0,62$ e $0,72$ respectivamente; $p < 0,05$). A VM do CP_ap com OAE se correlacionou apenas com a TDF em 100 ms ($R = 0,67$; $p < 0,05$), e com TAE em 30 ms e 50 ms ($R = 0,80$ e $0,62$, respectivamente; $p < 0,05$). A VM do CP_ml com OF e a TDF em 100 ms e 200 ms estão associadas positivamente ($R = 0,75$ e $0,61$, respectivamente; $p < 0,05$). Não houve associação significativa entre VM do CP_ml com OAE e a TDF em nenhuma análise de tempo. Entretanto, essa variável se correlacionou com a TAE em 30 ms ($R = 0,68$; $p < 0,05$).

As variáveis de RMS do CP não se correlacionaram com a TDF nem com a TAE, independentemente das condições de visão e plano. Além disso, nem o pico de força nem o pico de RMS do EMG estão associados com os dados de equilíbrio.

Tabela 1: Correlações entre a velocidade média do centro de pressão e dados do eletromiograma.

TAE	VM do CP durante OAE		VM do CP durante OF	
	CP_ap	CP_ml	CP_ap	CP_ml
30 ms	0,80*	0,68*	0,81*	0,71*
50 ms	0,62*	0,48	0,62*	0,54
100 ms	0,37	0,15	0,51	0,41
200 ms	0,55	0,39	0,72*	0,62*
EMG Pico	0,19	0,15	0,00	-0,05

VM: velocidade média; CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão; EMG: eletromiograma; TAE: taxa de aumento do EMG; *p<0,05.

Tabela 2: Correlações entre o RMS do centro de pressão e dados do eletromiograma.

TAE	RMS do CP durante OAE		RMS do CP durante OF	
	CP_ap	CP_ml	CP_ap	CP_ml
30 ms	0,10	0,41	0,14	0,46
50 ms	0,06	0,23	0,11	0,34
100 ms	0,02	-0,03	0,21	0,17
200 ms	0,29	0,21	0,32	0,36
EMG Pico	-0,18	0,02	-0,16	-0,17

RMS: *root mean squared*; CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão; EMG: eletromiograma; TAE: taxa de aumento do EMG.

Tabela 3: Correlações entre a velocidade média do centro de pressão e dados de força.

TDF	VM do CP durante OAE		VM do CP durante OF	
	CP_ap	CP_ml	CP_ap	CP_ml
30 ms	-0,39	-0,47	-0,29	-0,28
50 ms	-0,35	-0,45	-0,17	-0,15
100 ms	0,67*	0,56	0,78*	0,75*
200 ms	0,45	0,40	0,63*	0,61*
Pico de Força	-0,26	-0,20	-0,27	-0,20

VM: velocidade média; CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão; TDF: taxa de desenvolvimento de força. *p<0,05.

Tabela 4: Correlações entre o RMS do centro de pressão e dados de força.

TDF	RMS do CP durante OAE		RMS do CP durante OF	
	CP_ap	CP_ml	CP_ap	CP_ml
30 ms	-0,42	-0,51	-0,15	-0,24
50 ms	-0,43	-0,53	-0,04	-0,12
100 ms	0,21	0,39	0,30	0,56
200 ms	0,25	0,34	0,24	0,36
Pico de Força	-0,37	-0,06	0,19	0,14

RMS: *root mean squared*; CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão; TDF: taxa de desenvolvimento de força. * $p < 0,05$.

A Figura 17 mostra os gráficos de dispersão que evidenciam forte correlação positiva entre as variáveis VM do CP_ap OF ao longo de toda a faixa heterogênea de valores encontrados de TAE e TDF aos 0-200 ms nesta amostra. Repare que apesar de existir evidente variabilidade nos dados de equilíbrio e CIVM, as retas de regressão se aproximam de todos os valores encontrados e nenhum dos voluntários possuiu dados de VM do CP que não fossem proporcionais aos dados de rápida ativação e força muscular encontrados.

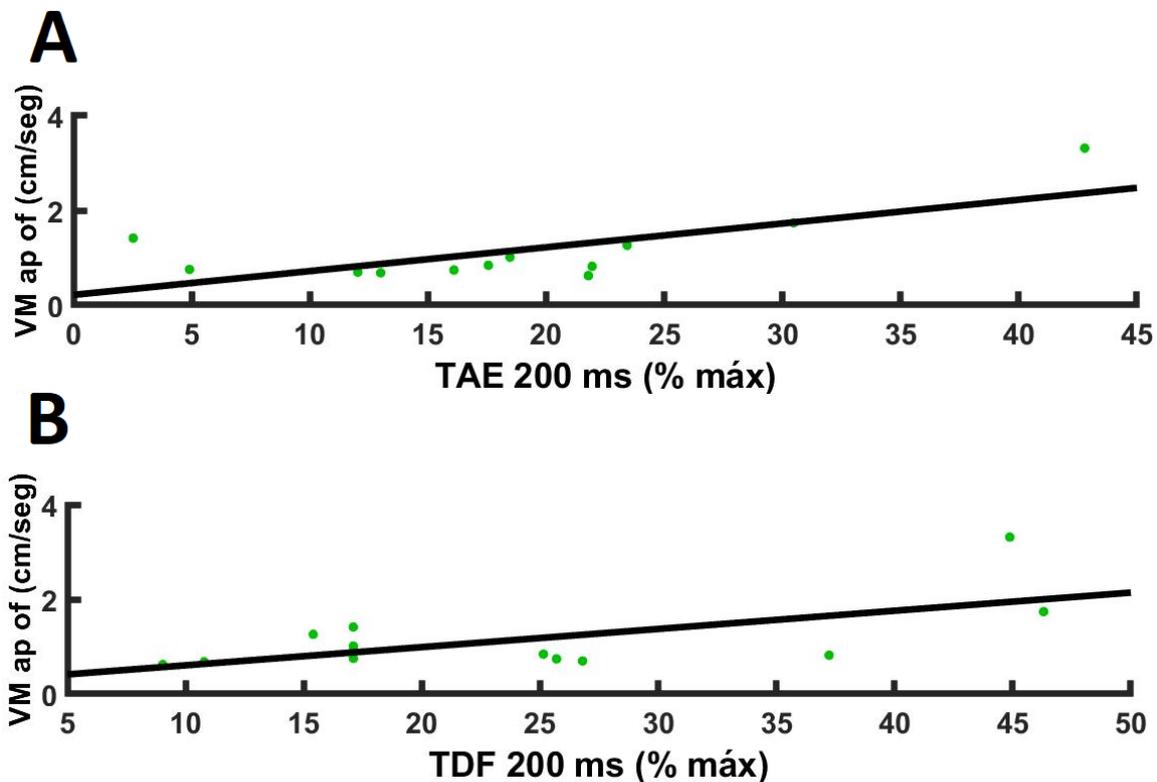


Figura 17. Correlação entre os dados de contração com a velocidade média do centro de pressão. **A)** Gráfico de dispersão mostrando os valores individuais da taxa de aumento do eletromiograma (TAE) a 200 ms na ordenada e velocidade média (VM) do centro de pressão no sentido ântero-posterior (CP_ap) na abscissa de cada voluntário obtidos

de olhos fechados (OF), juntamente com a reta de regressão ($R=0,7178$; $p<0,05$. Ver Tabela 1). **B)** Idem, mas para os valores de taxa de desenvolvimento de força (TDF) a 200 ms na abcissa ($R=0,6334$; $p<0,05$. Ver Tabela 3).

Por meio das demais análises de correlação de Pearson tentamos associar as oscilações do CP com as variáveis neurofisiológicas que refletem a excitabilidade dos MNs. As Tabelas 5 e 6 demonstram predominância dos tons azuis dos *Heat map* baseados nos valores negativos R de Pearson. Os tons são mais fortes nos valores de VM e RMS no sentido ântero-posterior, justamente o sentido que ocorre as maiores oscilações posturais. Esperava-se uma tendência de associação inversa entre os comandos medulares e corticomedulares na geração de equilíbrio, possivelmente através de uma regulação capaz de diminuir o recrutamento de MNs para que houvesse menores oscilações e maior estabilidade. Entretanto, nenhuma destas correlações foi estatisticamente significativa ($p>0,05$), e as variáveis neurais não são capazes de explicar as respostas posturográficas.

Tabela 5: Correlações entre a velocidade média do centro de pressão, onda V e Hmax.

VM do CP	Vmax/Mmax	Hmax/Mmax
CP_ap durante OAE	-0,32	-0,16
CP_ap durante OF	-0,44	-0,38
CP_ml durante OAE	-0,14	-0,04
CP_ml durante OF	-0,37	-0,40

VM: velocidade média CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão

Tabela 6: Correlações entre o RMS do centro de pressão com a onda V e Hmax.

RMS do CP	Vmax/Mmax	Hmax/Mmax
CP_ap durante OAE	-0,17	-0,12
CP_ap durante OF	-0,42	-0,47
CP_ml durante OAE	-0,11	-0,01
CP_ml durante OF	-0,25	-0,32

RMS: *root mean squared*; CP: centro de pressão; CP_ap: sentido ântero-posterior do centro de pressão; CP_ml: sentido médio-lateral do centro de pressão

Também foram verificadas associações entre os dados de CIVM (EMG e força) com a onda V e o reflexo H. Embora a maioria das correlações encontradas sejam negativas (tons azuis) e

também consideradas moderadas, apenas a correlação entre Vmax/Mmax com a TAE aos 200 ms foi estatisticamente significativa ($R = -0,61$; $p < 0,05$) como indica a Figura 18 e as Tabelas 7 e 8. Interessantemente, embora os comandos corticoespinhais sejam associados à capacidade de ativação rápida do músculo avaliado, a associação foi considerada fraca e não significativa com os valores encontrados de pico de ativação muscular e pico de força.

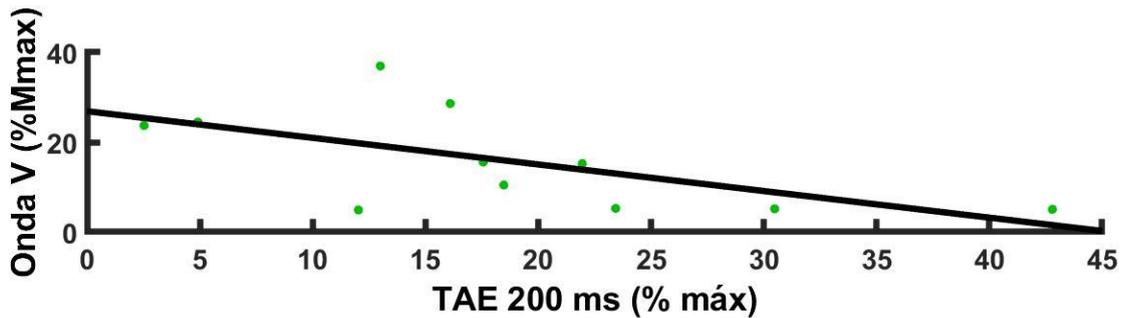


Figura 18. Correlação entre a onda V e a taxa de aumento do eletromiograma. Gráfico de dispersão mostrando os valores individuais da taxa de aumento do eletromiograma (TAE) a 200 ms de cada voluntário na abscissa e as amplitudes da onda V na ordenada, juntamente com a reta de regressão ($R = -0,6055$; $p < 0,05$. Ver Tabela 7).

Tabela 7: Correlações da taxa de aumento e pico do eletromiograma com a onda V e Hmax

TAE	Vmax/Mmax	Hmax/Mmax
30 ms	-0,46	-0,45
50 ms	-0,44	-0,42
100 ms	-0,58	-0,40
200 ms	-0,61*	-0,46
EMG Pico	0,15	0,15

EMG = eletromiograma. TAE: taxa de aumento do EMG*: $p < 0,05$

Tabela 8: Correlações da taxa de desenvolvimento e pico de força com a onda V e Hmax.

TDF	Vmax/Mmax	Hmax/Mmax
30 ms	-0,30	-0,55
50 ms	-0,36	-0,56
100 ms	-0,52	-0,47
200 ms	-0,56	-0,36
Pico de força	-0,18	0,36

TDF: taxa de desenvolvimento de força.

4.2. Adaptações agudas decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua

Das variáveis analisadas exatamente após uma sessão de caminhada em declínio utilizando o ETCC anódico, não foi encontrada nenhuma modulação significativa (PRE x POS_agu) dos parâmetros da CR do reflexo H nem da onda V. O tamanho do efeito para estas variáveis foi considerado pequeno (Hth e H@th; H50 e H@50; H100 e H@100; Hmax: $p > 0,05$ e $d = 0,21$; Vmax = $p > 0,05$; $d = 0,28$).

A Figura 19A ilustra a CR de um voluntário representativo da amostra. As sigmóides PRE e POS_agu que expressam os aumentos de amplitude da onda M estão sobrepostas, e essa manutenção evidencia um bom controle metodológico na condução do experimento. Neste voluntário, também houve sobreposição das sigmóides da CR do reflexo H (veja o *zoom* em 19B) demonstra que nenhuma das sub-populações de UMs, das menores às maiores, sofreram alterações em sua excitabilidade.

Embora este padrão não seja encontrado como regra para todos os voluntários, a sobreposição de sigmóides encontrada neste sujeito representa as alterações médias aproximadas encontradas em todos os voluntários, uma vez que baixos tamanhos de efeito d são esperados quando as médias antes e depois da intervenção são semelhantes e o desvio padrão das alterações é alto (Cohen, 1988). Isto também é evidenciado nos gráficos de barras que mostram as médias dos voluntários antes e depois da caminhada associada ao ETCC. Além da CR individual, repare que as médias dos sujeitos são equiparadas para todos os parâmetros de reflexo H avaliados, assim como a onda V (Figuras 20 e 21).

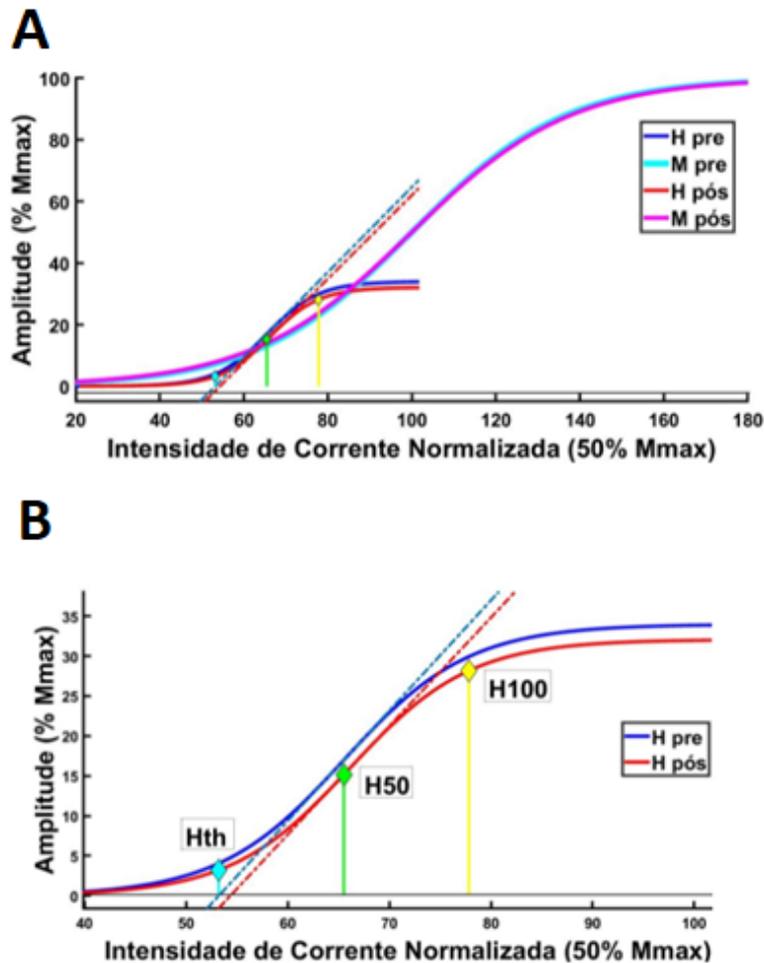


Figura 19. Curva de recrutamento inicial e após uma sessão de intervenção. A) Ajustes sigmoidais das curvas de recrutamento (CR) do reflexo H antes (PRE, azul escuro) e depois (POS_agu, vermelho) de uma sessão de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Nota-se que as amplitudes das ondas M (PRE: azul claro; POS_agu: rosa) se sobrepõem B) Trecho ampliado sem os dados da onda M, mostrando os parâmetros Hth, H50 e H100. Os parâmetros @ foram omitidos para facilitar a visualização, uma vez que estes estão muito próximos dos valores controle.

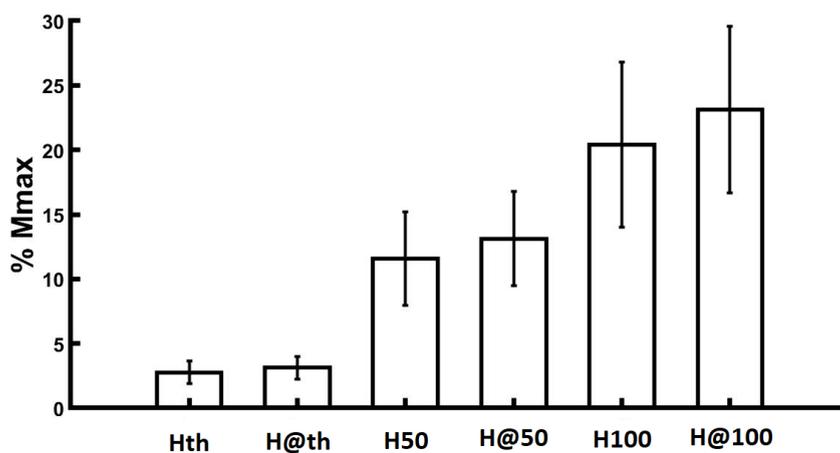


Figura 20. Valores iniciais de Hth, H50, H100 e seus respectivos valores “@” após uma sessão de intervenção. Média e desvio padrão dos parâmetros extraídos da curva de recrutamento (CR) nos momentos antes (PRE) e imediatamente após (POS_agu) a realização de uma sessão de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Não houve mudança significativa em todos os parâmetros avaliados e o tamanho do efeito foi inexpressivo.

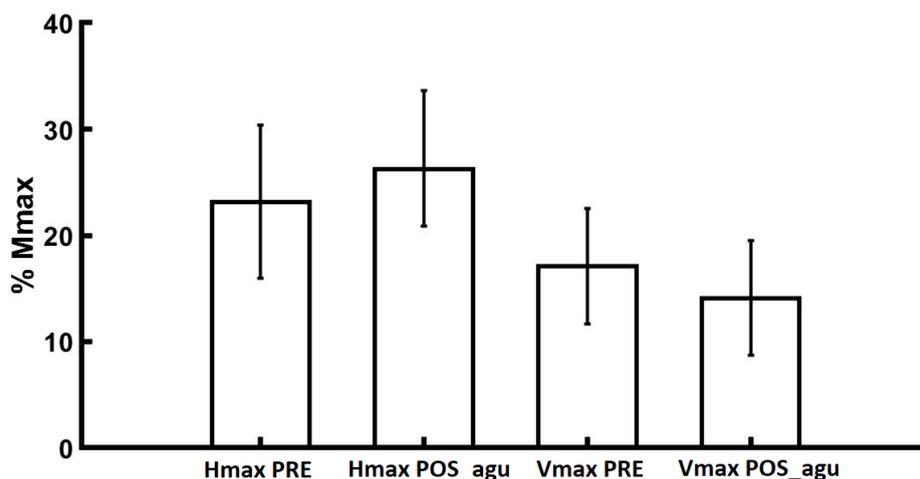


Figura 21. Valores de Hmax e Vmax antes e após uma sessão de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de Hmax e Vmax de todos os sujeitos, extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de uma sessão de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Todos os dados foram normalizados como uma razão da onda Mmax. Não houve mudança significativa em todos os parâmetros avaliados e o tamanho do efeito foi considerado inexpressivo.

4.3. Adaptações crônicas decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua.

Das variáveis crônicas analisadas, ou seja, após 5 sessões de intervenção, também não foram encontradas modulações significativas (PRE x POS_cro) das variáveis neurofisiológicas analisadas que expressam o padrão de recrutamento dos MNs por via reflexa, tampouco da amplitude da resposta descendente.

Ao contrário das comparações agudas, os dados crônicos tiveram maiores tamanhos de efeito após as cinco sessões de caminhada associada à ETCC. A comparação entre o parâmetro H@th crônico e seu controle PRE (Hth) demonstrou um tamanho de efeito considerado grande ($d = 0,55$), e o parâmetro H@50 quando comparado ao H50, teve tamanho de efeito considerado moderado ($d=0,31$) mesmo que o teste t não tenha encontrado diferenças significativas entre estas variáveis.

Maiores d de Cohen são esperados quando existe diferença entre as médias e a variabilidade das mudanças é baixa. A Figura 22 demonstra um sujeito cujas sigmóides PRE e POS_cro da CR do reflexo e da onda M foram sobrepostas. Porém, os demais voluntários tiveram uma tendência de aumento (não significativo) das amplitudes do reflexo H para as menores UM, que pode ser observado na Figura 23.

Os tamanhos de efeito de H100 e H@100 ($d=0,07$), Hmax ($d=0,13$) e Vmax ($d=0,01$) não foram expressivos, indicando que a intervenção não foi capaz de modular excitabilidade da maiores UMs, bem como a máxima excitabilidade medular e corticoespinal. As médias são apresentadas graficamente nas Figuras 23 e 24.

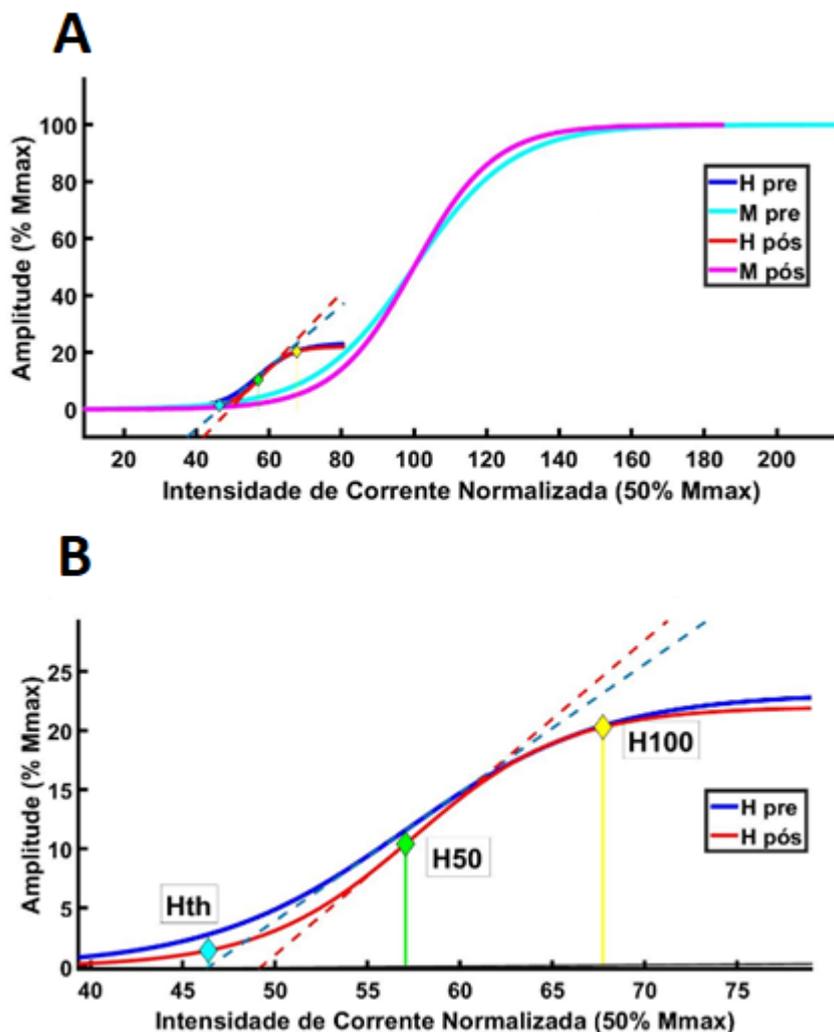


Figura 22. Curva de recrutamento inicial e após cinco sessões de intervenção. A) Ajustes sigmoidais das curvas de recrutamento (CR) do reflexo H antes (PRE, azul escuro) e depois (POS_cro, vermelho) de cinco sessões de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Nota-se que as amplitudes das ondas M (PRE: azul claro; POS_cro: rosa) se sobrepõem B) Trecho ampliado sem os dados da onda M, mostrando os parâmetros Hth, H50 e H100. Os parâmetros @ foram omitidos para facilitar a visualização, uma vez que estes estão muito próximos dos valores controle.

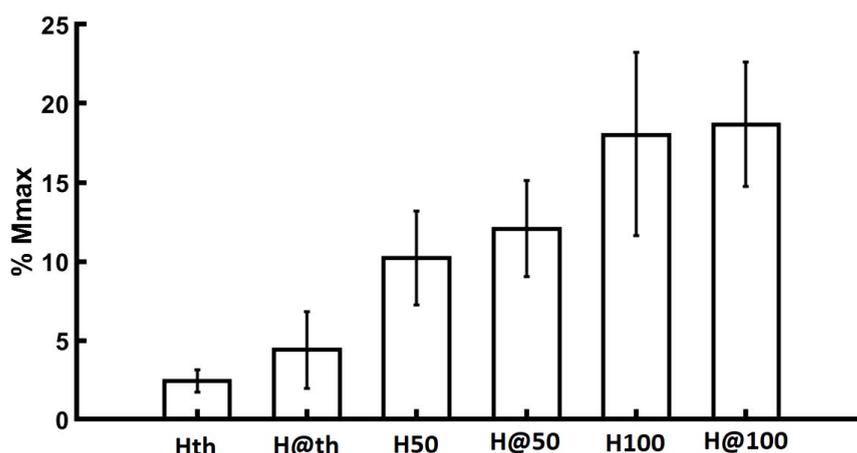


Figura 23. Valores iniciais de Hth, H50, H100 e seus respectivos valores “@” após 5 sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos parâmetros extraídos da curva de recrutamento (CR) nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de 5 sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Não houve mudança significativa em todos os parâmetros avaliados. O aumento de H@th em relação a Hth teve um tamanho de efeito alto ($d=0,55$). O aumento de H@50 em relação a H50 teve um tamanho de efeito considerado moderado ($d=0,31$). A modificação de H100 foi de efeito inexpressivo.

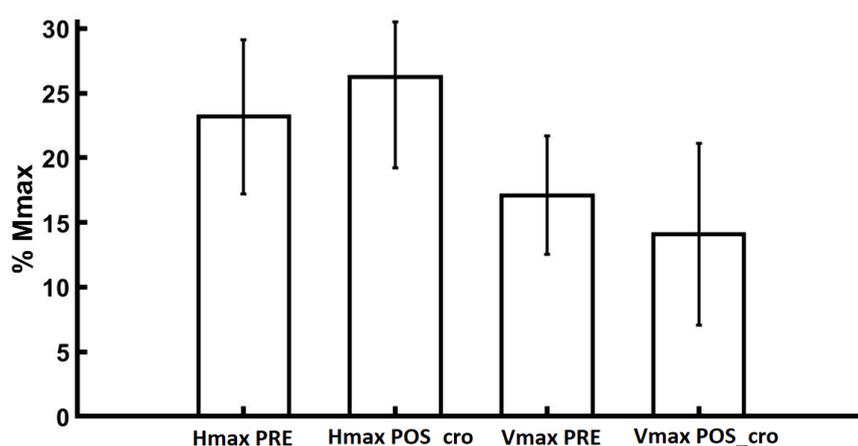


Figura 24. Valores de Hmax e Vmax antes e após cinco sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de Hmax e Vmax de todos os sujeitos, extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de cinco sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Todos os dados foram normalizados como uma razão da onda Mmax. Não houve mudança significativa em todos os parâmetros avaliados e o tamanho do efeito foi inexpressivo.

Dos dados de equilíbrio, apenas o RMS do CP_ap com OF demonstrou diminuição significativa ($p<0,05$) após 5 sessões de intervenção. Este foi o único parâmetro posturográfico com um tamanho de efeito considerado médio ($d = 0,41$). As demais variáveis que expressam o equilíbrio não sofreram alterações significativas. Estes resultados são demonstrados nas Figuras 25 a 28.

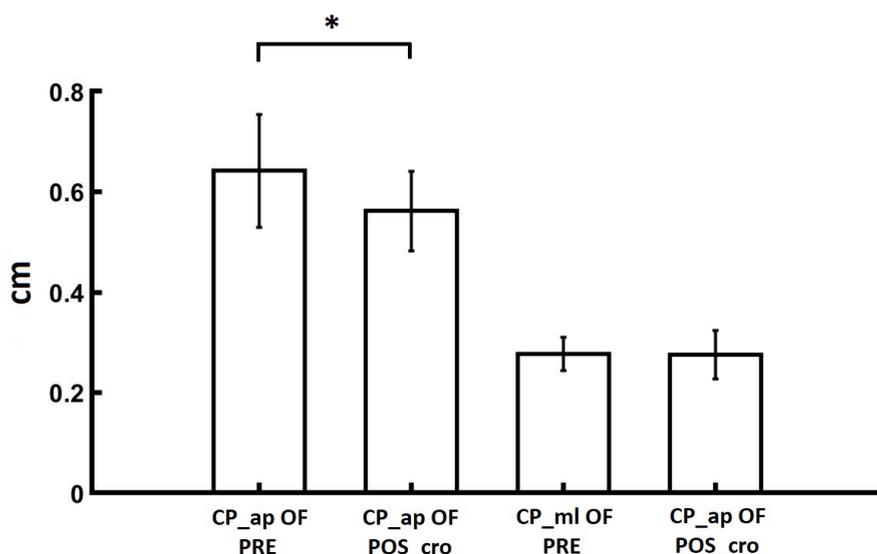


Figura 25. Valores de RMS do centro de pressão de olhos fechados sem espuma antes e após cinco sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de RMS das oscilações do centro de pressão (CP) de todos os sujeitos de olhos fechados sem espuma (OF), no sentido ântero-posterior (CP_ap) e médio-lateral (CP_ml). Os dados foram extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de cinco sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). *: $p < 0,05$, $d = 0,41$.

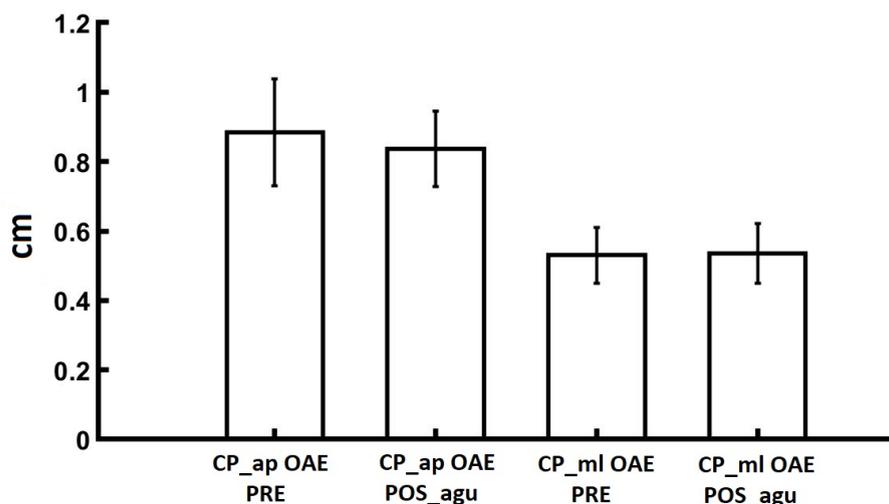


Figura 26. Valores de RMS do centro de pressão de olhos abertos com espuma antes e após cinco sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de RMS das oscilações do centro de pressão (CP) de todos os sujeitos de olhos abertos com espuma (OAE), no sentido ântero-posterior (CP_ap) e médio-lateral (CP_ml). Os dados foram extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de cinco sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Nenhuma variável se modificou significativamente e o tamanho do efeito foi inexpressivo.

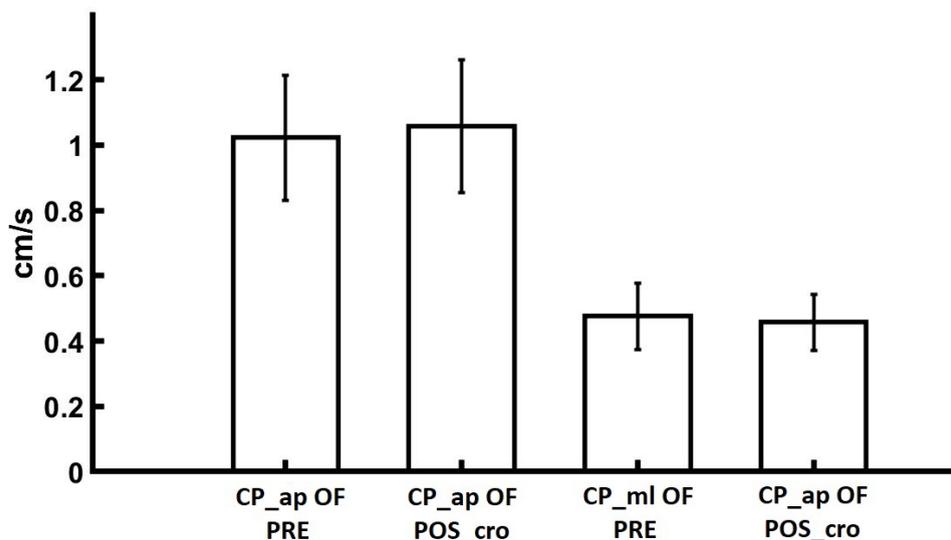


Figura 27. Valores de velocidade média do centro de pressão de olhos fechados sem espuma antes e após cinco sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de velocidade média (VM) das oscilações do centro de pressão (CP) de todos os sujeitos de olhos fechados sem espuma (OF), no sentido ântero-posterior (CP_ap) e médio-lateral (CP_ml). Os dados foram extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de cinco sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Nenhuma variável se modificou significativamente e o tamanho do efeito foi inexpressivo

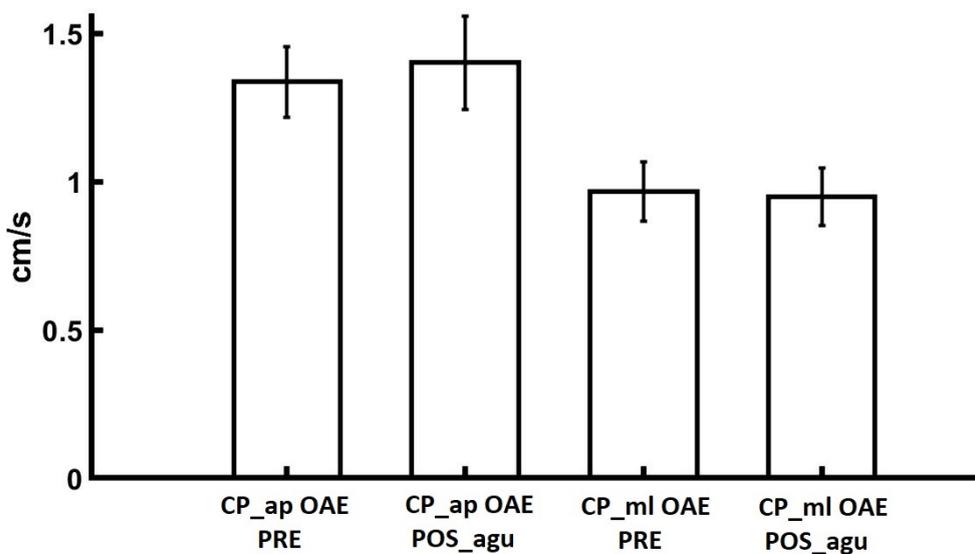


Figura 28. Valores de velocidade média do centro de pressão de olhos abertos espuma antes e após cinco sessões de intervenção. Média e desvio padrão dos dados de velocidade média (VM) das oscilações do centro de pressão (CP) de todos os sujeitos de olhos abertos com espuma (OAE), no sentido ântero-posterior (CP_ap) e médio-lateral (CP_ml). Os dados foram extraídos nos momentos antes (PRE) e após (POS_cro) a realização de cinco sessões de caminhada em declínio associada à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Nenhuma variável se modificou significativamente e o tamanho do efeito foi inexpressivo

5. DISCUSSÃO

5.1. Correlações entre os dados posturográficos, neurofisiológicos e de contração isométrica voluntária máxima

Já é bem conhecido o fato da ativação muscular recrutar as UMs obedecendo o princípio de tamanho. Ou seja, em uma ativação progressiva (em rampa) as fibras de menor calibre (menor força e contração mais lenta) são recrutadas primeiro, ao passo que as de maior calibre (UMs maiores, de contração mais rápida e de maior força) são recrutadas mais tarde. Por outro lado, quando existe a intenção de gerar força rapidamente, a ordem de recrutamento é invertida: as primeiras a serem ativadas são as maiores UMs (Henneman & Mendell, 2011). Houve correlação positiva significativa entre valores de TAE sobretudo em latências mais curtas com a VM, sugerindo que UMs maiores (aquelas recrutadas primeiro) teriam um papel significativo no controle das oscilações posturais rápidas. Muito embora, correlações significativas não implicam em causalidade e, portanto, esses resultados devem ser interpretados com cautela.

Houve correlação positiva significativa entre VM e TAE para a latência maior (200 ms), observada também na comparação entre VM e TDF para a mesma latência. Desta forma, os resultados do presente trabalho sugerem que as oscilações de maior frequência estariam associadas ao padrão de recrutamento das UMs mais rápidas, de maior calibre (do tipo rápidas fadigáveis e rápidas resistentes: FF e FR, respectivamente) (Maffiuletti et al, 2016). Isso faz sentido do ponto de vista fisiológico e tem sido mostrado, ainda que parcialmente, em humanos. Por exemplo, quanto maior a velocidade das oscilações do centro de gravidade (CG) no sentido anterior, maior a frequência de disparo das UMs, bem como maior o número de UMs recrutadas (Vieira et al, 2012). Outro exemplo interessante da forte associação entre geração de força rápida e equilíbrio está na meta-análise conduzida por Byrne et al (2016), que incluiu estudos comparando o efeito de duas modalidades de treinamento resistido praticadas por idosos: em alta e em baixa velocidade. Dos 16 estudos analisados, 13 demonstraram que o treinamento em alta velocidade promoveu maiores aumentos de desempenho em tarefas funcionais que exigem equilíbrio dinâmico.

Quando há redução da base de suporte (tarefa desafiadora do equilíbrio ortostático), uma maior excitabilidade corticoespinal é registrada como resposta ao desequilíbrio ocasionado, ou seja, quanto maior a velocidade da oscilação do CP_ml, maior o potencial motor evocado por uma estimulação magnética transcraniana (Nandi et al, 2018). De fato, o aumento no recrutamento de

MNs pela via corticoespinhal ativa os músculos responsáveis por gerar a força necessária para manter o equilíbrio (Vieira et al, 2012). Nosso estudo encontrou associações entre um parâmetro de equilíbrio e a TAE, que expressa o recrutamento rápido de MNs. Contudo, não encontramos correlações significativas entre a excitabilidade de vias descendentes (mensurada pela onda V), tampouco a medular (medida pelo reflexo H) e parâmetros de desenvolvimento de ativação muscular e força.

Um estudo conduzido por Vieira et al (2012) demonstrou que quanto maior a velocidade das oscilações do CG no sentido anterior, maior a frequência de disparo das UMs e maior o número de UMs recrutadas no músculo gastrocnêmio medial (GM), outro músculo flexor plantar. Este achado evidencia que altas velocidades de oscilação do corpo no sentido anterior são respondidas com uma rápida ativação dos MNs dos músculos posteriores da perna para que haja um deslocamento do CP para a região anterior dos pés, a fim de compensar o torque gravitacional e manter a projeção do CG dentro da base de suporte. Nossos resultados corroboram com os achados de Vieira et al (2012), porém estes autores utilizaram eletrodos de agulha no GM para captar os potenciais das UMs durante a posição ortostática e também houve captação da posição do CG. Nosso grupo coletou o EMG de superfície do SO durante uma CIVM e não captamos o CG, mas sim o CP durante a posição ereta quieta. De qualquer modo, os altos valores de correlações positivas encontrados por ambos os grupos reforçam que a rápida ativação neuromuscular está ligada à manutenção dos ajustes posturais.

As UMs que disparam em frequência maior, são as fibras do tipo 2 (Maffiuletti et al, 2016). Levando em consideração a necessidade de gerar força rápida, toda a população de MNs do *pool* deverá ser recrutada (Henneman & Mendell, 2011). Espera-se que parte expressiva desta produção de força intencional rápida seja gerada pelas fibras musculares do tipo 2, que além de serem mais fortes possuem maior velocidade de condução dos potenciais de ação em seus axônios (Duchateau e Enoka, 2011). Entretanto, estas fibras são as mais acometidas durante o envelhecimento. Por outro lado, as fibras de menor limiar de disparo podem apresentar até aumento de tamanho e maior sobrevivência decorrente do envelhecimento (Evans & Lexell, 1995). Esta predominância de fibras lentas em idosos, simultaneamente à diminuição no número de fibras rápidas, podem explicar parte do déficit de equilíbrio nesta população, que possui alta incidência de quedas e fraturas decorrentes de equilíbrio comprometido (Reid & Fielding, 2013; Puthoff & Nielsen, 2007; Izquierdo et al, 1999).

Um experimento conduzido por Nandi et al (2018) comparou a VM das oscilações do CP_ml em diferentes bases de suporte: pés afastados, pés próximos, um pé na frente e outro atrás e apoio unipodal. Também foram coletados potenciais motores evocados pela via corticoespinal (mensurados por TMS - *transcranial magnetic stimulation*). Os achados mostraram que quando há redução do afastamento da base de suporte dos pés (tarefas mais desafiadoras do equilíbrio ortostático), uma maior excitabilidade corticoespinal é registrada como resposta ao desequilíbrio ocasionado, levando a uma maior VM do CP_ml. Estes resultados também corroboram as correlações positivas entre a TAE e a VM do CP encontrados no presente trabalho em situações desafiadora de equilíbrio (OAE e OF), uma vez que maiores excitabilidades neurais são necessárias para mover o CP rapidamente para controlar as oscilações do CG, que oscila mais em situações instáveis e exige mais do sistema somatossensorial (como redução da base de apoio no experimento de Nandi et al [2018] e a presença de uma espuma de alta densidade ou ausência de visão em nosso trabalho). Contudo, o presente estudo não encontrou correlações significativas entre a excitabilidade corticoespinal e a VM das oscilações do CP. Vale ressaltar que nosso método de avaliação da excitabilidade de vias descendentes foi diferente (onda V) em relação ao utilizado por Nandi et al (2018).

A ausência de correlações significativas entre RMS do CP e TDF corrobora com a meta-análise de Muehlbauer et al (2015) que reportou correlações positivas e fracas entre equilíbrio estático e força / potência muscular. Por outro lado, as correlações significativas encontradas por nosso grupo entre VM do CP e TDF podem estar associadas a algumas diferenças metodológicas em relação aos estudos da meta-análise. A TDF foi definida dentro da categoria de “força explosiva” pela análise de Muehlbauer et al (2015). No entanto, nenhum estudo relatou associação entre equilíbrio estático e força explosiva. Nas demais categorias de equilíbrio (dinâmico, reativo e proativo), todas as latências de TDF foram analisadas na mesma categoria dentro “força explosiva”, resultando em pequenas correlações positivas. Em nosso estudo, a TDF em latências mais longas (100 ms e 200 ms) produziram correlações mais altas do que em latências mais curtas (30 ms e 50 ms). No estudo de Muehlbauer et al (2015) não foi feita uma sub-análise para diferentes latências de TDF. Nesta mesma revisão, apenas três dos estudos analisados avaliaram correlações entre velocidade do CP e TDF, porém eles analisaram indivíduos mais jovens.

Não foram encontrados estudos que testaram a correlação entre TAE e equilíbrio estático. Clark et al (2011) mostraram correlações positivas entre TAE, aceleração, potência e um conjunto de testes relacionados ao equilíbrio e incapacidade futura (Clark et al, 2011). Estes autores não

analisaram uma latência específica do aumento do EMG. Os autores avaliaram a TAE calculando a derivada do sinal EMG do quadríceps durante o movimento do exercício de força *leg press*. Dessa forma, é concebível afirmar que o recrutamento mais rápido dos MNs é necessário para ajustar a postura não apenas ereta quieta, mas também na execução de tarefas diárias. Assim, esperava-se que maiores TAE estivessem associadas à VM do CP, possivelmente para que a rápida ativação neuromuscular seja capaz de mover rapidamente o CP em resposta às oscilações do CG.

Esta é a primeira vez que avaliações deste tipo foram realizadas em idosos, mostrando um padrão semelhante ao observado em jovens saudáveis. Ou seja, mesmo com um déficit na força correspondente às UMs de contração rápida (Evans & Lexell, 1995), ainda existe uma associação importante entre as variáveis de oscilação postural de maior frequência e desenvolvimento de força. Podemos imaginar que na ausência da visão ou em condições desafiadoras que alterem a propriocepção e causam instabilidade (permanência sobre uma espuma de alta densidade) o sistema nervoso possa uma estratégia um pouco diferente para recrutar as UMs (em comparação à condição com visão), que estaria associada ao controle de oscilações de maior frequência.

Embora haja correlação positiva entre os dados de equilíbrio, as ativações neuromusculares e geração de força rápida, não foi possível associar as oscilações do CP com a ativação de MNs por via medular e córtico-espinhal, dadas pelas variáveis H_{max}/M_{max} e V_{max}/M_{max} . A onda V se correlacionou negativamente com a TAE aos 200 ms. Sendo assim, sugere-se que comandos descendentes possam estar mais envolvidos com a coordenação da ativação muscular, atuando por vezes de maneira antagônica a outros circuitos neuronais, e que esse antagonismo tenha gerado menores valores de TAE nos voluntários com maiores amplitudes da onda V.

A redução da função córtico-espinhal no envelhecimento demonstrada pela redução da amplitude da onda V (Unhjem et al, 2015) pode ser compensada por outras estratégias neuronais. Por exemplo, a população idosa possui altos níveis de inibição pré-sináptica (IPS), que reduz a excitabilidade da via medular e também está associada a prejuízos do sistema de ajuste postural antecipatório. A partir disto, a redução da modulação supraespinhal nesta população é compensada por um aumento do controle pré-sináptico, existindo uma correlação negativa entre estes (Santos Filho et al, 2021). Embora nosso grupo não tenha avaliado IPS, encontramos uma correlação negativa entre a TAE e a onda V. Possivelmente um maior controle pré-sináptico antagonizando a modulação supraespinhal nesta população gere uma redução da ativação muscular nesta população. Estudos futuros devem avaliar correlações entre IPS e onda V, bem

como a correlação da IPS e dados obtidos em CIVM, com o intuito de investigar como essas modulações neuronais compensatórias acontecem durante o envelhecimento.

5.2. Adaptações decorrentes da intervenção de caminhada associada à estimulação transcraniana por corrente contínua

Embora alguns estudos tenham mostrado alterações neurofisiológicas tanto agudas quanto crônicas, como diminuição da excitabilidade do reflexo H após o treinamento de marcha em declínio, (Sabatier et al, 2015; Arnold et al, 2017; Hoque et al, 2018), nosso estudo não encontrou modificações significativas nos parâmetros da CR do reflexo H e na amplitude da onda V após uma sessão de treino em idosos. Estes resultados divergentes provavelmente estão relacionados à presença da ETCC anódica, que facilita as despolarizações na região subjacente onde é posicionado o eletrodo (Nitsche & Paulus, 2000). Sendo assim, a integração sináptica final resultou na ausência de modificações no recrutamento de MNs pelas vias medulares.

Em relação às adaptações crônicas de nosso estudo, embora os achados não sejam significativos, o tamanho de efeito médio demonstrou um aumento da excitabilidade das unidades motoras intermediárias (expressas por H50). Sabendo que a população idosa possui altos níveis de IPS que esta diminui a excitabilidade da via medular (Earles et al, 2001), uma hipótese plausível é de que nossa intervenção tenha reduzido os níveis de IPS em nossa amostra. Entretanto, esta variável não foi analisada.

A excitabilidade córtico-espinal não foi modificada tanto de maneira aguda quanto crônica. Os dados reportados na literatura demonstram que as alterações nas amplitudes das ondas V ocorrem em decorrência do treinamento de força, porém não acontecem após intervenção de baixa intensidade de modo contínuo (Vila-Chã et al, 2012). Nosso estudo corrobora com os achados anteriores, além de evidenciar que a adição do ETCC a esta modalidade de treinamento não é suficiente para gerar modulações na onda V.

Em relação aos dados posturográficos, nossos experimentos demonstraram que 5 sessões de caminhada associada à ETCC foram suficientes para promover melhorias significativas no equilíbrio, reduzindo o RMS do CP_ap na ausência de visão, ou seja, na condição onde havia maior demanda somatossensorial (Palmieri et al, 2002). Isso ocorre pelo fato dos *inputs* visuais não estarem presentes, então aumenta-se a integração sináptica advinda dos proprioceptores e

sistema vestibular. Esta melhoria de equilíbrio em um tempo curto, com um tamanho de efeito considerado médio, conquistado por meio de um esforço físico considerado fácil pelos voluntários, deve ser considerada na tomada de decisão na prática clínica. Estudos futuros devem avaliar se protocolos similares ao nosso (por exemplo, com mais sessões de treinamento) são capazes de modificar o equilíbrio de maneira mais importante.

Estas melhorias aconteceram mesmo sem modulações significativas das variáveis neurofisiológicas avaliadas. De fato, não podemos afirmar que somente 5 sessões de caminhada somadas ao ETCC são eficazes para modular o reflexo H e a onda V. Também é possível que esta intervenção module parâmetros neuronais que nosso grupo não avaliou e que estes ajustes neuromotores tenham relação com os ganhos de equilíbrio encontrados em nossa amostra.

Vários trabalhos têm demonstrado a efetividade do uso da ETCC associada ao treinamento motor resultando em plasticidade cortical (Butefisch et al, 2004), aumento da eficiência na aprendizagem motora (Nitsche et al, 2003; Fregni et al, 2005; Hummel et al, 2010; Wade & Hammond, 2015), aumento na produção de força (Frazer et al, 2016), e aumento na resistência à fadiga (Vitor-Costa et al, 2015; Angius et al, 2016). De fato, estas evidências podem elucidar os achados do presente trabalho, uma vez que a caminhada em declínio possui certo grau de complexidade e demasiadas exigências de força e resistência muscular. Sendo assim, o uso do ETCC pode ter auxiliado na aprendizagem motora desta intervenção e promovido adaptações na força e morfologia muscular, e deste modo ter influenciado na melhora do equilíbrio.

A velocidade média utilizada pela nossa amostra (1,71 km/h em 8% de declínio), considerada como fácil pelos nossos voluntários, é diferente dos dados encontrados em experimentos que utilizaram diferentes populações jovens. Por exemplo, a amostra de utilizada por Sabatier et al (2015) caminhou em 4 km/h em um declive mais abrupto (15%), também relatando uma PSE fácil e sem dores musculares tardias nos dias após a intervenção. Esta intervenção gerou diminuição nas amplitudes do reflexo H agudamente, porém não realizaram investigações crônicas. O mesmo resultado foi reportado por Arnold et al (2017), também utilizando amostra de jovens saudáveis, velocidade de caminhada de 4 km/h, porém com um declínio ainda maior (25%). Nesta inclinação, alguns voluntários relataram dores musculares tardias. Essa diferença de velocidade adotada pode ser motivada pelas idades dos voluntários.

Para parâmetros de comparação com populações que possuem acometimentos motores p.ex., esclerose múltipla), 20 minutos de caminhada em baixa intensidade, com declínio similar ao

utilizado neste estudo (7,5%), foi capaz de reduzir a amplitude do reflexo H agudamente. A velocidade média não foi reportada pelos pesquisadores, porém o esforço foi julgado como leve pela amostra (Hoque et al, 2018). Já em pacientes com AVE, 20 minutos de caminhada de 2,3 km/h em declínio de 5% não foi suficiente para modular o reflexo H, embora uma redução seja observada nos voluntários saudáveis (Akoopie et al, 2018). Os dados de velocidade, percepção de esforço e inclinação utilizados em nosso estudo são similares aos demais utilizados pela literatura em diferentes populações. Sendo assim, a caminhada de baixa intensidade em declínio pode ser replicada para promoção de melhorias neuromotoras da população idosa.

Tanto a atividade física quanto a ETCC quando realizadas isoladamente melhoram a realização de tarefas motoras e o equilíbrio em idosos e em diversas outras populações com acometimentos neurais. Alguns estudos reportam que a ETCC quando somada ao exercício físico também induziu melhorias neuromotoras. Por exemplo, Manji et al (2018), em protocolo experimental similar ao nosso, demonstraram que em pacientes sobreviventes de AVE a realização de caminhada somada a ETCC foi superior em promover melhoria na execução de tarefas funcionais, quando comparado ao grupo que realizou apenas caminhada somada à ETCC *sham*. Neste, os eletrodos são posicionados de modo que o voluntário receba uma corrente no início e no final da intervenção, porém durante a caminhada não existe estimulação elétrica.

Um experimento conduzido por Dumel et al (2015), demonstrou que idosos conquistaram aprendizado motor utilizando a ETCC anódica quando somado a 5 sessões de 20 minutos de treinos de tempos de reação em série. Este achado demonstra que, de maneira similar ao encontrado por nosso grupo, pouco tempo de intervenção pode ser suficiente para gerar adaptações. Mesmo que a aplicação do ETCC seja realizada em momento separado da intervenção de aprendizagem motora, existe uma melhoria da consolidação deste aprendizado na população idosa (Rumpf et al, 2017).

Em um ensaio clínico randomizado controlado feito em idosos, Gianoudis et al (2013) mostraram que após 1 ano de programa de exercícios multimodais aumentaram as pontuações em tarefas funcionais, bem como a densidade óssea do colo femoral e coluna lombar, comumente fraturados em quedas. Protocolos com perturbações, especialmente durante o treinamento multitarefa de equilíbrio, melhoram essas capacidades específicas, o que pode ser útil para idosos (Granacher et al, 2012). Outra estratégia de treinamento eficiente para idosos aumentarem a força, equilíbrio e obterem melhores escores em tarefas funcionais é a realização de exercícios de

equilíbrio em organização circuitada (Avelar et al, 2016). O treinamento de força quando realizado em velocidades rápidas também é eficiente para melhorar a eficiência de realização das atividades motoras de vida diária (Byrne et al, 2016).

A nossa intervenção foi eficaz para reduzir o RMS do CP_{ap} de OF, o que é um resultado importante se considerarmos uma intervenção de apenas 5 sessões. Esta melhoria de equilíbrio em um tempo curto deve ser considerada na tomada de decisão na prática clínica e estudos futuros devem avaliar se protocolos similares ao nosso (por exemplo, com mais sessões de intervenção) são capazes de modificar o equilíbrio com um efeito maior.

Estudos futuros também devem investigar se intervenções mais longas são capazes de modular o reflexo H e a onda V, ou identificar os mecanismos neurais responsáveis por aperfeiçoar o equilíbrio após a intervenção de caminhada em declínio associada à ETCC.

5.3. Limitações do estudo

Nossos resultados devem ser interpretados com cautela, uma vez que possíveis fatores influenciadores não devem ser descartados, como a predominância do gênero feminino em nossa amostra inicial (10 mulheres e 2 homens), e também final (6 mulheres e 1 homem). Isso faz com que os resultados sejam mais prováveis de serem replicados em intervenções clínicas realizadas em populações femininas do que masculinas. Estudos futuros deverão observar se as correlações transversais e ganhos de equilíbrio ocorrem quando há proporções semelhantes de gêneros na amostra.

Outro ponto importante a se destacar é que achados de correlações não necessariamente implicam em causalidade. O fato de os dados de CIVM se correlacionarem positivamente com os dados de VM do CP não confirmam necessariamente que maiores níveis de força diretamente resultam em melhorias dos ajustes no equilíbrio ortostático, e vice-versa. Nossa discussão realça a possibilidade de recrutamento de populações de UMs similares em ambas as tarefas avaliadas, uma vez que ambas necessitam de altas frequências de disparo.

Também não houve tempo hábil para realizar experimentos com vistas a descartar possíveis efeitos psicológicos da ETCC. Em paradigmas clássicos, o uso de uma estimulação *sham* reforça o papel da ETCC sobre as variáveis estudadas. Este tipo de estimulação consiste em aplicar uma corrente com intensidade igual ao presente paradigma experimental que é suspensa

gradativamente após alguns segundos (intensidade zero), passado a impressão ao participante que ele ainda está recebendo o estímulo. Este procedimento exclui qualquer possibilidade de um efeito placebo nos resultados. Portanto, é possível que em nosso estudo exista efeito placebo sobre os resultados.

De qualquer forma, o uso de ETCC pode ser considerado como um adjunto em procedimentos de reabilitação que envolvem melhorias no controle do equilíbrio postural, uma vez que a existência ou não de um efeito placebo torna-se irrelevante dado o resultado observado. Ou seja, mesmo com poucas sessões de intervenção e com atividade física de baixa intensidade o uso destas duas intervenções em conjunto pode ser relevante para a manutenção da qualidade de vida dos idosos.

Uma outra possibilidade para explicar os resultados relativos ao reflexo H, além daquela reportada no presente documento é que, em jovens saudáveis, a marcha sobre uma esteira em plano inclinado induziu modulação reflexa (Sabatier et al, 2015; Arnold et al, 2017), mas nos idosos do presente estudo isto não ocorreu. Esta ausência de efeitos pode ser meramente atribuída ao fator idade e não necessariamente à ETCC. Entretanto, neste estudo também não realizamos comparações com uma amostra mais jovem recebendo a mesma intervenção. Estudos futuros devem investigar se populações com idades diferentes respondem de modo similar à intervenção de caminhada associada à ETCC.

6. CONCLUSÃO

O controle do equilíbrio ortostático, sobretudo de olhos fechados, parece estar associado à ativação neuromuscular rápida, intermediada por UMs de maior geração de força. Apesar destas UMs serem significativamente acometidas durante o envelhecimento, existe uma associação entre sua ativação e o controle postural de curto prazo, dado pelos deslocamentos rápidos do CP.

A ativação da via descendente está inversamente correlacionada ao desenvolvimento de força rápida. Uma explicação seria que quando estas vias são moduladas por mecanismos inibitórios (possivelmente pré-sinápticos) a geração de força rápida é mais intensa. Sugere-se que redes de neurônios locais da medula constituem parte importante de mecanismos de geração de força rápida (recrutamento de UMs de maior calibre de maneira mais eficiente), enquanto que comandos descendentes possam estar mais envolvidos com a coordenação da ativação muscular, atuando por vezes de maneira antagônica a outros circuitos neuronais.

As intervenções de caminhada em declínio com ETCC não foram suficientes para modificar o recrutamento de MNs por vias medulares. O protocolo também não foi capaz de modificar a excitabilidade córtico-espinhal. Este trabalho demonstrou que 5 sessões de marcha em declínio associadas à ETCC anódica são suficientes para melhorar o equilíbrio de idosos, mesmo sem alteração nos parâmetros neurofisiológicos analisados, sugerindo que outros mecanismos neurais estejam associados a esta melhora. Adaptações relacionadas ao sistema somatossensorial na ausência de visão, tais como melhora na integração de sinais proprioceptivos e vestibulares, podem explicar o recrutamento de UMs com certas características (por exemplo, as de maior limiar de ativação) para que ocorram os ajustes posturais necessários.

A perda do equilíbrio durante o envelhecimento gera redução da capacidade de realizar tarefas da vida cotidiana, aumenta a incidência de quedas, fraturas e, em consequência, mortalidade. A intervenção de caminhada em declínio associada à ETCC anódica demonstra ser eficiente para aperfeiçoar o equilíbrio em idosos, um importante fator de proteção contra quedas. A técnica empregada neste trabalho possui baixo custo, fácil implementação e demonstra ser segura para se aplicar tanto em populações saudáveis quanto em populações com debilidades motoras. Ressalta-se que o esforço físico realizado pelos voluntários foi considerado fácil. Estes pontos são importantes para a prática clínica de profissionais que atuam na reabilitação e aumento da capacidade física de idosos. Sendo assim, o uso da intervenção realizada neste trabalho, por ser

segura e demonstrar eficiência, pode ser utilizada para promoção de saúde e qualidade de vida na população idosa.

7. REFERÊNCIAS

1. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*, 93(4), 1318-1326
2. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology*, 92(6), 2309-2318.
3. Akoopie, E., Conway Kleven, B., & Koch, T. (2018). Neuromuscular Adaptations Following Slope Walking in Individuals Post-Stroke.
4. Angius, L., Pageaux, B., Hopker, J., Marcora, S. M., & Mauger, A. R. (2016). Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors. *Neuroscience*, 339, 363-375.
5. Arnold, E., Farmer, B., Keightley, M., Lee, D., Rigel, T., Hoque, M., & Sabatier, M. J. (2017). Walking duration and slope steepness determine the effect of downslope walking on the soleus H-reflex pathway. *Neuroscience Letters*, 639, 18-24.
6. Avelar BP, Costa JN de A, Safons MP, Dutra MT, Bottaro M, Gobbi S, et al. Balance Exercises Circuit improves muscle strength, balance, and functional performance in older women. *Age (Omaha)*. 2016;38(1):1–11.
7. Aoki, H., Demura, S., Kawabata, H., Sugiura, H., Uchida, Y., Xu, N., & Murase, H. (2012). Evaluating the effects of open/closed eyes and age-related differences on center of foot pressure sway during stepping at a set tempo.
8. Ball, N., & Scurr, J. C. (2015). Task and intensity alters the rms proportionality ratio in the triceps surae. *Muscle & nerve*, 51(6), 890-898.
9. Baloh, R. W., Jacobson, K. M., Enrietto, J. A., Corona, S., & Honrubia, V. (1998). Balance disorders in older persons: quantification with posturography. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 119(1), 89-92.
10. Barry, B. K., Warman, G. E., & Carson, R. G. (2005). Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Experimental brain research*, 162(1), 122-132.
11. Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human kinetics.
12. Burke J. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1997;37(5):277-86.
13. Bütefisch, C. M., Khurana, V., Kopylev, L., & Cohen, L. G. (2004). Enhancing encoding of a motor memory in the primary motor cortex by cortical stimulation. *Journal of Neurophysiology*, 91(5), 2110-2116
14. Byrne, C., Faure, C., Keene, D. J., & Lamb, S. E. (2016). Ageing, muscle power and physical function: a systematic review and implications for pragmatic training interventions. *Sports Medicine*, 46(9), 1311-1332.
15. Cakit, B. D., Saracoglu, M., Genc, H., Erdem, H. R., & Inan, L. (2007). The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease. *Clinical rehabilitation*, 21(8), 698-705.

16. Capaday, C., & Stein, R. B. (1986). Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing. *Journal of Neuroscience*, 6(5), 1308-1313.
17. Cates, A., Lin, R., & Wingeier, B. (2019). Abstract# 70: Effect of tDCS over Motor Cortex on Isometric Rate of Force Development in Healthy Adults. *Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, 12(2), e25
18. Cha, H. K., Ji, S. G., Kim, M. K., & Chang, J. S. (2014). Effect of transcranial direct current stimulation of function in patients with stroke. *Journal of physical therapy science*, 26(3), 363-365.
19. Chen, Y. S., & Zhou, S. (2011). Soleus H-reflex and its relation to static postural control. *Gait & posture*, 33(2), 169-178.
20. Chen, Y. S., Zhou, S., & Cartwright, C. (2015). Modulation of soleus H-reflex during shortening and lengthening muscle actions in young and older adults. *Chin. J. Physiol*, 58, 9-18.
21. Clark, D. J., Patten, C., Reid, K. F., Carabello, R. J., Phillips, E. M., & Fielding, R. A. (2011). Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 66(1), 115-121.
22. Cohen, J. (1988). The effect size index: d. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2(1).
23. Cogiமானian, F., Marceglia, S. A. R. A., Ardolino, G., Barbieri, S., & Priori, A. J. E. J. (2007). Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. *European Journal of Neuroscience*, 26(1), 242-249.
24. Daniels, R., van Rossum, E., de Witte, L., Kempen, G. I., & van den Heuvel, W. (2008). Interventions to prevent disability in frail community-dwelling elderly: a systematic review. *BMC health services research*, 8(1), 1-8.
25. Diener, H. C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Progress in brain research*, 76, 253-262.
26. Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2011). Human motor unit recordings: origins and insight into the integrated motor system. *Brain research*, 1409, 42-61.
27. Dumel, G., Bourassa, M. E., Desjardins, M., Voarino, N., Charlebois-Plante, C., Doyon, J., & De Beaumont, L. (2016). Multisession anodal tDCS protocol improves motor system function in an aging population. *Neural plasticity*, 2016.
28. Ekdahl, C., Jarnlo, G. B., & Andersson, S. I. (1989). Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 21(4), 187-195.
29. Evans, W. J., & Lexell, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(Special_Issue), 11-16.
30. Farinatti, P. T., Geraldes, A. A., Bottaro, M. F., Lima, M. V. I., Albuquerque, R. B., & Fleck, S. J. (2013). Effects of different resistance training frequencies on the muscle strength and functional performance of active women older than 60 years. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(8), 2225-2234.
31. Fragala, M. S., Alley, D. E., Shardell, M. D., Harris, T. B., McLean, R. R., Kiel, D. P., ... & Kenny, A. M. (2016). Comparison of handgrip and leg extension strength in predicting slow gait speed in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 64(1), 144-150.
32. Fregni, F., Boggio, P. S., Nitsche, M., Bermanpohl, F., Antal, A., Feredoes, E., ... & Pascual-Leone, A. (2005). Anodal transcranial direct current stimulation of prefrontal cortex enhances working memory. *Experimental brain research*, 166(1), 23-30.

33. Fujimoto, C., Egami, N., Demura, S., Yamasoba, T., & Iwasaki, S. (2015). The effect of aging on the center-of-pressure power spectrum in foam posturography. *Neuroscience letters*, 585, 92-97.
34. Gianoudis, J., Bailey, C. A., Ebeling, P. R., Nowson, C. A., Sanders, K. M., Hill, K., & Daly, R. M. (2014). Effects of a targeted multimodal exercise program incorporating high-speed power training on falls and fracture risk factors in older adults: a community-based randomized controlled trial. *Journal of bone and mineral research*, 29(1), 182-191.
35. Granacher, U., Muehlbauer, T., & Gruber, M. (2012). A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *Journal of aging research*, 2012.
36. Grecco, L. A. C., Oliveira, C. S., Duarte, N. D. A. C., Lima, V. L. C., Zanon, N., & Fregni, F. (2017). Cerebellar transcranial direct current stimulation in children with ataxic cerebral palsy: A sham-controlled, crossover, pilot study. *Developmental neurorehabilitation*, 20(3), 142-148.
37. Earles, D., Vardaxis, V., & Koceja, D. (2001). Regulation of motor output between young and elderly subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1273-1279.
38. Frazer, A., Williams, J., Spittles, M., Rantalainen, T., & Kidgell, D. (2016). Anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex increases cortical voluntary activation and neural plasticity. *Muscle & nerve*, 54(5), 903-913.
39. Henneman, E., & Mendell, L. M. (2011). Functional organization of motoneuron pool and its inputs. *Comprehensive Physiology*, 423-507.
40. Herman, T., Giladi, N., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2007). Six weeks of intensive treadmill training improves gait and quality of life in patients with Parkinson's disease: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(9), 1154-1158.
41. Hoque, M. M., Sabatier, M. J., Borich, M., Kesar, T., & Backus, D. (2018). The Short-Term Effect of Slope Walking on Soleus H-Reflexes in People with Multiple Sclerosis. *Neuroscience*, 391, 73-80.
42. Hummel, F. C., Heise, K., Celnik, P., Floel, A., Gerloff, C., & Cohen, L. G. (2010). Facilitating skilled right hand motor function in older subjects by anodal polarization over the left primary motor cortex. *Neurobiology of aging*, 31(12), 2160-2168.
43. Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Häkkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 79(3), 260-267.
44. Kamen, G., & Knight, C. A. (2004). Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(12), 1334-1338.
45. Kandel, E., Schwartz, H., Jessell, M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A. Principles of Neural Science, 5a. Ed., McGraw-Hill, 2013.
46. Kang, N., Summers, J. J., & Cauraugh, J. H. (2016). Transcranial direct current stimulation facilitates motor learning post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 87(4), 345-355.
47. Kernell, D., & Hultborn, H. (1990). Synaptic effects on recruitment gain: a mechanism of importance for the input-output relations of motoneurone pools?. *Brain research*, 507(1), 176-179.
48. Klimstra M, Zehr EP. A sigmoid function is the best fit for the ascending limb of the Hoffmann reflex recruitment curve. *Exp Brain Res*. 2008;186(1):93–105.

49. Laroche, D. P., Knight, C. A., Dickie, J. L., Lussier, M. É. L. A. N. I. E., & Roy, S. J. (2007). Explosive force and fractionated reaction time in elderly low-and high-active women. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(9), 1659-1665.
50. Lattari, E., Oliveira, B. R., Monteiro Júnior, R. S., Marques Neto, S. R., Oliveira, A. J., Maranhão Neto, G. A., ... & Budde, H. (2018). Acute effects of single dose transcranial direct current stimulation on muscle strength: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*, 13(12), e0209513.
51. Loram, I. D., Maganaris, C. N., & Lakie, M. (2005). Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *The journal of physiology*, 564(1), 295-311.
52. Madhavan, S., & Stinear, J. W. (2010). Focal and bidirectional modulation of lower limb motor cortex using anodal transcranial direct current stimulation. *Brain stimulation*, 3(1), 42-50. 16.
53. Madhavan, S., Sriraman, A., & Freels, S. (2016). Reliability and variability of tDCS induced changes in the lower limb motor cortex. *Brain sciences*, 6(3), 26. 17. Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A
54. Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European journal of applied physiology*, 116(6), 1091-1116.
55. Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of gerontology*, 49(2), M72-M84.
56. Makris, U. E., Paul, T. M., Holt, N. E., Latham, N. K., Ni, P., Jette, A., ... & Bean, J. F. (2016). The relationship among neuromuscular impairments, chronic back pain, and mobility in older adults. *PM&R*, 8(8), 738-747.
57. Mezzarane, R. A., Elias, L. A., Magalhães, F. H., Chaud, V. M., & Kohn, A. F. (2013). Experimental and simulated EMG responses in the study of the human spinal cord. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research. Rijeka: InTech*, 57-87.
58. Mezzarane, R. A., Klimstra, M., Lewis, A., Hundza, S. R., & Zehr, E. P. (2011). Interlimb coupling from the arms to legs is differentially specified for populations of motor units comprising the compound H-reflex during "reduced" human locomotion. *Experimental brain research*, 208(2), 157-168.
59. Mezzarane, R. A., & Kohn, A. F. (2007). Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental brain research*, 180(2), 377-388.
60. Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, 45(12), 1671-1692.
61. Mynark, R. G., & Kocejka, D. M. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *Journal of Applied Physiology*, 93(1), 127-133.
62. Nandi, T., Lamoth, C. J., Van Keeken, H. G., Bakker, L., Kok, I., Salem, G. J., ... & Hortobágyi, T. (2018). In Standing, Corticospinal Excitability Is Proportional to COP Velocity Whereas M1 Excitability Is Participant-Specific. *Frontiers in human neuroscience*, 12, 303.
63. Niam, S., Cheung, W., Sullivan, P. E., Kent, S., & Gu, X. (1999). Balance and physical impairments after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(10), 1227-1233.
64. Nielsen, J. B. (2003). How we walk: central control of muscle activity during human walking. *The Neuroscientist*, 9(3), 195-204.

65. Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2000). Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *The Journal of physiology*, 527(Pt 3), 633.
66. Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 57(10), 1899-1901.
67. Nitsche, M. A. (2003). Safety criteria for transcranial direct current stimulation (tDCS) in humans. *Clin Neurophysiol*, 114, 2220-2222.
68. Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2002). Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of sport rehabilitation*, 11(1), 51-66.
69. Piirainen, J. M., Linnamo, V., Cronin, N. J., & Avela, J. (2013). Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. *Journal of Neurophysiology*, 110(11), 2557-2562.
70. Pizzigalli, L., Filippini, A., Ahmadi, S., Jullien, H., & Rainoldi, A. (2011). Prevention of falling risk in elderly people: the relevance of muscular strength and symmetry of lower limbs in postural stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(2), 567-574.
71. Puthoff, M. L., & Nielsen, D. H. (2007). Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations, and disability in older adults. *Physical therapy*, 87(10), 1334-1347
72. Reid, K. F., & Fielding, R. A. (2012). Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exercise and sport sciences reviews*, 40(1), 4.
73. Riach CL, Starkes JL. Velocity of center of pressure excursion as an indicator of postural control systems in children. *Gait Posture*. 1994;2:167-172.
74. Roche, N., Lackmy, A., Achache, V., Bussel, B., & Katz, R. (2012). Effects of anodal tDCS on lumbar propriospinal system in healthy subjects. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 1027-1034.
75. Rodio, A., & Fattorini, L. (2014). Downhill walking to improve lower limb strength in healthy young adults. *European journal of sport science*, 14(8), 806-812.
76. Rubenstein, L. Z., Robbins, A. S., Schulman, B. L., Rosado, J., Osterweil, D., & Josephson, K. R. (1988). Falls and instability in the elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 36(3), 266-278.
77. Rumpf, J. J., Wegscheider, M., Hinselmann, K., Fricke, C., King, B. R., Weise, D., ... & Classen, J. (2017). Enhancement of motor consolidation by post-training transcranial direct current stimulation in older people. *Neurobiology of aging*, 49, 1-8.
78. Sabatier, M. J., Wedewer, W., Barton, B., Henderson, E., Murphy, J. T., & Ou, K. (2015). Slope walking causes short-term changes in soleus H-reflex excitability. *Physiological reports*, 3(3), e12308.
79. Santos Filho, S., Coelho, D. B., Ugrinowitsch, C., de Souza, C. R., Magalhães, F. H., de Lima-Pardini, A. C., ... & Silva-Batista, C. Age-related changes in presynaptic inhibition during gait initiation. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, glab010.
80. Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen P., & Voigt, M. (1995). Excitability of the soleus H reflex during graded walking in humans. *Acta physiologica scandinavica*, 153(1), 21-32.
81. Stagg, C. J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z. T., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2011). Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia*, 49(5), 800-804.

82. Tahayori, B., & Koceja, D. M. (2012). Activity-dependent plasticity of spinal circuits in the developing and mature spinal cord. *Neural plasticity*, 2012.
83. Tanaka, S., Takeda, K., Otaka, Y., Kita, K., Osu, R., Honda, M., ... & Watanabe, K. (2011). Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(6), 565-569.
84. Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F., & Gollhofer, A. (2007). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *International journal of sports medicine*, 28(12), 999-1005.
85. Tazoe, T., Kida, T., Wasaka, T., Sakamoto, M., Nakajima, T., Nishihira, Y., & Komiyama, T. (2005). Attenuation of the effect of remote muscle contraction on the soleus H-reflex during plantar flexion. *Clinical neurophysiology*, 116(6), 1362-1369.
86. Thompson, B. J., Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Herda, A. A., & Cramer, J. T. (2014). Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. *Age*, 36(2), 839-849.
87. Topper, A. K., Maki, B. E., & Holliday, P. J. (1993). Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall?. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(5), 479-487.
88. Unhjem, R., Lundestad, R., Fimland, M. S., Mosti, M. P., & Wang, E. (2015). Strength training-induced responses in older adults: attenuation of descending neural drive with age. *Age*, 37(3), 47.
89. Van Asseldonk, E. H., & Boonstra, T. A. (2016). Transcranial direct current stimulation of the leg motor cortex enhances coordinated motor output during walking with a large inter-individual variability. *Brain stimulation*, 9(2), 182-190.
39. Vandervoort, A. A. (2002). A
90. Verfaillie, D. F., Nichols, J. F., Turkel, E., & Hovell, M. F. (1997). Effects of resistance, balance, and gait training on reduction of risk factors leading to falls in elders. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5(3), 213-228.
91. Vieira, T. M., Loram, I. D., Muceli, S., Merletti, R., & Farina, D. (2012). Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment?. *Journal of neurophysiology*, 107(2), 666-676.
92. Vila-Chã, C., Falla, D., Correia, M. V., & Farina, D. (2012). Changes in H reflex and V wave following short-term endurance and strength training. *Journal of Applied Physiology*, 112(1), 54-63.
93. Vitor-Costa, M., Okuno, N. M., Bortolotti, H., Bertollo, M., Boggio, P. S., Fregni, F., & Altimari, L. R. (2015). Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling. *PloS one*, 10(12), e0144916.
94. Wade, S., & Hammond, G. (2015). Anodal transcranial direct current stimulation over premotor cortex facilitates observational learning of a motor sequence. *European Journal of Neuroscience*, 41(12), 1597-1602.
95. Watanabe, K., Kouzaki, M., & Moritani, T. (2016). Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait in young and elderly men. *Journal of Biomechanics*, 49(1), 19-25.
96. Winter, D. A. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing. *Neurosci Res Commun*, 12, 141-148.
- 45.
97. Winter, D.A., F. Prince, J. S. Frank, C. Powell & K. F. Zabjek (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 75(6), 2334-2343.

98. Zehr EP. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol.* 2002;86(6):455–68.
99. Zhou, D., Zhou, J., Chen, H., Manor, B., Lin, J., & Zhang, J. (2015). Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on multiscale complexity of dual-task postural control in older adults. *Experimental brain research*, 233(8), 2401-2409.