



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO-SENSU EM EDUCAÇÃO FÍSICA

LEANDRA BATISTA FERREIRA

**Avaliação dos efeitos do treinamento de equilíbrio sobre a
excitabilidade da medula espinhal em idosos.**

Área de Concentração: Atividade Física e Esporte

Linha de Pesquisa: Aspectos Biológicos Relacionados ao Desempenho e à Saúde

Tema: Controle Motor e Análise de Sinais Eletrofisiológicos

BRASÍLIA
2024

Avaliação dos efeitos do treinamento de equilíbrio sobre a excitabilidade da medula espinhal em idosos.

LEANDRA BATISTA FERREIRA

Tese apresentada ao Programa de Pós- Graduação *Stricto Sensu* em Educação Física da Universidade de Brasília como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane

BRASÍLIA

2024

Dedico a todas as pessoas que são conduzidas por um comprometimento com o próximo e que fazem do seu trabalho não apenas uma ocupação, mas um chamado profundo. Dedico a todos os professores que mesmo com o cenário desfavorável, em um país onde a educação nunca foi prioridade, muitas vezes conseguem transformar suas rotinas em missões de vida.

Que cada desafio enfrentado fortaleça ainda mais a convicção de que vale a pena seguir adiante, impulsionados pela crença de que, através do nosso trabalho, somos capazes de tocar vidas e contribuir para uma sociedade mais justa e harmoniosa. A todos que fazem do seu trabalho um propósito de vida, meu profundo respeito, admiração e gratidão.

“Tudo o que fizerem, façam de todo o coração, como para o Senhor, e não para os homens.” Cl 3:23

AGRADECIMENTOS

Esta jornada foi inundada de desafios e obstáculos que testou a minha fé, determinação, capacidade de perseverar e de ser resiliente.

Reconheço que cada pessoa que cruzou meu caminho teve um papel essencial na construção de quem sou hoje. Desde aos professores que compartilharam seu conhecimento, aos amigos que ofereceram seu apoio nos momentos mais necessários, até os desconhecidos que, com um simples ato de bondade ao oferecer um simples café, tocaram minha alma.

Agradeço a Deus por me proporcionar momentos maravilhosos e desafiadores, pois sem estes não haveria evolução.

Agradeço ao meu marido, Marcos, por ser tão companheiro, compreensível e por me erguer por diversas vezes quando pensei em desistir.

Agradeço a minha mãe e ao meu pai, cujo amor incondicional e fonte inesgotável de força, foram fundações sobre as quais construí minha vida, esse título também pertence aos senhores.

Aos meus irmãos, Max, Leticia e Fabrício, familiares, amigos e sogra, pelo apoio e por compreenderem a minha ausência. Vocês foram fundamentais.

Às minhas amigas, Mayara, Dayane, Eliane, Rafaelle, Cris, Lilian, Núbia e Ivy, que são presentes de Deus na minha vida. Vocês estiveram ao meu lado, oferecendo apoio, ouvindo minhas lamentações e com os corações abertos que me acolheram sem julgamentos. Gratidão, minha rede de apoio.

À equipe inteira do laboratório FEF-LACOMOT, é difícil expressar minha gratidão sem correr o risco de deixar alguém de fora, dada a quantidade de anos e a profundidade da nossa jornada junto. Um agradecimento especial ao Ian Caetano, por me apoiar no ingresso ao doutorado, Pedro que se deslocava até Taguatinga para ajudar nas coletas e ao Gabriel Cruz, que esteve ao meu lado nos desafios mais intensos e se mostrou um verdadeiro amigo nessa jornada. Minha gratidão a todos.

Agradeço ao meu orientador, Rinaldo Mezzarane, pela oportunidade, pelo vasto conhecimento compartilhado e pela confiança depositada em mim. As lições aprendidas sob sua orientação foram de grande valia para o meu crescimento e desenvolvimento profissional.

Ao Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos da Universidade de Brasília – GEPAFI, sob a coordenação da professora Marisete Safons, e minha eterna gratidão à Juliana Brenner, pela solidariedade e por não medir esforços em me ajudar durante todo o processo.

Por fim, mas não menos importante quero expressar minha gratidão a todos que dedicaram um momento para orar por mim e que estiveram ao meu lado durante esse percurso. Cada pensamento positivo, cada oração e cada gesto de apoio, contribuíram imensamente para minha jornada, oferecendo-me força, esperança e a certeza de que não estava sozinha.

A presença de vocês, seja fisicamente, através de mensagens de encorajamento ou em pensamento me envolveu com amor e força.

Aos meus avós, Edith e Benigno (*in memoriam*).

Resumo

O envelhecimento populacional está em crescimento. No Brasil, os idosos representam 10,9% da população. A mudança demográfica implica desafios em saúde, prevenção de doenças e quedas na população idosa. Investigar a excitabilidade da medula espinhal por meio dos reflexos medulares a partir de intervenções específicas é fundamental para entender as alterações neurofisiológicas resultantes do envelhecimento. **Objetivo:** Avaliar alterações na excitabilidade da medula espinhal utilizando reflexo H (evocado no músculo soleus) de diferentes amplitudes localizadas na alça ascendente da curva de recrutamento (CR) após o treinamento no circuito de exercício de equilíbrio (CEE). Comparar os efeitos da contração voluntária dos flexores plantares entre idosos e jovens. **Métodos:** Amostra foi composta por 17 idosos (65 ± 6 anos) para análise antes (PRE CIRC) e após (POS CIRC) a intervenção do CEE. Para o estudo dos efeitos da contração voluntária participaram 16 jovens ($24,0 \pm 4,8$ anos) e 15 idosos ($69,1 \pm 5,2$ anos). Para avaliar a excitabilidade da medula espinhal, foi utilizada a técnica de estimulação elétrica para evocar o reflexo H. **Resultados:** O estudo não evidenciou diferenças significativas nos parâmetros H_{TH} , H_{50} , H_{100} , e H_{MAX} , sugerindo que não houve alterações na excitabilidade da medula espinhal decorrente do treinamento do CEE, o que indica que não houve resposta adaptativa neuromuscular ao CEE em indivíduos idosos. A ativação voluntária produziu aumento da amplitude do reflexo H para ambos os grupos (idosos e jovens) ($p < 0,05$), contudo, não houve diferenças significativas nos níveis de facilitação reflexa entre os grupos. Ambos os grupos mostraram um aumento significativo na amplitude de M_{MAX} devido à contração, com uma redução significativa observada no grupo de idosos ($p = 0,003$), mas sem interação significativa entre os fatores idade e ativação muscular ($p = 0,062$). **Conclusão:** O treinamento específico no CEE para idosos mostrou um impacto limitado na excitabilidade da medula espinhal, mantendo a estabilidade dos parâmetros de amplitude do reflexo H. Os resultados reforçaram a hipótese da influência predominante das vias descendentes durante contrações voluntárias, representando uma contribuição metodológica para o uso do reflexo H com contração nas comparações dos efeitos de diferentes intervenções entre jovens e idosos.

Palavras-chave: Reflexo H; Curva de Recrutamento; Neurofisiologia do Envelhecimento; Motoneurônio.

Abstract

Population aging is increasing. In Brazil, the elderly represent 10.9% of the population. This demographic change implies challenges in healthcare, disease prevention, and fall prevention in the elderly population. Investigating spinal cord excitability using spinal reflexes from specific interventions is crucial for understanding the neurophysiological alterations resulting from aging. **Objective:** To evaluate changes in spinal cord excitability using the H-reflex (evoked in the soleus muscle) of different amplitudes located on the ascending limb of the recruitment curve (RC) after balance exercise circuit (BEC) training. To compare the effects of voluntary contraction of the plantar flexors between elderly and young individuals. **Methods:** The sample consisted of 17 elderly individuals (65 ± 6 years) for analysis before (PRE CIRC) and after (POS CIRC) the BEC intervention; for the study of voluntary contraction effects, 16 young (24.0 ± 4.8 years) and 15 elderly (69.1 ± 5.2 years) participated. To assess spinal cord excitability, the electrical stimulation technique was used to evoke the H-reflex. **Results:** The study did not show significant differences in H_{TH} , H_{50} , H_{100} , and H_{MAX} parameters, suggesting that there were no changes in spinal cord excitability resulting from CEE training, suggesting no neuromuscular adaptive response to CEE in elderly individuals. Voluntary activation produced an increase in the amplitude of the H-reflex for both groups (elderly and young) ($p < 0.05$), however, there were no significant differences in reflex facilitation levels between the groups. Both groups showed a significant increase in M_{MAX} amplitude due to contraction, with a significant reduction observed in the elderly group ($p = 0.003$), but without a significant interaction between age and muscle activation factors ($p = 0.062$). **Conclusion:** Specific training in the BEC for the elderly showed a limited impact on spinal cord excitability, maintaining the stability of the H-reflex amplitude parameters. The results underscored the predominant influence of descending pathways during voluntary contractions, representing a methodological contribution to the use of the H-reflex with contraction for comparing effects of different interventions between young and elderly individuals.

Keywords: H-Reflex; Recruitment Curve; Neurophysiology of Aging; Motoneuron.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística;

ONU - Organização das Nações Unidas;

WHO/OMS - World Health Organization / Organização Mundial da Saúde;

OPAS - Organização Pan-Americana da Saúde

CEE - Circuito de Exercício de Equilíbrio;

SN - Sistema Nervoso;

CR - Curva de Recrutamento;

SO - Músculo Sóleo;

UMs - Unidades Motoras;

MNs - Motoneurônios

PAC - Potencial de Ação Composto;

TA – Músculo Tibial Anterior;

CVM - Contração Voluntária Máxima;

CV - Contração Voluntária;

PEPs - Potenciais Excitatórios Pós-sinápticos;

IPS - Inibição Pré-Sináptica;

DH - Depressão Homossináptica;

SN - Sistema Nervoso;

GEPAFI - Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos;

EMG – Eletromiografia;

CRCC - Curva de Recrutamento com Contração;

H_{MAX} - Amplitude Máxima do Reflexo H;

SNC - Sistema Nervoso Central;

H_{TH} - Limiar de amplitude do reflexo H - as menores populações de unidades motoras são recrutadas utilizando a técnica do reflexo H;

H@_{TH} - Valor de limiar mapeado na curva após a intervenção ou em condição experimental - as menores populações de unidades motoras, posicionadas no eixo das ordenadas da curva de recrutamento da intensidade de corrente aplicada na situação experimental

H50 - Amplitude igual a 50% da HMAX - populações de unidades motoras de tamanho intermediário recrutadas através da técnica do reflexo H;

H@50 - Valor da corrente que evocou 50% HMAX na curva de recrutamento - populações intermediárias de unidades motoras, posicionadas no eixo das ordenadas da curva de recrutamento na condição experimental, derivadas da intensidade de corrente aplicada na situação de referência;

H100 - Amplitude de referência da sigmoide - as maiores populações de unidades motoras recrutadas utilizando a técnica do reflexo H;

H@100 - Valor da corrente que evocou aproximadamente 100% da resposta reflexa máxima na curva de recrutamento na situação experimental;

c_{TH} - Correntes associadas a H_{TH} ;

c_{50} - Correntes associadas a H50;

c_{100} - Correntes associadas a H100.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fonte: Censo Demográfico 2022: População por idade e sexo.

Figura 2. Modelo de interação entre os processos de percepção, de ação e cognitivo envolvidos no controle motor. P= percepção; C=cognição; A=ação. Fonte: Livro Fisiologia do Controle Motor (adaptado).

Figura 3. Reflexo patelar - contração involuntária do quadríceps femoral, promovendo a extensão do joelho, em resposta ao estímulo mecânico por meio de golpe aplicado no tendão patelar.

Figura 4. Desenho esquemático do posicionamento do eletrodo de estimulação (foto) e da via do reflexo de estiramento. O esquema à direita mostra a estimulação do nervo tibial que gera a atividade ortodrômica e antidrômica do nervo (apenas o caminho monossináptico é mostrado), por meio da técnica do reflexo H. O EMG mostra um reflexo H e uma onda M evocados por um estímulo elétrico transcutâneo aplicado por meio de eletrodo de estimulação localizado na fossa poplíteia (região atrás do joelho). O estímulo ativa as aferentes Ia e axônios motores do nervo tibial (nervo misto do músculo SO). A: artefato de estímulo, indicando quando o estímulo foi liberado; M: onda M; H: reflexo H. (adaptado de Mezzarane *et al.*, 2013).

Figura 5. Registro eletromiográfico (EMG) mostrando o reflexo de Hoffmann (Reflexo H). A: Artefato de estímulo; M: onda M; H: reflexo H. (dados da autora).

Figura 6. Registros eletromiográficos (EMG) mostrando a onda M e o reflexo H em resposta a algumas das várias intensidades de estimulação (em mA indicadas sobre a porção direita do EMG) utilizadas para construir a CR (detalhes no texto). O segundo EMG de cima para baixo corresponde ao mesmo dado apresentado na figura 5 e mostra a resposta H máxima (H_{MAX}) de um participante idoso. Note que os EMGs correspondentes às intensidades maiores mostram reflexos H menores devido à colisão de PAs (detalhes no texto) (dados da autora).

Figura 7. Curva de recrutamento sem normalização (mesmos dados da Figura 6). Cada ponto representa a média de cinco valores de amplitude pico-a-pico do reflexo H (azul) e da onda M (magenta). Com o aumento da intensidade de estimulação ocorre aumento da amplitude do reflexo H até um platô. Em seguida observa-se diminuição na amplitude do reflexo H devido ao fenômeno de aniquilação (dados da autora).

Figura 8. Ajuste sigmoidal da curva de recrutamento do músculo SO (dados normalizados da Figura 7). A curva da cor magenta clara é o ajuste da alça ascendente da CR da onda M, e em azul claro encontra-se o ajuste feito a partir da CR do reflexo H. A relação das inclinações das linhas pontilhadas indica o ganho de recrutamento (dados da autora).

Figura 9. Parâmetros de amplitude da curva de recrutamento. 1- H_{MAX} , 2- 50% de H_{MAX} (H_{50}), 3- Inclinação (*slope*) reta que tangencia a curva na alça ascendente, 4- Corrente Limiar do H limiar (cH_{TH}), 5- Corrente necessária para evocar 50% de H_{MAX} (cH_{50}), 6- Corrente necessária para evocar H_{100} (cH_{100}). Modificado de Klimstra & Zehr (2008).

Figura 10. Curvas em diferentes condições: controle (A) e experimental (B). (a) Corrente necessária para gerar o reflexo H limiar (cH_{TH}) na condição controle e experimental (b) Corrente para gerar 50% da amplitude do reflexo H máximo (cH_{50}) na condição controle e experimental, (c) Corrente necessária gerar aproximadamente 100% da amplitude do reflexo H máximo (cH_{100}) na condição controle e experimental. Sendo que na condição controle os parâmetros são representados por H_{TH} , H_{50} , H_{100} e na experimental por $H@_{TH}$, $H@_{50}$, $H@_{100}$, (adaptado de Klimstra & Zehr, 2008).

Figura 11. EMG do músculo SO de um idoso mostrando o reflexo H representado em duas condições diferentes, em repouso (linha sólida preta) e durante 15 % da CV isométrica (linha cinza). Note que a amplitude da onda M permaneceu constante. (dados da autora).

Figura 12. Ajuste sigmoidal sobre os pontos da curva de recrutamento (CR), em repouso (sem contração) e durante a contração voluntária dos flexores plantares (15% da CVM) de um participante idoso. Os círculos indicam os parâmetros da CR em repouso (azul) e os parâmetros "@" (vermelho)

que são aqueles mapeados a partir das correntes (quadrado azul) que geraram os parâmetros da CR com o participante em repouso. Note o aumento nas amplitudes do reflexo H durante a contração (linha vermelha em comparação como a linha azul). As CRs das ondas M em ambas as condições foram omitidas para facilitar a visualização. (dados da autora).

Figura 13. Circuito de Exercício de Equilíbrio proposto por Costa, 2010 (adaptado e uso autorizado pela autora).

Figura 14. Divulgação e recrutamento de voluntários.

Figura 15. Fluxograma

Figura 16: Foto da palestra de familiarização.

Figura 17: Familiarização e adaptação dos participantes no CEE.

Figura 18. Imagem do jovem participante para aprimoramento do protocolo de avaliação.

Figura 19. Marcação dos eletrodos de captação para o músculo SO.

Figura 20. Marcação do eletrodo de estímulo.

Figura 21. Posicionamento do eletrodo terra.

Figura 22. Posicionamento do sujeito durante o experimento com os eletrodos de captação e estímulo devidamente fixados.

Figura 23. Posicionamento do joelho durante o experimento.

Figura 24. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes dos reflexos H (normalizados pelo M_{MAX}) para os parâmetros Hth, H50, H100 e H_{MAX} , para a condição antes da intervenção (barras brancas) e após a intervenção (barras cinzas). As barras mostraram que não houve diferenças significativas entre os grupos $p>0,05$, para todos os parâmetros.

Figura 25. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes das correntes (normalizadas pelo M_{MAX}) dos reflexos H para os parâmetros H_{TH} (cH_{TH}), H50 ($c50$) e H100 ($c100$) para a condição c_PRE_circ , representadas com barras cinza claro e condição c_POS_circ , representadas com as barras cinza escuras. As barras mostraram que não houve diferenças significativas entre os parâmetros $p>0,05$.

Figura 26. As barras representam médias e as linhas verticais os desvios padrão do *slope*, indicando que não houve diferença significativa, entre as condições PRE (antes do treinamento do CEE) e POS (depois do treinamento no CEE) $p>0,05$.

Figura 27. Curvas de recrutamento (CR) obtidas durante o repouso (sem contração) e durante a contração voluntária dos flexores plantares (15% CVM) de um participante jovem. Os círculos indicam as amplitudes médias (média de 5) dos reflexos H. Os quadrados indicam os parâmetros da CR em repouso (pretos) e os parâmetros "@" (cinzas) que são aqueles mapeados a partir das correntes que geraram os parâmetros da CR com o voluntário em repouso. Note o aumento nas amplitudes do reflexo H durante a contração (dados da autora).

Figura 28. Idem Figura 27 para um participante idoso. Note que, do mesmo modo para o jovem, todos os parâmetros de amplitude estão com valores maiores durante a contração em comparação ao repouso.

Figura 29. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes dos reflexos H (normalizados por M_{max}) para os parâmetros Hth, H50, H100 e H_{MAX} , para a condição sem contração (SCont - barras brancas e cinza claro) para jovens e idosos respectivamente, e condicionada pela contração voluntária (CCont - barras cinza e cinza escuro). Os asteriscos indicam diferenças significativas entre as condições $p<0,05$, mas não houve diferenças significativas entre os grupos $p>0,05$, para todos os parâmetros.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Guia de exercícios e descrição dos momentos e atividades do Circuito de Exercícios de Equilíbrio (CEE);

Tabela 2. Indicadores dos parâmetros da curva de recrutamento (CR) em idosos, bem como os respectivos aumentos percentuais após a intervenção;

Tabela 3. Indicadores dos parâmetros da curva de recrutamento (CR) de jovens e idosos, bem como os respectivos percentuais com a contração e correntes.

SUMÁRIO

1. Introdução	13
1.1. Neurofisiologia do envelhecimento.....	16
1.2. Reflexo H.....	18
1.3. Curva de Recrutamento (CR).....	24
1.4. Efeitos da ativação voluntária sobre a excitabilidade medular.....	29
1.5. Circuito de Exercício de Equilíbrio (CEE).....	33
2. Objetivo geral	39
2.1. Objetivos Específicos	39
3. Materiais e métodos	40
3.1. Amostra	40
3.2. Protocolo de intervenção.....	42
3.2. Protocolo de avaliação.....	44
3.3.1. Logística dos testes.....	45
3.3.2. Treinamento para aquisição dos dados.....	45
3.3.3. Procedimento do teste no laboratório.....	46
3.3.4. Curva de Recrutamento (CR).....	48
3.3.5. Curva de Recrutamento com contração (CRCC).....	48
3.3.6. Processamento de Dados.....	49
3.3.7. Análise Estatística.....	51
4. Resultados.....	51
5. Discussão.....	57
5.1. Efeitos do treinamento do circuito de exercícios de equilíbrio.....	57
5.2. Efeitos da contração voluntária.....	63
5.3. Limitações do estudo.....	66
6. Conclusão.....	68
7. Referências bibliográficas.....	69
Anexo A - controle de voluntários	77
Anexo B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	78

1. Introdução

O envelhecimento populacional é uma realidade observada tanto no contexto brasileiro quanto em escala mundial. Conforme apontado por Gonçalves *et al.* (2022), este fenômeno é caracterizado pelo aumento progressivo da proporção de indivíduos idosos na população total.

Historicamente, em 1950, o contingente de pessoas idosas era aproximadamente de 204 milhões em todo o mundo. Nas décadas subsequentes, este número expandiu-se significativamente, atingindo 579 milhões em 1990, o que representa um crescimento anual de quase 8 milhões de idosos (IBGE, 2017).

De acordo com um relatório da Organização das Nações Unidas (ONU, 2022), espera-se que até 2050 a fração de pessoas com idade igual ou superior a 65 anos no panorama mundial atinja a proporção de uma para cada seis pessoas. Isso representa um aumento notável em comparação com o ano de 2019, quando essa razão era de uma para cada onze. Um marco significativo foi alcançado em 2018, com um evento histórico em que o número de idosos no mundo excedeu pela primeira vez o de crianças menores de cinco anos.

Em relação ao Brasil, os dados do Censo Demográfico de 2022 apontam uma mudança significativa, especialmente no tocante à população idosa. Observou-se que o número de pessoas com 65 anos ou mais atingiu 22.169.101, representando 10,9% da população total do Brasil. Isso indica um aumento expressivo de 57,4% em relação ao ano de 2010, período em que essa faixa etária somava 14.081.477 pessoas ou 7,4% da população total. A segunda análise do Censo de 2022 registrou uma população total de 203.080.756 habitantes, um incremento de 18.244 indivíduos em comparação com a primeira contagem (Figura 1).

A mudança da característica da população brasileira, conforme reportado pelo Censo (2022), e o aumento na proporção de idosos na população, têm implicações não apenas em termos de estrutura populacional, mas também no que se refere à saúde dessa faixa etária, bem como os cuidados e à prevenção de problemas de saúde comuns nesta população.

Proporção da população residente no Brasil, segundo grupos de idade (%)

Por grupos etários específicos, de 1980 a 2022

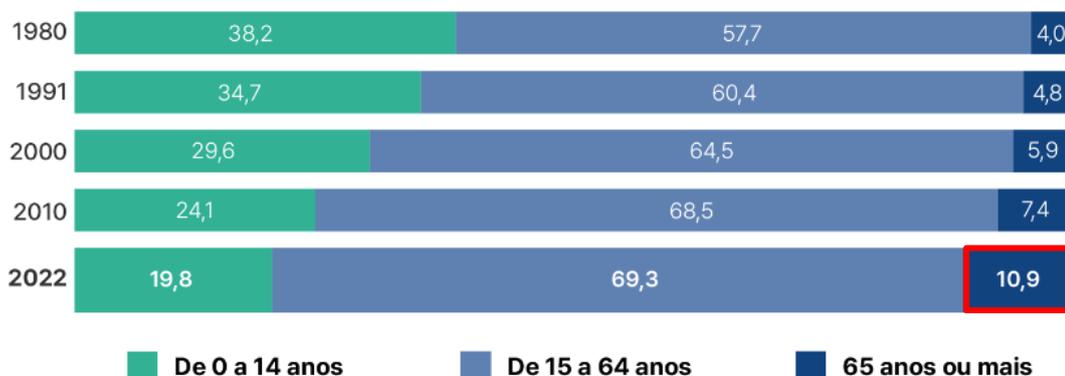


Figura 1. Fonte: Censo Demográfico 2022: População por idade e sexo.

Este cenário é contextualizado pela Organização Mundial da Saúde (OPAS/OMS, 2021), que destaca as quedas entre os idosos como uma das principais causas de incapacidade física, perda de independência e morte prematura, representando um problema de saúde pública significativo em nível global. Aproximadamente 684.000 quedas fatais ocorrem anualmente, tornando-se a segunda principal causa de morte por lesões não intencionais, logo após os acidentes de trânsito (OPAS/OMS, 2021). Em todas as regiões do mundo, as taxas de mortalidade são mais altas entre os adultos com mais de 60 anos (OPAS/OMS, 2021).

O aumento do número de idosos no Brasil sugere a necessidade de uma atenção maior às questões de saúde e segurança desta população, especialmente no que tange à prevenção de quedas. Além das consequências físicas, as quedas podem ter um impacto negativo significativo nas relações sociais e familiares dos idosos, afetando sua qualidade de vida e bem-estar emocional (Nicolussi *et al.*, 2012).

Portanto, estudar os aspectos inerentes ao processo de envelhecimento, bem como medidas preventivas de baixo custo para evitar quedas traumáticas, são fundamentais na manutenção da saúde dessa população (Costa *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010; Avelar *et al.*, 2016; Costa *et al.*, 2022). Exercícios físicos específicos como, por exemplo, Circuito de Exercício de Equilíbrio (CEE) (Costa *et al.*, 2010), são capazes de evitar ou pelo menos amenizar quedas, diminuindo o impacto financeiro com tratamentos e medicamentos.

Existe um consenso também de que os exercícios físicos são indispensáveis nas intervenções de prevenção de quedas e promoção dos aspectos funcionais de idosos devido a uma série de benefícios que eles proporcionam, tanto do ponto de vista fisiológico quanto psicológico (Avelar *et al.*, 2016; Wiesmeier, 2017 *et al.*; Costa *et al.*, 2018; Reschechtko *et al.*, 2020). Entre os benefícios, podemos destacar:

- O aumento da Força Muscular - com o envelhecimento, ocorre naturalmente uma perda de massa muscular, conhecida como sarcopenia. Exercícios de resistência e força ajudam a combater essa perda, aumentando a força muscular e a resistência, o que é importante para a manutenção da mobilidade e prevenção de quedas (Sousa *et al.*, 2021);
- Melhoria da flexibilidade e mobilidade articular - a flexibilidade tende a diminuir com a idade, o que pode restringir a mobilidade e aumentar o risco de quedas. Exercícios que promovem a flexibilidade ajudam a manter a amplitude de movimento das articulações, contribuindo para uma melhor mobilidade (Gomes & Fernandes, 2022);
- Promoção da independência funcional - a manutenção da força, equilíbrio e mobilidade permite que os idosos realizem atividades diárias de forma mais independente, promovendo a qualidade de vida e reduzindo o risco de quedas relacionadas à fraqueza ou instabilidade (Lima *et al.*, 2022);
- Melhoria da Saúde Cardiovascular e Metabólica - exercícios regulares melhoram a saúde cardiovascular e metabólica. Isso inclui a manutenção de um peso corporal saudável, o que pode reduzir a carga nas articulações e minimizar o risco de quedas (Martins *et al.*, 2024);
- Benefícios Psicológicos - além dos benefícios físicos, os exercícios também têm efeitos positivos na saúde mental, reduzindo sintomas de depressão e ansiedade, melhorando o humor e a autoestima, o que pode contribuir para uma maior motivação e confiança para se engajar em atividades diárias (Fernandes & Rocha, 2023).

Entretanto, há uma lacuna na literatura acerca das análises quantitativas em diferentes contextos motores, bem como nas adaptações neurofisiológicas dessa população (Li *et al.*, 2018, Costa *et al.*, 2022).

1.1. Neurofisiologia e o Envelhecimento

O envelhecimento é um processo intrínseco que afeta todos os seres vivos, e o sistema nervoso central não é exceção. Este processo é caracterizado por uma série de mudanças neurofisiológicas e estruturais que podem afetar a função cerebral (Rossini *et al.*, 2007; Rossini *et al.*, 2013; Ferrari *et al.*, 2017). Entre essas alterações, a perda de contatos sinápticos e a apoptose neuronal desempenham papéis importantes, provocando um declínio dependente da idade no processamento sensorial, no desempenho motor e na função cognitiva (Niccoli & Partridge, 2012; Ferrari *et al.*, 2017). Ainda assim, atividades cognitivas e ou treinamento com exercício físico são fundamentais para a manutenção da atividade cerebral em idosos, promovendo movimento, autonomia e uma vida cotidiana com capacidades afetivas e intelectuais mais produtiva (Park & Reuter-Lorenz, 2009).

Neste contexto neuromotor, a manutenção do controle postural constitui um processo complexo que envolve a ativação de áreas do córtex, que são essenciais para a execução de movimentos coordenados e a manutenção do equilíbrio. Essas áreas são interconectadas através de mediadores neuroquímicos, facilitando a comunicação entre ambos os hemisférios cerebrais, o que é importante para a coordenação e a execução de movimentos complexos (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). A literatura sugere que, durante o envelhecimento, ocorrem mudanças significativas no controle genético responsável pela produção de proteínas estruturais, resultando em deficiências na função das células nervosas e, por extensão, nas capacidades neurológicas (Mattson & Magnus, 2006). Tais alterações podem comprometer a eficiência dos mecanismos de controle postural nos idosos.

A interação entre os sistemas de percepção e ação é fundamental para a geração de movimento, sendo influenciada em diversos níveis por processos cognitivos. A cognição desempenha um papel importante tanto na percepção do ambiente quanto na resposta motora, afetando a capacidade de processamento em vários níveis, desde a detecção sensorial até a execução motora (Wolpert *et al.*, 1995). Essa interação é ilustrada na Figura 2, destacando como a cognição interage com os sistemas neuromotores para facilitar a adaptação e a resposta a estímulos. A deterioração cognitiva associada ao envelhecimento pode, portanto, afetar a

capacidade de integração desses sistemas, resultando em comprometimento no equilíbrio e na execução de movimentos (Seidler *et al.*, 2010).

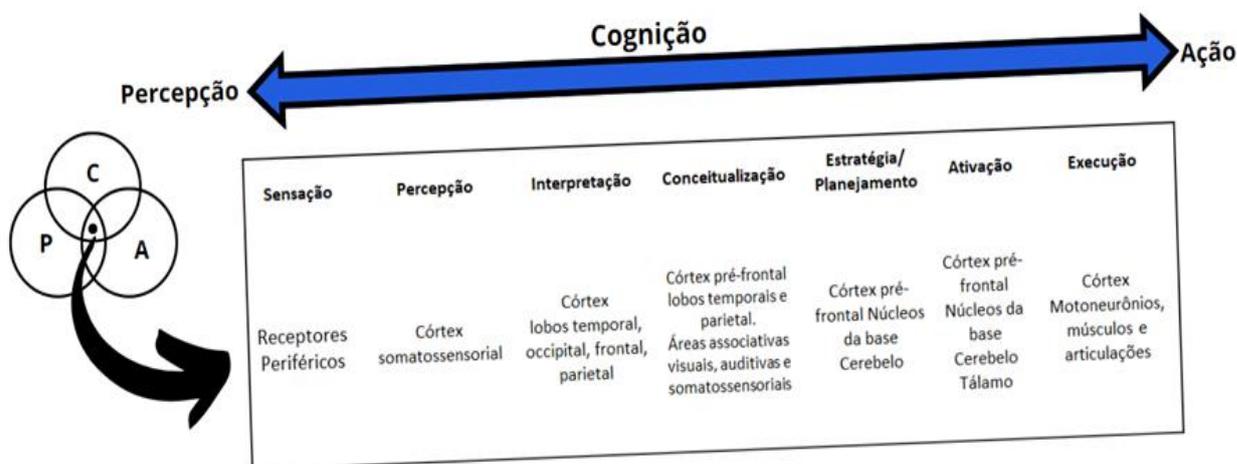


Figura 2 – Modelo de interação entre os processos de percepção, de ação e cognitivo envolvidos no controle motor. P= percepção; C=cognição; A=ação. Fonte: Livro Fisiologia do Controle Motor (adapado).

Por conseguinte, o avanço da idade é reconhecido como um fator de risco para doenças neurodegenerativas (Jack Jr. *et al.*, 2013). Esta debilidade pode ser atribuída a uma série de fatores intrínsecos ao processo de envelhecimento, que afetam a estrutura e a funcionalidade do cérebro. Análises específicas do sistema nervoso (SN), por meio de abordagens como a técnica do reflexo H, são importantes, pois propiciam a elucidação de padrões de atividade neural. Por exemplo, a excitabilidade da medula espinhal pode ser avaliada e sua possível associação com o envelhecimento, além de favorecerem a detecção antecipada de alterações potencialmente indicativas do surgimento ou progressão de doenças (Fjell & Walhovd, 2010; Reschechtk & Pruszynski, 2020)

Portanto, investigar aspectos neurofisiológicos, como a excitabilidade da medula espinhal durante o processo de envelhecimento, é importante visto o contexto demográfico da população idosa no Brasil e pelo fato de ser um componente importante do SN, exercendo um papel multifacetado na mediação de funções sensoriais e motoras. Os reflexos medulares são fundamentais para a proteção do organismo contra lesões e regulação do tônus muscular para execução e controle dos movimentos (Purves *et al.*, 2001). Outro aspecto relevante da funcionalidade medular é sua contribuição para a regulação autonômica, incluindo a modulação da pressão

arterial e a regulação da frequência cardíaca, evidenciando sua importância na manutenção da homeostase (Kandel *et al.*, 2014).

A relevância deste estudo é amplificada ao considerar dados epidemiológicos que indicam uma alta prevalência de quedas entre idosos principalmente em áreas urbanas brasileiras, registrando um índice de 25% (Silva *et al.*, 2020; Lima *et al.*, 2022).

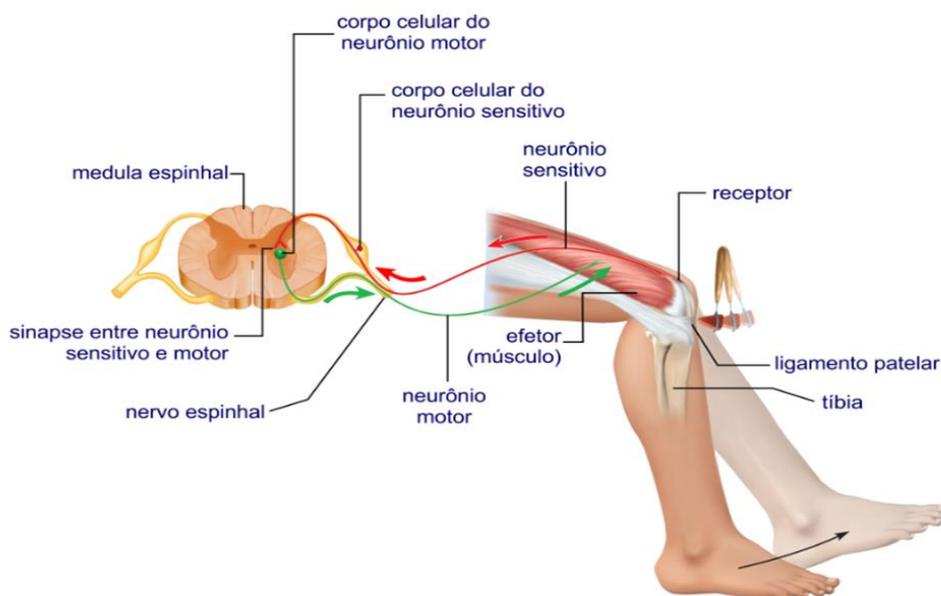
Neste caso, o estudo da excitabilidade da via do reflexo de estiramento foi realizado por meio de parâmetros extraídos da curva de recrutamento (CR) do reflexo H do músculo sóleo (SO), com o intuito de compreender a dinâmica neuromuscular em indivíduos idosos. Neste sentido, a função muscular foi avaliada em resposta ao treinamento multissensorial (que consiste em exercícios realizados no CEE), utilizando procedimentos analíticos que envolvem ajustes não lineares sobre os dados eletrofisiológicos que podem indicar adaptações neurofisiológicas do sistema nervoso ao treinamento.

A via do reflexo de estiramento participa no controle e na coordenação de movimentos voluntários, e também na manutenção da estabilidade corporal. Dessa forma, a variação na excitabilidade desta via reflexa fornece informações sobre alterações na plasticidade neuronal, que é a capacidade do SN em adaptar-se a nível estrutural e funcional (Purves, 2004; Tahayori, 2012; Puderbaugh & Emmady, 2023). Uma das maneiras para se mensurar a excitabilidade da via reflexa é por meio da técnica do reflexo H.

1.2. Reflexo H

Os reflexos motores são processos que ocorrem anatomicamente por meio do arco-reflexo. Um reflexo muito utilizado para estudos neurofuncionais é o reflexo de estiramento, que é mediado por uma via monossináptica na qual o estiramento do músculo provoca o alongamento de sensores conhecidos como fusos neuromusculares. Este estiramento gera potenciais de ação (PAs) nas aferentes sensoriais (p.ex., aferentes Ia) que fazem sinapse com os motoneurônios alfa (MNs) da medula espinhal. Uma maneira de se estudar a excitabilidade desta via é por meio de aplicação de uma percussão mecânica no tendão que resulta no estiramento

muscular e ativação dos fusos neuromusculares (Reschechtk & Pruszynski, 2020) (Figura 3).



Fonte: Essentials of Anatomy and Physiology, 2ed. (modificado). <https://aprendendobio.com.br>

Figura 3. Reflexo patelar - contração involuntária do quadríceps femoral, promovendo a extensão do joelho, em resposta ao estímulo mecânico por meio de golpe aplicado no tendão patelar.

O reflexo de estiramento muscular é fundamental para o controle motor, pois, por meio da regulação do tônus muscular participa na coordenação dos movimentos e na manutenção da estabilidade postural (Sun *et al.*, 2022). Uma técnica muito difundida para se estudar esta via consiste em uma estimulação elétrica sobre os axônios sensoriais ao invés de uma estimulação mecânica. A resposta reflexa (potenciais de ação compostos captados no músculo) a este estímulo elétrico é denominada de reflexo H, descrita pela primeira vez por Paul Hoffman em 1918. É, portanto, considerado um homólogo elétrico do reflexo de estiramento, sendo evocado por estimulação elétrica transcutânea (pulsos de 1ms) aplicada sobre um nervo misto que, sincronicamente, ativa as fibras aferentes Ia dos fusos neuromusculares (Mezzarane *et al.*, 2013) (Figuras 4,5 e 6).

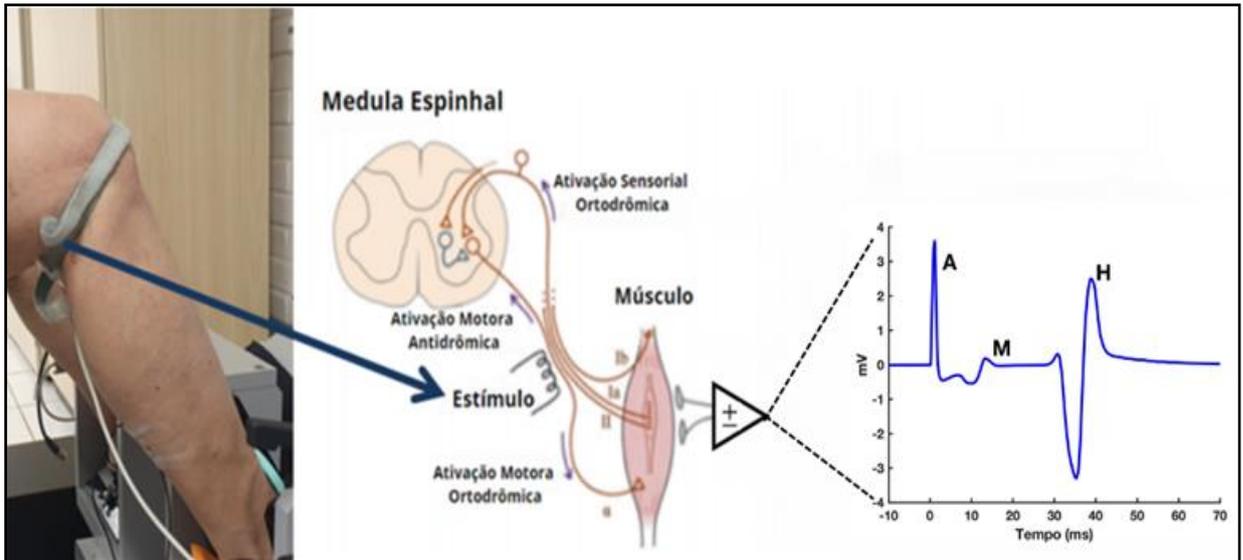


Figura 4. Desenho esquemático do posicionamento do eletrodo de estimulação (foto) e da via do reflexo de estiramento. O esquema à direita mostra a estimulação do nervo tibial que gera a atividade ortodrômica e antidrômica do nervo (apenas o caminho monossináptico é mostrado), por meio da técnica do reflexo H. O EMG mostra um reflexo H e uma onda M evocados por um estímulo elétrico transcutâneo aplicado por meio de eletrodo de estimulação localizado na fossa poplíteia (região atrás do joelho). O estímulo ativa as aferentes Ia e axônios motores do nervo tibial (nervo misto do músculo SO). A: artefato de estímulo, indicando quando o estímulo foi liberado; M: onda M; H: reflexo H. (adaptado de Mezzarane *et al.*, 2013)

A técnica consiste na aplicação de um estímulo elétrico (corrente elétrica) por meio de eletrodos de superfície localizados próximos a um nervo misto, por exemplo, no nervo tibial. Ocorre então a ativação seletiva das fibras aferentes Ia do músculo SO, com o conseqüente disparo de PAs nos MNs. Estes PAs seguem pelas vias eferentes, despolarizando as fibras musculares. A despolarização das fibras musculares é captada por eletrodos de superfície constituindo o potencial de ação composto muscular, que é denominado de reflexo H (Nardone & Schieppati, 1988; Ivanenko *et al.*, 2018) (Figura 5).

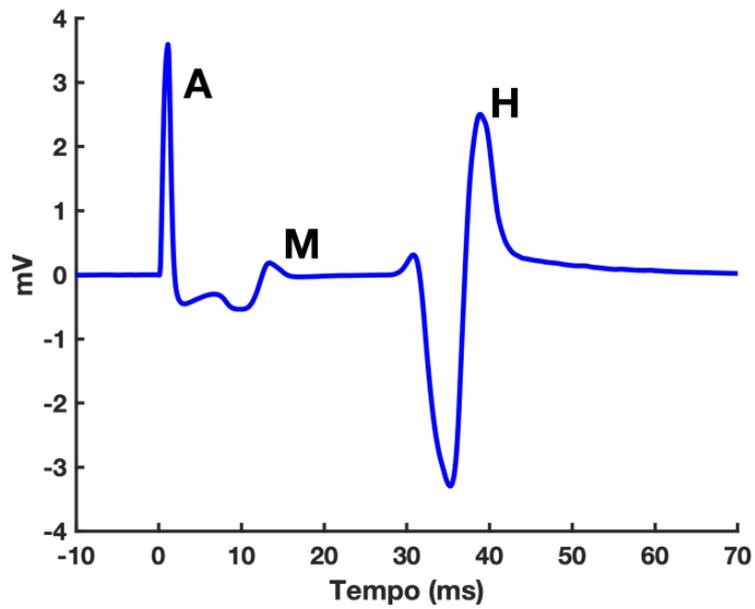


Figura 5. Registro eletromiográfico (EMG) mostrando o reflexo de Hoffmann (Reflexo H). **A**: Artefato de estímulo; **M**: onda M; **H**: reflexo H. (dado da autora)

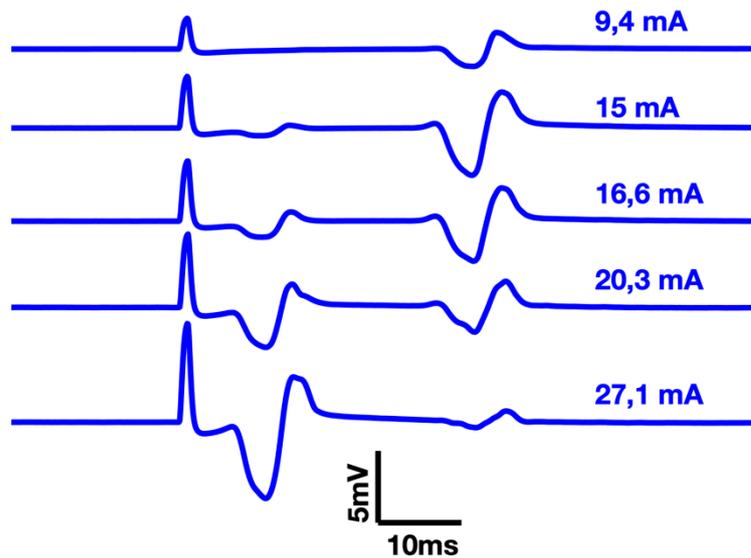


Figura 6. Registros eletromiográficos (EMG) mostrando a onda M e o reflexo H em resposta a algumas das várias intensidades de estimulação (em mA indicadas sobre a porção direita do EMG) utilizadas para construir a CR (detalhes no texto). O segundo EMG de cima para baixo corresponde ao mesmo dado apresentado na figura 5 e mostra a resposta H máxima (H_{MAX}) de um participante idoso. Note que os EMGs correspondentes às intensidades maiores mostram reflexos H menores devido à colisão de PAs (detalhes no texto) (dados da autora).

O interesse em se estudar o músculo SO vem do fato de, além de ser um músculo envolvido diretamente na manutenção do equilíbrio postural, permite maior facilidade em se evocar o reflexo H em comparação a outros músculos, conforme observado na foto da figura 4.

O reflexo H tem-se revelado uma ferramenta útil nos estudos eletrofisiológicos por ser uma técnica não invasiva, possibilitando detectar alterações na excitabilidade dos terminais das vias sensoriais Ia e nos MNs tanto em humanos (Burke *et al.*, 1999; Zehr, 2002) como em animais (Hultborn & Nielsen, 2007).

A amplitude pico-a-pico do reflexo H está relacionada com a intensidade do estímulo aplicado ao nervo: quanto maior a intensidade da corrente aplicada, maior o número de fibras aferentes Ia recrutadas, conseqüentemente, um maior número de MNs é recrutado e mais fibras musculares são despolarizadas, o que leva a um aumento na amplitude do reflexo H. Esse aumento ocorre até um limite, no qual é registrada a amplitude reflexa máxima (H_{MAX}). A amplitude de H_{MAX} não representa 100% das UMs recrutadas, devido ao fenômeno de “aniquilação”, que consiste na colisão de PAs gerados nas fibras eferentes (devido ao aumento na intensidade de estimulação elétrica) com os PAs de origem reflexa. Os PAs das eferentes gerados pelo estímulo elétrico que trafegam no sentido oposto ao fisiológico (sentido antidrômico) colidem com os PAs gerados nestas mesmas fibras, que foram deflagrados pela ativação das fibras Ia (que fazem sinapse com os MNs na medula). A colisão de PAs (ou aniquilação) nas eferentes ocorre devido à menor velocidade de condução destas em relação às aferentes, dando tempo dos PAs se encontrarem em regiões mais proximais do axônio motor. Desta forma, a aniquilação se dá quando um PA encontra o período refratário de outro PA (transitando no sentido oposto) e se extinguem (se “aniquilam”) mutuamente. Os PAs gerados pelo estímulo elétrico de maior intensidade que percorrem as fibras eferentes no sentido fisiológico (ortodrômico), em direção ao músculo, geram uma resposta direta, um PAC denominado de onda M (Mezzarane *et al.*, 2013). As conseqüências destes fenômenos são descritas em detalhes nas seções subseqüentes.

O reflexo H é utilizado também em estudos da neurofisiologia da medula espinhal em diferentes populações e contextos motores. Por exemplo, Raffalt *et al.* (2015) utilizaram a técnica do reflexo H para avaliar se o processo de envelhecimento

interferia na modulação do reflexo de estiramento durante a marcha. Eles avaliaram a amplitude do reflexo H do SO e Tibial Anterior (TA) em 15 adultos ($56,4 \pm 6,9$ anos) e 15 jovens ($23,7 \pm 3,9$ anos), durante uma caminhada na esteira com velocidade constante de 4 km/h. Os autores concluíram que a modulação da amplitude do reflexo H foi influenciada pela idade. Na mesma linha, Ryder *et al.* (2016) mostraram que o envelhecimento e o sedentarismo podem provocar alterações importantes nos padrões neuromotores. Os autores avaliaram as alterações do reflexo H no músculo SO e TA em 14 jovens ($25,4 \pm 3,5$ anos) e 14 idosos ($75,2 \pm 6,3$ anos) neurologicamente saudáveis. Os participantes foram subdivididos em sedentários e fisicamente ativos (7 jovens e 7 idosos para cada grupo). Nesse estudo, o reflexo H foi evocado no músculo SO ipsolateral, por meio da aplicação de um estímulo condicionante no nervo fibular contralateral, utilizando intervalos entre 25 a 300 ms. O estudo revelou que o estímulo condicionante no nervo fibular contralateral exerceu um efeito significativo do reflexo H do SO apenas no grupo de idosos sedentários. Este fenômeno sugere que a intervenção experimental promoveu uma modulação na via neural, resultando em uma amplificação da atividade reflexa medular, sugerindo que o sedentarismo e idade podem estar associados com a maior excitabilidade da medula espinhal. Ademais, os idosos demonstraram uma facilitação de 30,0% em um intervalo inter-estímulo de 150 ms (de 59,4% para 89,3%), enquanto os jovens mostraram uma facilitação de 19,3% em um intervalo inter-estímulo de 50 ms (de 60,8% para 80,1%). Esses achados podem sugerir que a combinação de fatores neurofisiológicos associados ao envelhecimento pode variar significativamente, afetando a modulação do reflexo H (Knikou, 2008; Burke & Pierrot-Deseilligny, 2010).

Por esta razão, a análise dos parâmetros extraídos da CR do reflexo H emerge como uma ferramenta que permite uma avaliação quantitativa da excitabilidade da via reflexa, essencial para elucidar o impacto de variáveis como envelhecimento, nível de aptidão física e condições patológicas sobre a função neuromuscular (Burke & Pierrot-Deseilligny, 2010; Kandel *et al.*, 2014). Além disso, a CR serve também como um meio para diferenciar os efeitos mediados por vias ascendentes ou descendentes, fornecendo uma compreensão mais detalhada dos fenômenos subjacentes à modulação do reflexo H (Knikou, 2008).

Neste sentido, análises em torno da CR do reflexo H permitem compreender melhor os aspectos neurofisiológicos inerentes ao processo de envelhecimento.

1.3. Curva de Recrutamento (CR)

A CR é caracterizada por um gráfico que apresenta as variações nas amplitudes pico-a-pico do reflexo H e da onda M na ordenada, e a intensidade de estímulo (corrente elétrica aplicada no nervo tibial) na abscissa, conforme apresentado nas figuras 7 e 8. Este procedimento tem sido utilizado em estudos neurofisiológicos, com o intuito de avaliar a excitabilidade da conexão entre as vias aferentes Ia e os MNs. Este método tem se mostrado útil para explorar as alterações neuromusculares que ocorrem com o envelhecimento, uma vez que permite uma análise detalhada da função e da plasticidade dos MNs. Desde o estabelecimento do princípio do tamanho por Henneman *et al.* (1965), que destacou a importância do calibre das UMs no recrutamento e na força muscular, até as investigações de Burke (1981) sobre as propriedades específicas das UMs, o campo tem avançado no entendimento dos mecanismos subjacentes ao controle motor e à modulação reflexa.

Estudos pioneiros de Magladery & McDougal (1950) contribuíram para este avanço ao aprofundar o conhecimento sobre o reflexo H, enquanto a análise de Zehr (2002) sobre a inibição pré-sináptica proporcionou informações adicionais sobre a complexa rede de modulação reflexa e da inibição pré-sináptica. Posteriormente Dragert & Zehr (2011) e Vila-Chã *et al.* (2012) demonstraram que intervenções específicas, como treinamento de resistência ou condições de fadiga, podem afetar de diferentes formas as amplitudes do reflexo H.

A partir dos parâmetros extraídos de um ajuste sigmoidal da alça ascendente da CR, pode-se inferir alterações na excitabilidade reflexa, porém, é fundamental reconhecer que a CR não representa uma relação linear e direta com o calibre das UMs. Esta não linearidade advém de vários fatores, incluindo as diferenças nas propriedades biofísicas da membrana dos MNs, e mecanismos inibitórios pré-sinápticos, conforme discutido por Burke (1981) e Zehr (2002).

Apesar dessas complexidades, é possível fazer algumas afirmações sobre a parte inicial da CR, onde se observa o limiar para o reflexo H, representado aqui no estudo como H *threshold* (H_{TH}). Neste ponto inicial, é razoável afirmar que as UMs recrutadas são aquelas com limiares mais baixos para a excitação, tipicamente

associados às UMs de menor calibre, como sugerido pelo princípio do tamanho de Mendell & Henneman (1971). Esta parte da alça ascendente da CR reflete a ativação das primeiras UMs em resposta ao estímulo aplicado, um fenômeno que foi observado em diversos estudos (Magladery & McDougal, 1950; Henneman *et al.*, 1965; Klimstra & Zehr, 2008; Mezzarane *et al.*, 2013).

No entanto, a progressão além desse ponto inicial na CR envolve o recrutamento de UMs com características variadas e é influenciada por uma interação complexa de fatores neuromusculares. Assim, enquanto o início da CR pode fornecer informações sobre as primeiras UMs recrutadas, a interpretação dos pontos subsequentes na alça ascendente requer uma abordagem cuidadosa e considerações das não linearidades. Uma vez obtida a CR, é possível verificar as amplitudes máximas das duas ondas expressas como o H_{MAX} (amplitude máxima do reflexo H) e a M_{MAX} (amplitude máxima da onda M) (Mezzarane *et al.*, 2013), bem como valores intermediários como o limiar do reflexo H e a inclinação da alça ascendente da sigmoide (Mezzarane *et al.*, 2011; Piscione, *et al.*, 2012). De acordo com o procedimento proposto por Klimstra & Zehr (2008) uma curva sigmoide é o ajuste mais adequado para este tipo de dado. Parâmetros podem ser extraídos a partir do ajuste sigmoideal como a inclinação da porção linear da sigmoide, que reflete o ganho de recrutamento (Kernell & Hultborn, 1990), limiar do reflexo H, reflexo H máximo, corrente limiar, entre outros.

A modulação da CR não é determinada apenas pelo recrutamento passivo de UMs baseado na intensidade do estímulo. Mecanismos inibitórios e facilitadores também podem influenciar. A inibição pré-sináptica, por exemplo, pode modular a transmissão sináptica na medula espinhal, afetando a capacidade de recrutamento de UMs adicionais (Pearcey *et al.*, 2017). À medida que mais UMs são recrutadas, a curva tende a se tornar mais evidente, conforme ilustrado nas figuras 7 e 8, e que intervenções distintas podem afetar um ou mais parâmetros da CR (Mendell & Henneman (1971); Mezzarane *et al.*, 2011; Pearcey *et al.*, 2017).

O reflexo H limiar (menor amplitude reflexa possível) (H_{TH}) e é evocado por uma intensidade mínima de corrente elétrica necessária para se evocar um reflexo H. O ponto onde a reta cruza o eixo da abscissa mapeia a corrente necessária para evocar o H_{TH} . O valor H_{MAX} é um dos parâmetros para se estimar o ajuste sigmoideal e é calculado como a média dos três maiores valores do reflexo H.

O ponto onde a reta cruza o valor máximo do reflexo H mapeia o H100 na sigmoide e o valor de 50% do H_{MAX} define o H50 (ponto em que a reta tangencia a curva, onde a derivada é máxima, e que corresponde à metade de H_{MAX}). Estes parâmetros possibilitam o estudo da excitabilidade reflexa referente às diferentes amplitudes e em diferentes condições (Mezzarane *et al.*, 2011) (Figura 9). A corrente necessária para evocar a resposta reflexa máxima corresponde ao valor na reta de regressão que chega ao H_{MAX} , marcado como “1” na Figura 9. Este valor específico de corrente corresponde ao H100 (cH100), que é indicado por “c” na Figura 10, logo, cH_{TH} representa as correntes associadas para H_{TH} ; c50 para as correntes associadas ao H50; c100 para as correntes associadas ao H100

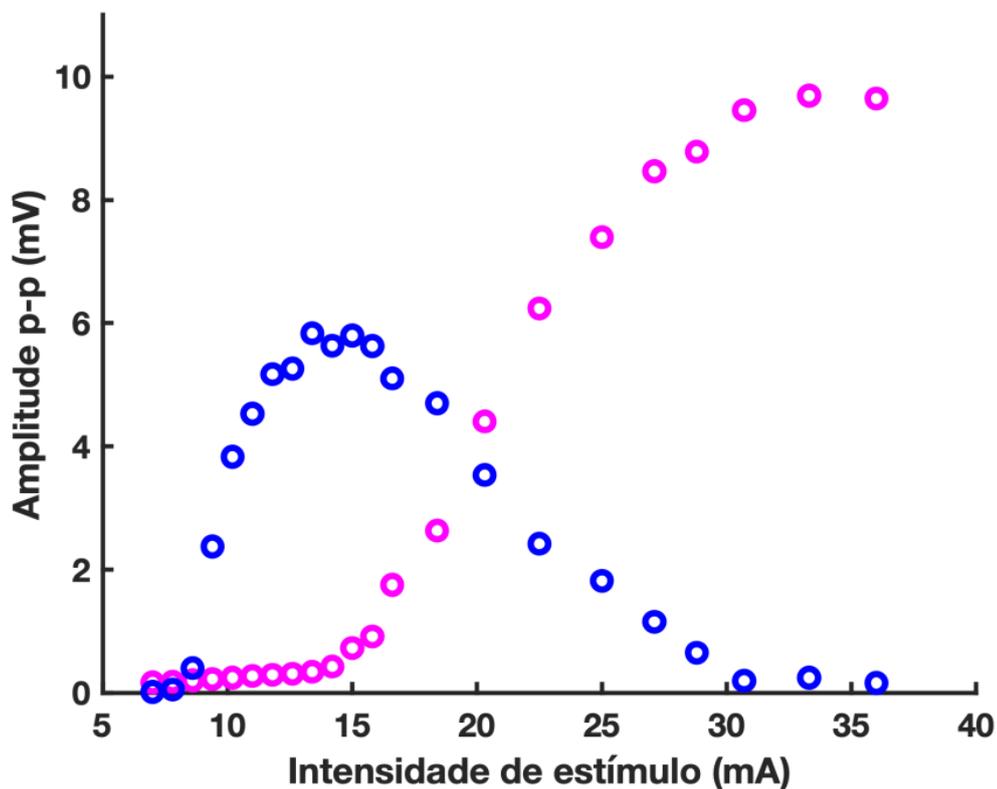


Figura 7. Curva de recrutamento sem normalização (mesmos dados da figura 6). Cada ponto representa a média de cinco valores de amplitude pico-a-pico do reflexo H (azul) e da onda M (magenta). Com o aumento da intensidade de estimulação ocorre aumento da amplitude do reflexo H até um platô. Em seguida observa-se diminuição na amplitude do reflexo H devido ao fenômeno de aniquilação (dados da autora).

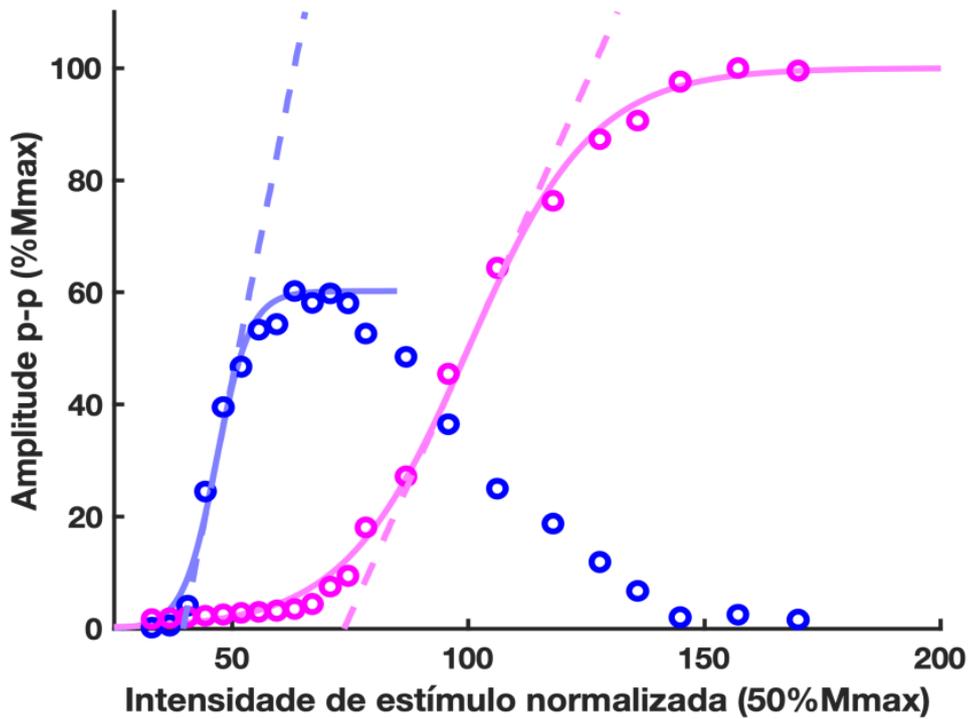


Figura 8. Ajuste sigmoideal da curva de recrutamento do músculo SO (dados normalizados da figura 7). A curva da cor magenta clara é o ajuste da alça ascendente da CR da onda M, e em azul claro encontra-se o ajuste feito a partir da CR do reflexo H. A relação das inclinações das linhas pontilhadas indica o ganho de recrutamento (dados da autora).

A corrente que corresponde a 50% do H_{MAX} ($cH50$) é identificada no ponto onde a reta tangencia a curva, apresentando a máxima inclinação, representada por “b” na Figura 9 e a corrente necessária para evocar o limiar do reflexo H (cH_{TH}), são representados por “a” na Figura 9.

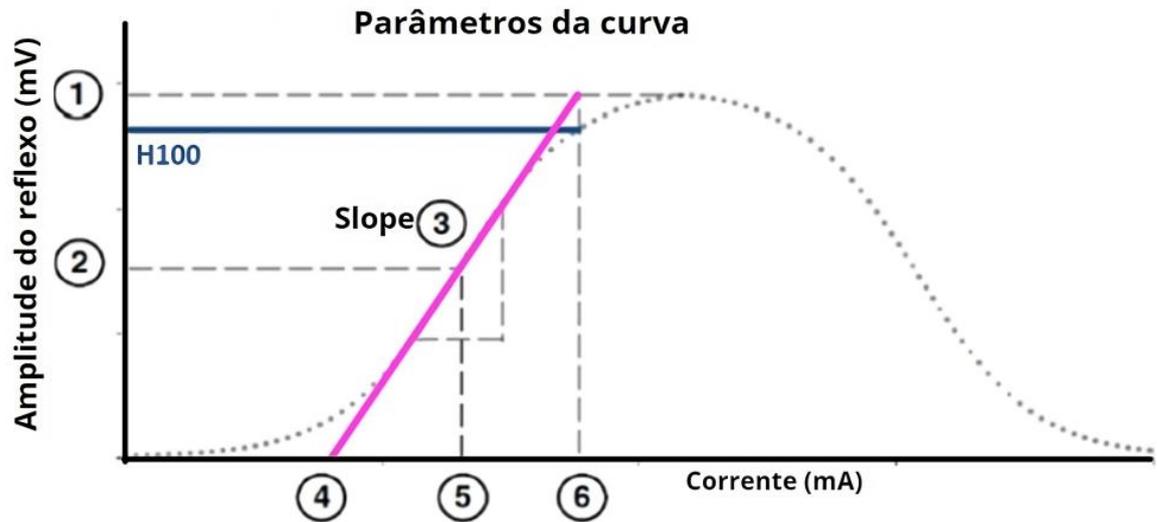


Figura 9. Parâmetros de amplitude da curva de recrutamento. 1- H_{MAX}, 2- 50% de H_{MAX} (H₅₀), 3- Inclinação (*slope*) reta que tangencia a curva na alça ascendente, 4- Corrente Limiar do H limiar (cH_{TH}), 5- Corrente necessária para evocar 50% de H_{MAX} (cH₅₀), 6- Corrente necessária para evocar H₁₀₀ (cH₁₀₀). Modificado de Klimstra & Zehr (2008).

Para condição experimental, aplica-se o mesmo ajuste visando a obter os parâmetros de comparação (Figura 10). Cumpre-se ressaltar que nesta técnica do reflexo H, a representação da onda M é fundamental na interpretação da CR do reflexo H, proporcionando informações sobre a funcionalidade da via motora, conforme destacado por Misiaszek (2003) e Pierrot-Deseilligny & Burke (2005). Uma onda M constante, ao longo de diferentes intensidades de estímulo, sugere que a estimulação está sendo aplicada de maneira uniforme e que qualquer alteração observada no reflexo H pode ser atribuída a mudanças na excitabilidade dos MNs ou nas propriedades das vias reflexas, e não a variáveis externas, por exemplo, variação do posicionamento do eletrodo ou outras perturbações. Isso é particularmente relevante em estudos que buscam entender a plasticidade neural. Por outro lado, uma variação na onda M que espelha a variação na intensidade do estímulo, indica que a resposta motora direta à estimulação está sendo afetada de maneira previsível, reforçando a validade dos ajustes de intensidade de estímulo no protocolo experimental.

Esta correlação direta entre a intensidade do estímulo e a resposta observada na onda M serve como uma confirmação de que o SN está respondendo de maneira esperada, facilitando a interpretação de variações na curva de recrutamento do reflexo H como reflexo de alterações intrínsecas na função neural.

Os parâmetros obtidos a partir das curvas pós são indicados como "@", ou seja, o valor de amplitude "na" corrente que gerou H_{TH} , H_{50} e H_{100} na situação controle, foi $H@_{TH}$, $H@_{50}$ e $H@_{100}$, respectivamente, na situação experimental. Isso significa que a mesma corrente usada para evocar o H_{TH} durante a condição controle, por exemplo, evoca uma resposta reflexa correspondente a $H@$ na condição experimental.

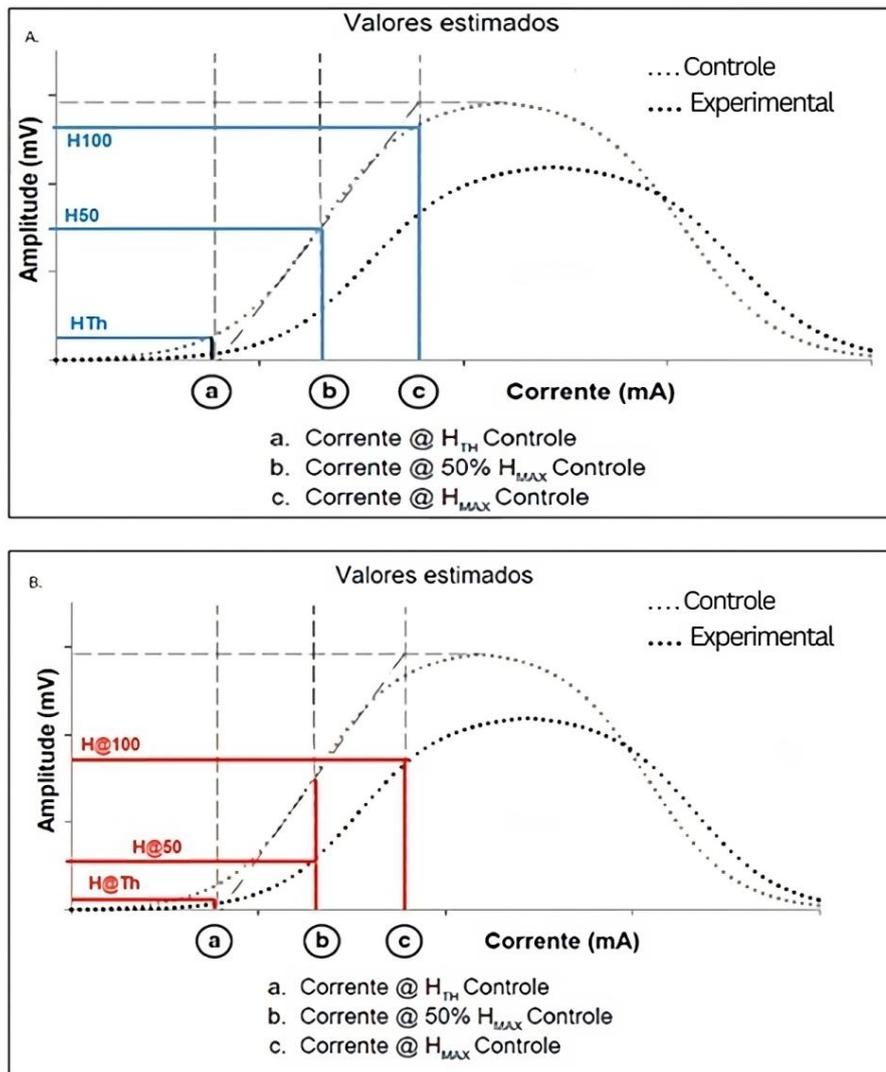


Figura 10. Curvas em diferentes condições: controle (A) e experimental (B). (a) Corrente necessária para gerar o reflexo H limiar (cH_{TH}) na condição controle e experimental (b) Corrente para gerar 50% da amplitude do reflexo H máximo (cH_{50}) na condição controle e experimental, (c) Corrente necessária para gerar aproximadamente 100% da amplitude do reflexo H máximo (cH_{100}) na condição controle e experimental. Sendo que na condição controle os parâmetros são representados por H_{TH} , H_{50} , H_{100} e na experimental por $H@_{TH}$, $H@_{50}$, $H@_{100}$, (adaptado de Klimstra & Zehr, 2008).

Com este procedimento é possível examinar a modulação reflexa durante a realização de diferentes tarefas ou sob condicionamento diferente para a mesma entrada sináptica (intensidade de corrente). O interesse em se avaliar o reflexo H de diferentes amplitudes vem do fato de estudos anteriores terem mostrado modulação do reflexo H dependente da amplitude, ou seja, algumas intervenções alteram as respostas reflexas de baixa amplitude, ao passo que outras afetam as respostas de amplitudes maiores (Vila-Chã *et al.*, 2012; Quadrado *et al.*, 2020; Magalhães *et al.*, 2021).

1.4. Efeitos da ativação voluntária sobre a excitabilidade medular

Diversos fatores contribuem para a regulação da excitabilidade da via reflexa (Nielsen *et al.*, 1993; Tucker *et al.*, 2005), que varia de acordo com as influências pré-sinápticas de origens distintas (descendente ou periférica) atuantes nos terminais das aferentes Ia, e do potencial de membrana do MN (influências pós-sinápticas) (Mezzarane *et al.*, 2013). Estas influências dependem de vários fatores (estado de alerta, tensão, orientação do corpo etc.) (Sciepatti, 1987), incluindo o nível de ativação voluntária.

Frequentemente, nos estudos sobre a neurofisiologia da medula espinal utilizando o reflexo H, solicita-se ao participante manter uma contração voluntária (CV) em torno de 10 à 20% da contração voluntária máxima (CVM). Isto é solicitado por duas razões: 1) para que os potenciais de membrana dos MNs tenham certa homogeneidade e 2) para que fatores pré-sinápticos não alterem significativamente a excitabilidade da via reflexa, induzindo uma variação maior nos valores de amplitude no repouso em comparação à CV (Figuras 11 e 12).

Porém, existe ainda alguma controvérsia acerca dos efeitos da contração em idosos. Uma vantagem de avaliar o reflexo durante o repouso é atenuar os efeitos descendentes do córtex motor, sobre a rede de interneurônios medulares que influencia na excitabilidade da via reflexa (Zehr, 2002). Contudo, outros autores têm discutido as alterações na excitabilidade das vias reflexas durante a CV (Ruiter *et al.*, 2010; Grosprêtre & Martin, 2012; Mezzarane *et al.*, 2017).

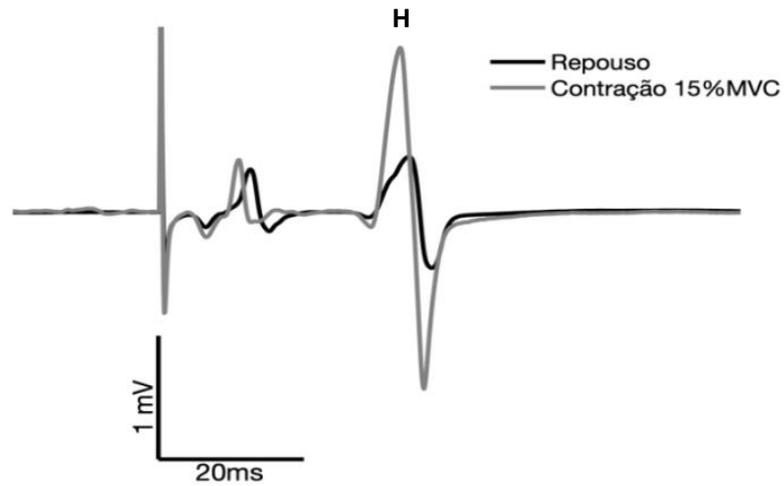


Figura 11. EMG do músculo SO de um idoso mostrando o reflexo H representado em duas condições diferentes, em repouso (linha sólida preta) e durante 15 % da CV isométrica (linha cinza). Note que a amplitude da onda M permanece constante. (dados da autora).

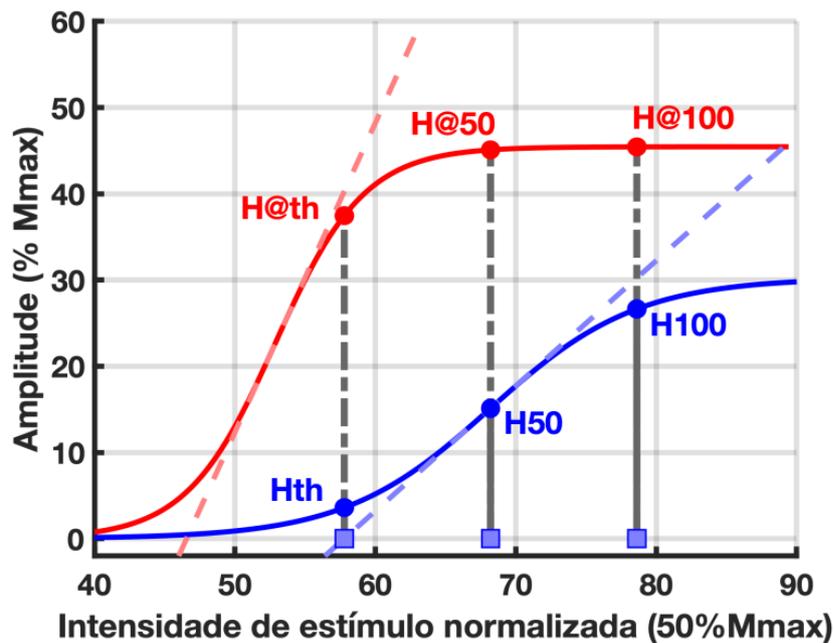


Figura 12. Ajuste sigmoidal sobre os pontos da curva de recrutamento (CR), em repouso (sem contração) e durante a contração voluntária dos flexores plantares (15% da CVM) de um participante idoso. Os círculos indicam os parâmetros da CR em repouso (azul) e os parâmetros "@" (vermelho) que são aqueles mapeados a partir das correntes (quadrado azul) que geraram os parâmetros da CR com o participante em repouso. Note o aumento nas amplitudes do reflexo H durante a contração (linha vermelha em comparação como a linha azul). As CRs das ondas M em ambas as condições foram omitidas para facilitar a visualização. (dados da autora).

Durante a CV, o cérebro envia comandos descendentes que garantem uma ativação espaço temporal adequada dos músculos nas diferentes articulações, gerando uma ação coordenada entre os segmentos do corpo durante a execução de uma determinada tarefa motora. Esse fenômeno inicia-se no córtex motor, onde neurônios corticais são ativados e emitem sinais para diferentes estruturas subcorticais (como os núcleos da base, por exemplo) e diretamente para os MNs na medula espinhal. O recrutamento ordenado dos MNs é fundamental para a contração adequada dos músculos.

Tipicamente, a amplitude do reflexo H durante a contração (para uma faixa de nível de CV relativamente baixa) é maior em comparação ao reflexo H evocado no repouso (Crone *et al.*, 1990; Burke, 2016) (Figura 11). Isto ocorre, pois os MNs que inicialmente não foram recrutados pelo estímulo das aferentes Ia durante o repouso, ficam com o seu potencial de membrana mais próximo do limiar de disparo devido à geração de potenciais excitatórios pós-sinápticos (PEPs) de origem descendente. Desta forma, para uma mesma intensidade de estimulação das aferentes (ou seja, para um número similar de aferentes recrutadas), um número maior de MNs será recrutado durante a contração, com o conseqüente aumento na amplitude do reflexo H em relação à situação de repouso.

Contudo, não são apenas os PEPs de origem descendente que facilitam a geração do reflexo H. Outros mecanismos neurais exclusivamente medulares contribuem para a modulação da excitabilidade da via reflexa. Por exemplo, durante a CV, a redução da inibição pré-sináptica (IPS) (que modula a entrada sensorial nos MNs por meio dos terminais aferentes Ia) contribui para a facilitação reflexa (Katz *et al.*, 1988). Contudo, a excitabilidade desta via inibitória apresenta alterações significativas com o avanço da idade (Caspary *et al.*, 2008; Filho *et al.*, 2021). A IPS é essencial para a regulação da informação sensorial dirigida aos MNs, e sua eficácia diminuída pode impactar negativamente a capacidade de execução de ajustes motores precisos. Conforme apontado por Baudry *et al.* (2015), a diminuição na eficácia da IPS pode comprometer o controle motor fino, essencial para a realização de atividades que envolvam alto nível de precisão na execução do movimento.

A redução da inibição Ib durante a contração também facilita a geração do reflexo H devido ao aumento na excitabilidade da via. Além disso, o aumento da taxa

de disparo das fibras aferentes se intensifica com a atividade das vias descendentes, devido ao aumento no tônus muscular, contribuindo também para aumentar a excitabilidade da via reflexa. Este fenômeno não apenas potencializa a resposta motora, como discutido por Purves *et al.* (2001), mas também modula a percepção sensorial, oferecendo uma base para ajustes refinados na execução de movimentos. Outro mecanismo responsável pelo aumento na excitabilidade reflexa durante a contração é a redução da depressão homossináptica (DH), que consiste em uma diminuição da amplitude do reflexo H com o aumento na frequência de estimulação (acima de 0,1Hz) (Kohn *et al.*, 1997; Filho *et al.*, 2021). Este mecanismo é importante para a regulação da transmissão sináptica e alterações no nível DH podem indicar alterações na plasticidade neural em decorrência de treinamento, neuropatologias ou lesões (Islam *et al.*, 2021). Além disso, a DH contribui para a adaptabilidade e a modulação fina do SN, essenciais para a manutenção de uma função motora eficaz e adaptativa (Sabatier *et al.*, 2015). Todos esses mecanismos medulares podem em maior ou menor medida ser afetados pelo processo de envelhecimento Kido *et al.*(2004).

Considerando os declínios neurológicos prevalentes na população idosa, baseando-se na premissa de que *déficits* neurológicos são comuns nessa população, investigar diferenças na excitabilidade da via reflexa entre jovens e idosos durante a contração pode ser útil para definir protocolos experimentais adequados.

Marchand-Pauvert *et al.* (2002), Zehr (2002) e Chen *et al.* (2010) destacam a importância da manutenção da excitabilidade do *pool* de MNs e das alterações do reflexo H como objeto de estudo metodológico para entender a funcionalidade neuromuscular. Essas investigações revelam que, apesar das mudanças fisiológicas inerentes ao envelhecimento, certos aspectos da modulação neural e do *feedback* sensorial mantêm-se preservados, enquanto outros sofrem alterações significativas. Os resultados de estudos da modulação do reflexo H e do reflexo de estiramento, em diferentes intensidades de CV em jovens e idosos, ilustram não apenas a complexidade dos sistemas de *feedback* neural mas também como esses sistemas são impactados devido o processo de envelhecimento (Kawashima *et al.*, 2004; Klass *et al.*, 2011).

Desta forma, protocolos experimentais que utilizam como principal variável o reflexo H durante uma CV, devem levar em conta os efeitos específicos da contração no caso de comparações entre populações diferentes. Por exemplo, estudos comparativos entre jovens e idosos que avaliam os efeitos de uma determinada intervenção sobre a neurofisiologia da medula espinhal, devem considerar os possíveis efeitos distintos da contração sobre o reflexo H dessas duas populações, pois os efeitos da CV para os idosos podem mascarar ou potencializar os efeitos de uma intervenção comum a ambos os grupos.

Neste sentido foram realizados experimentos utilizando 15% da CVM (semelhante à necessária para manter o indivíduo em na postura ortostática) em ambos, idosos não participantes do CEE e jovens saudáveis (ambos os grupos sedentários) a fim de avaliar se os efeitos da CV dos músculos extensores do tornozelo na modulação reflexa são semelhantes para ambas às populações.

Portanto, a compreensão detalhada desses mecanismos neurais modulados durante a CV é fundamental para o desenvolvimento de intervenções, principalmente na população idosa.

1.5. Circuito de Exercício de Equilíbrio (CEE)

O Circuito de Exercício de Equilíbrio (CEE) integra uma variedade de exercícios que são tanto práticos quanto funcionais. Estes exercícios são selecionados e estruturados para simular atividades cotidianas. Essa ênfase no aspecto funcional garante que os idosos não apenas melhorem seu equilíbrio, mas também adquiram habilidades que são diretamente transferíveis para sua vida diária, aumentando assim a segurança e a independência (Costa *et al.*, 2022).

A evolução do CEE foi marcada por melhorias e expansões em sua metodologia, conforme indicado por pesquisas subsequentes. Avelar *et al.* (2016) e Costa *et al.* (2022), contribuíram para aprimorar o protocolo original. Estes estudos adicionaram novos exercícios e refinaram os métodos de treinamento, para que o CEE permanecesse eficiente na promoção de equilíbrio e também seguro para os idosos.

Outro aspecto importante do CEE é a integração de exercícios físicos com atividades criativas e dinâmicas. Esta abordagem foi destacada por Joung & Lee (2019) como fundamental para melhorar a adesão dos idosos a um programa de

treinamento. A adição de elementos criativos e a variedade de exercícios tornam o treinamento mais envolvente e menos monótono, fatores críticos para manter os idosos motivados e comprometidos com o programa a longo prazo.

Bai *et al.* (2022) forneceram evidências concretas de que a adesão consistente a este tipo de treinamento pode resultar em melhorias notáveis na manutenção e melhoria do equilíbrio em idosos. Tais resultados são significativos, considerando que um bom desempenho na manutenção do equilíbrio está diretamente relacionado à redução do risco de quedas, um dos maiores riscos para a saúde e bem-estar de idosos (Teasdale & Simoneau, 2001; Silva *et al.*, 2020; Costa *et al.*, 2022).

A intervenção utilizada é composta por um plano de aula previamente estabelecido, com abordagem metodológica de ajustes da intensidade (níveis) delineada com base em premissas estabelecidas por Herdman (2002), que destaca a relação entre a intensidade do estímulo e a complexidade da tarefa. A progressão da intensidade era ajustada conforme a percepção de esforço do idoso, incorporando obstáculos adicionais, a restrição da visão e variações na velocidade de execução. Os idosos eram convidados a experimentar cada novo nível a partir do momento que se encontravam adaptados, partindo do pressuposto de que se tratava de uma tarefa mais complexa, conforme observado na tabela 1. O protocolo com os exercícios variados de equilíbrio, marcha e força realizados em forma de circuito, conforme observado na figura 13. Estação 1: Passadas laterais com deslocamento para direita e para a esquerda; Estação 2: "Avião" - Exercício em apoio unipodal, direita e esquerda; Estação 3: Marcha (com o apoio apenas dos calcanhares) de costas; Estação 4: Marcha de costas, com o apoio total dos pés; Estação 5: "Acertar o alvo", de costas, com as bolas acopladas por cordas nas laterais; Estação 6: Marcha sobre superfície instável (colchão, disco de balanço e cama elástica); Estação 7: Marcha com apoio apenas do terço anterior dos pés; Estação 8: Marcha, de frente, pernas afastadas, com o apoio total dos pés; Estação 9: Alcance multidirecional (níveis de dificuldade com alturas distintas, sendo estas representadas pelos números 1,2,3); Estação 10: Marcha, de frente, pernas cruzadas, com o apoio total dos pés; Estação 11: "bola na cesta" (níveis de dificuldade com distâncias variadas, sendo representadas por três divisões do caixote); Estação 12: Marcha com estreitamento de base e em trajeto circunferencial; Estação 13: Marcha Tandem (em linha reta para frente e para trás).

No CEE, as estações “2”, “6” e “9” recrutam de forma evidente a variável equilíbrio onde a estação “2”, denominada “apoio unipodal-avião”, o idoso permanece em apoio unipodal sobre o pé direito e depois o esquerdo durante 30 segundos. A estação “6”, denominada de “marcha sobre superfície instável”, o idoso simula uma marcha estacionária sobre colchonetes empilhados, em uma altura de 18 cm, com a progressão dos exercícios. Essa estação sofre modificações e a mesma marcha é executada sobre um minitrampolim. Na estação “9”, denominada “alcance multidirecional”, o idoso, em flexão plantar, afastado alguns centímetros do alvo acima da sua cabeça, estende os braços e busca alcançar os números localizados ao centro, à direita e à esquerda da placa pertencente à estação. Os exercícios de marcha são trabalhados durante praticamente todas as estações, a citar as estações “1”; “3”; “4”; “7”; “8”; “10”; “13” e à medida que os exercícios seguem na progressão, os exercícios de marcha são executados ultrapassando os obstáculos móveis de tamanhos diferenciados. Por fim, as estações onde visivelmente é recrutada a força são as estações “5” – “agachamento e acertar o alvo de costas”; “11” – “agachamento e bola na cesta” e “12” “sentar e levantar da cadeira e marcha em trajeto circunferencial”.

Na perspectiva do conceito de saúde para os idosos, a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2019), reforça que vai além da ausência de doenças, pois engloba elementos vitais como autonomia, independência e bem-estar biopsicossocial. Neste paradigma, o CEE emerge como um método de treinamento relevante, ideal para ser incorporado em programas multifatoriais que visam a prevenção de quedas nesta população. Essa abordagem é suportada por evidências, como as apresentadas por Avelar (2016) e Costa *et al.* (2022), que confirmam a eficácia do treinamento no CEE na prevenção de quedas e na facilitação de adaptações funcionais em idosos.

A importância deste treinamento é reforçada pelo entendimento de que o envelhecimento está associado a um declínio natural na capacidade de equilíbrio. Este declínio pode ser atribuído a uma variedade de fatores fisiológicos e neurológicos, como a redução da força muscular, deterioração do sistema sensorial e mudanças na estrutura cerebral, um fenômeno documentado por Smith-Ray *et al.* (2015). Essas alterações fisiológicas aumentam substancialmente o risco de quedas,

uma das causas primárias de lesões graves e mortalidade entre idosos (Rubenstein, 2006).

Tabela 1. Guia de exercícios e descrição dos momentos e atividades do Circuito de Exercícios de Equilíbrio (CEE).

Alongamento e Aquecimento (1º Momento)	Circuito de Exercícios Sensoriais (2º Momento)	Volta à calma (3º Momento)
Alongamento	Todos os exercícios são realizados em duplas e durante 2 minutos.	Exercícios realizados em grupo
1.Membros inferiores	1.Passadas laterais	1.Exercícios para o globo ocular
2.Membros superiores	2.Apoio unipodal “avião”	2.Exercícios de memória
Exercícios de Aquecimento	3.Marcha de costas (calcanhares)	3.Jogos com bola
3.Marcha Multidirecional	4.Marcha de costas (apoio total dos pés)	4.Coordenação motora
4.Marcha com ritmo	5.Agachamento e Acertar o alvo (de costas)	5.Ritmo
5.Mudança de passo	6.Marcha sobre superfície instável	6.Exercícios vestibulares
6.Marcha com paradas	7.Marcha de frente (ponta dos pés)	7.Exercícios de respiração
7.Marcha com giros frente	8.Marcha pernas afastadas para frente	
8.Flexão de quadril	9.Alcance multidirecional	
9.Abdução de quadril	10.Marcha pernas cruzadas	
10.Adução de quadril	11.Agachamento e “Bola na cesta”	
11.Extensão de quadril	12.Sentar e levantar da cadeira e Marcha em trajeto circunferencial	
12.Flexão de joelho	13.Marcha Tandem	
13.Flexão plantar		
Níveis avançados: Velocidade, tarefas duplas, obstáculos.	Níveis avançados: Restrição visual, obstáculos, velocidade, mudança da ordem dos exercícios.	Níveis avançados: Velocidade, tarefas duplas, restrição visual.

(Costa, 2018).

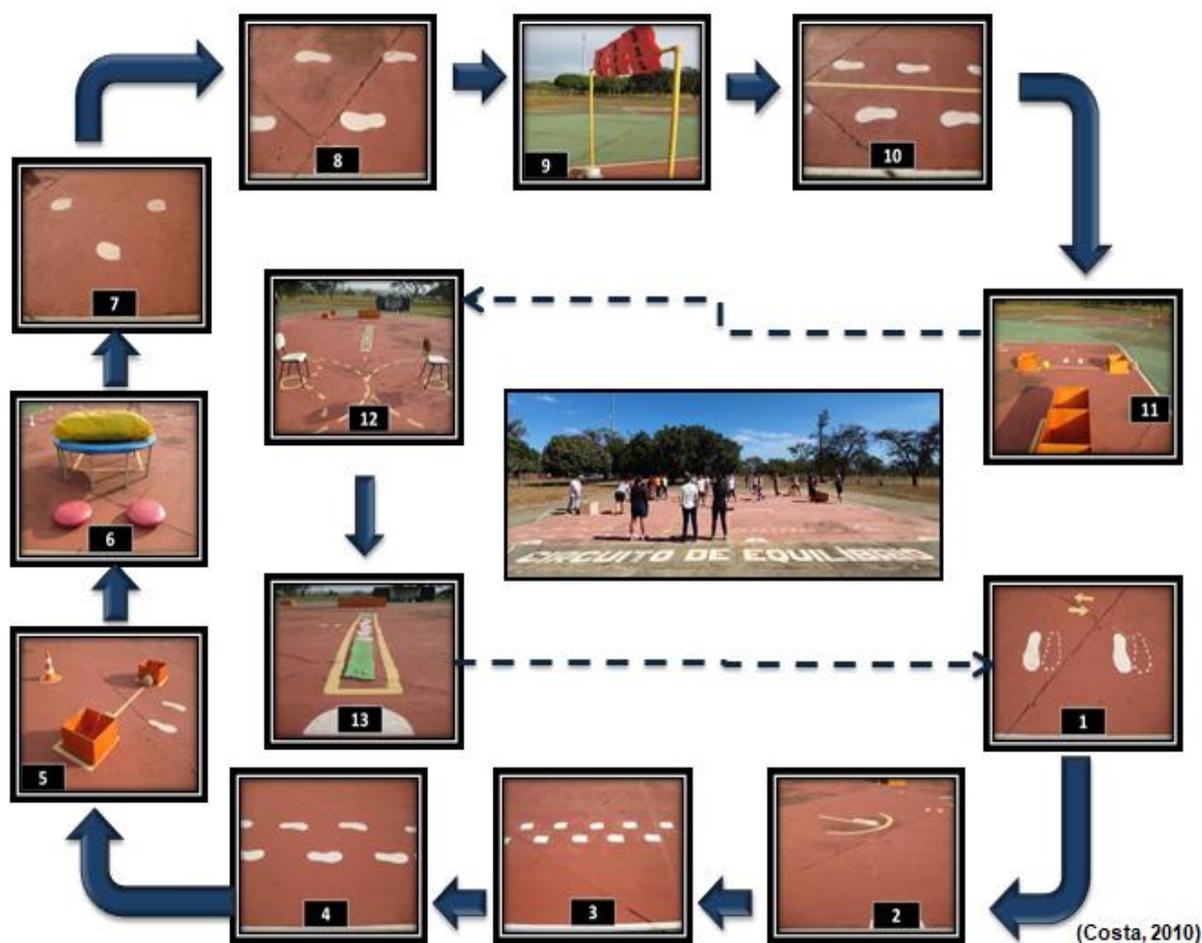


Figura 13. Circuito de Exercício de Equilíbrio proposto por Costa, 2010 (adaptado e uso autorizado pela autora).

O treinamento no CEE utiliza uma diversidade de exercícios que têm como objetivo aprimorar a força, flexibilidade, coordenação e propriocepção. Estudos demonstraram que programas focados nessas áreas podem promover melhora significativa na capacidade de equilíbrio dos idosos, reduzindo assim o risco de quedas (Li et al., 2018; Costa et al., 2022).

Do ponto de vista neurofisiológico, as melhorias observadas através do treinamento de equilíbrio estão vinculadas a mudanças no sistema nervoso central. Por exemplo, pesquisas que utilizam neuroimagem funcional têm revelado que o treinamento de equilíbrio pode induzir plasticidade cerebral em áreas relacionadas ao controle motor e processamento sensorial (Seidler *et al.*, 2010). Além disso, estudos

eletrofisiológicos sugerem que adaptações significativas também ocorrem no nível da excitabilidade corticoespinal.

Taube *et al.* (2007), avaliaram possíveis adaptações neurais em resposta a um treinamento de equilíbrio de quatro semanas, composto por caminhada na esteira de forma rápida e de costas e utilizando a estimulação magnética transcraniana (EMT) para estimular o córtex motor. As medições foram realizadas enquanto os participantes estavam em pé, a fim investigar o efeito do treinamento de equilíbrio na capacidade de manter a postura. Eles concluíram que o treinamento de equilíbrio promoveu melhorias significativas na estabilidade postural, sugerindo uma redução na excitabilidade corticoespinal, reforçando que treinamentos com exercícios específicos podem melhorar a eficiência da transmissão de sinais entre o cérebro e os músculos, resultando em respostas motoras mais ágeis e precisas. Essas descobertas reforçam a complexidade e a eficácia do CEE como uma intervenção valiosa para a saúde e o bem-estar dos idosos. Contudo, há uma lacuna no que diz respeito aos ganhos quantitativos relacionados às adaptações neurofisiológicas da medula espinhal.

Nota-se, portanto, que a técnica do reflexo H é importante para detectar possíveis alterações em mecanismos neurofisiológicos em populações especiais, como as estudadas no presente trabalho, além de ajudar no entendimento de como o treinamento de equilíbrio afeta a excitabilidade da medula espinhal e melhorar a saúde e o bem-estar dos idosos.

2. Objetivo Geral

- Avaliar alterações na excitabilidade da medula espinhal utilizando reflexo H de diferentes amplitudes na alça ascendente da CR após o treinamento no CEE.
- Comparar os efeitos da contração voluntária entre idosos e jovens.

2.1. Objetivos Específicos

- Estudar os parâmetros extraídos do ajuste sigmoidal da alça ascendente da curva de recrutamento do reflexo H antes (H_{th} , H_{50} , H_{100} , e H_{MAX}) e

após ($H@th$, $H@50$, $H@100$ e H_{MAX}) o treinamento no CEE, a fim de analisar as possíveis alterações na excitabilidade da medula espinhal explorando diferentes amplitudes do reflexo H.

- Avaliar o ganho de recrutamento a partir da inclinação da reta (*slope*) que melhor se ajusta à alça ascendente da CR, antes e após o treinamento no CEE.
- Investigar os efeitos da contração voluntária na modulação reflexa da alça ascendente da CR do músculo SO em idosos e jovens sedentários para avaliar possíveis alterações neuromusculares decorrentes do processo de envelhecimento.

3. Materiais e Métodos

3.1. Amostra

O recrutamento dos voluntários foi realizado a partir da divulgação na imprensa televisiva, mídias sociais, panfletos e bancos de dados do sistema do projeto Grupo de Estudos em Idosos (GEPAFI) Figura 14.

Duzentos e vinte e três voluntários ($n = 223$) idosos (idade ≥ 60 anos), capazes de se comunicar e de deambular de forma independente, foram convidadas a participar do estudo.

Foram excluídos aqueles que apresentavam condições que interferiam diretamente no equilíbrio postural, como doenças neurológicas centrais ou periféricas, deficiência visual não corrigida, desordens músculo esqueléticas graves e cirurgias nos membros inferiores. Foram excluídos, também, os que tinham câncer, os que fizeram algum tipo de procedimento cirúrgico há menos de seis meses, e os que possuíam alguma condição que comprometesse as avaliações, como alteração cognitiva. Dessa forma, a amostra foi composta inicialmente por trinta e dois voluntários, porém todas as análises foram realizadas com dezessete idosos sedentários (idade média 65 ± 6 anos). Alguns fatores contribuíram para a não participação de idosos no estudo, incluindo limitações logísticas relacionadas ao transporte para a instituição de pesquisa e a seleção de participantes que atendiam

aos critérios de inclusão estabelecidos, conforme apresentado no fluxograma (Figura 15).



Figura 14. Divulgação e recrutamento de voluntários.



Figura 15. Fluxograma

3.2. Protocolo de intervenção

Os idosos participantes do estudo foram convidados a preencherem uma ficha com os dados pessoais para o controle de voluntários (Anexo A) e participarem de uma palestra onde foram informados sobre os procedimentos de avaliação, tirarem suas dúvidas e familiarização com os termos técnicos (Figura 16).

A fase de intervenção (experimental) no CEE foi ministrada pelo Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos (GEPAFI), localizado no Centro Olímpico da Universidade de Brasília (UnB), composto por uma equipe treinada de profissionais de Educação Física com todas as aulas planejadas conforme o manual de exercícios do CEE (figura 13) (Tabela 1).



Figura 16. Foto da palestra de familiarização.

Para minimizar possíveis vieses, a avaliadora dos testes fisiológicos no laboratório, não participou ativamente na execução do protocolo de intervenção.

Os idosos participantes das avaliações eletrofisiológicas estiverem presentes em 28 encontros do treinamento no CEE, duas vezes por semana, com duração de 50 minutos cada, sendo os dois primeiros encontros destinados à adaptação (familiarização) (figura 17), sem a realização dos exercícios no CEE, em um período de 14 semanas.



Figura 17: Familiarização e adaptação dos participantes no CEE.

Os encontros foram conduzidos por professores de Educação Física com qualificação apropriada para executar e supervisionar o protocolo do CEE, assistidos por estagiários da mesma área. A uniformidade do conteúdo ministrado pelos professores foi avaliada e assegurada através de um sistema de monitoramento realizado pelo próprio GEPAFI, empregando uma lista de verificação desenvolvida com base nos critérios explícitos do protocolo de intervenção. Paralelamente, os instrutores anotavam e faziam observações referentes às atividades realizadas em cada encontro.

A aderência ao protocolo de intervenção dos idosos que participaram dos estudos eletrofisiológicos foi monitorada pela avaliadora do estudo, ou seja, os professores que conduziram a intervenção eram diferentes dos avaliadores, garantido a imparcialidade durante a análise da avaliação. Após 14 semanas as intervenções foram encerradas e todos os idosos aconselhados a não iniciarem exercícios físicos orientados, e a manterem as suas rotinas habituais até a finalização das avaliações no laboratório.

3.3. Protocolo de avaliação

Os procedimentos de avaliação foram executados em duas visitas à Faculdade de Educação Física (FEF-UnB). O “Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor (LACOMOT)” foi reservado exclusivamente para atender as demandas do projeto.

Na primeira visita, os voluntários receberam uma explicação adicional detalhada sobre os objetivos e procedimentos do estudo e assinaram do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (ANEXO B). Os idosos permaneciam nas dependências da Universidade por volta de 90 minutos. Foram agendados a cada duas horas, sendo 1 idoso por horário agendado no laboratório. Ao saírem da primeira visita, a segunda visita era imediatamente agendada, considerando o cronograma de intervenção. Os idosos saíam com a marcação em um papel com letras legíveis e informações claras, contendo local do teste, informações como roupas adequadas e procedimentos que deveriam adotar no dia (por exemplo, não ingerir café ou qualquer bebida estimulante antes do teste, e não ter realizado atividade de esforço que pudesse comprometer sua locomoção).

O telefone da pesquisadora responsável estava sempre disponível durante todo o período de testes e intervenções. Na segunda visita, assim como na primeira visita, um idoso foi agendado a cada duas horas. Quatro semanas foram reservadas para aplicação de todos os testes. Aqueles idosos que porventura não puderam comparecer no dia e horários marcados receberam um telefonema e foram agendadas para última semana, destinadas apenas para casos semelhantes. As visitas foram efetuadas no período matutino e vespertino, em dias consecutivos e previamente

agendados. Durante a execução dos procedimentos, tentou-se assegurar o mínimo de perturbação visual e auditiva.

3.3.1. Logística dos testes

Os instrutores que realizaram a fase de intervenção eram diferentes dos avaliadores do teste no laboratório, seguindo o cegamento do estudo.

3.3.2. Treinamento para aquisição dos dados

Um experimento controle foi conduzido em um participante jovem do laboratório. O objetivo primário dessa avaliação experimental consistiu em analisar minuciosamente os parâmetros operacionais de aquisição de sinais e estimulação para identificar e mitigar potenciais erros metodológicos. A precisão na calibração dos estímulos é essencial para assegurar a integridade e a validade dos dados experimentais, especialmente no contexto de identificar e quantificar possíveis efeitos decorrentes da aplicação desses estímulos e assim produzir resultados válidos e observáveis (Figura18).



Figura 18. Imagem do jovem participante para aprimoramento do protocolo de avaliação

3.3.3. Procedimento do teste no laboratório

Para avaliar a excitabilidade da medula espinhal do idoso, foi utilizada a técnica de estimulação elétrica para evocar o reflexo H.

Os eletrodos de captação de superfície foram posicionados 2 cm abaixo do encontro das duas cabeças do gastrocnêmio, acima da aponeurose do músculo SO com 2 cm de distância entre eles (Burke, 1997; Mezzarane & Kohn, 2009) (Figura 19) e o eletrodo de superfície para estimulação na fossa poplíteia (Figura 20). Um eletrodo terra foi colocado sobre o processo estiloide do osso rádio (punho) (Figura 21). Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada uma leve abrasão nos locais onde foram fixados os eletrodos com álcool 70%. Durante todo o experimento o sujeito permaneceu no mesmo posicionamento (Figura 22)



Figura 19. Marcação dos eletrodos de captação para o músculo SO.



Figura 20. Marcação do eletrodo de estímulo



Figura 21. Posicionamento do eletrodo terra

Para a aquisição dos sinais biológicos, foi utilizado o sistema de captação de sinais eletrofisiológicos e estimulação elétrica Neuropack X1 MEB 2300 (NihonKohden, Japão). A taxa de amostragem do sinal de EMG foi de 5 kHz. A banda do filtro foi 20Hz-1000Hz com ganho de até 1000x. Os sinais foram visualizados e armazenados em um computador contendo um programa escrito em LabView por meio de uma interface USB-6363 BNC de 16 bits (National Instruments Inc, EUA).



Figura 22. Posicionamento do sujeito durante o experimento com os eletrodos de captação e estímulo devidamente fixados.

3.3.4. Curva de Recrutamento (CR)

Durante o teste, os pés permaneceram fixos em uma estrutura rígida e com os ângulos das articulações do joelho e tornozelo em torno de 120° e 90°, respectivamente (Figura 23). Após a fixação dos eletrodos (captação, estimulação e do eletrodo terra), um estímulo foi liberado para evocar a reflexo H no limiar de ativação. Após o registro da intensidade do estímulo mínimo para a ativação do reflexo H, a intensidade do estímulo foi aumentada até a corrente associada a reflexo H máxima (H_{MAX}). A faixa de intensidades entre os valores de corrente limiar do reflexo H e aqueles associados à H_{MAX} foi dividida em 10 estímulos igualmente espaçados para a obtenção da alça ascendente da curva de recrutamento. Como a reflexo H varia mesmo com a intensidade de estímulo constante (devido às influências descendentes e periféricas), a estimulação foi aplicada por 5 vezes (com intervalo de 3 segundos entre elas) em cada uma das 10 intensidades escolhidas e assim obter a média do reflexo H para um estímulo específico.



Figura 23. Posicionamento do joelho durante o experimento.

3.3.5. Curva de Recrutamento com contração (CRCC)

A amostra deste teste adicional foi composta por trinta e um participantes divididos em dois grupos distintos, grupo com jovens, composto por dezesseis jovens (idade média; $24,0 \pm 4,8$ anos) e o grupo dos idosos, composto por quinze idosos (idade média; $69,1 \pm 5,2$ anos) (média \pm DP) que não apresentavam limitações físicas ou cognitivas que inviabilizassem a execução da atividade, sedentários (pelo menos um mês sem programa de exercício físico estruturado) e que fossem mentalmente capazes de compreender os procedimentos do experimento.

O procedimento foi semelhante ao utilizado para se obter a CR, mas com CV isométrica do músculo SO equivalente a 15% da CVM. O teste foi dividido em duas etapas: obtenção da CVM e obtenção dos pontos da CRCC. Para obter a CRCC, o sujeito foi orientado permanecer em contração e monitorar o seu nível de CV durante o teste. Para isso, um programa escrito em *LabView* forneceu ao sujeito um *feedback* visual por meio de um monitor que mostrou a faixa ideal (torque) para a manutenção da contração em torno de 15% CVM. Os procedimentos do teste em relação ao padrão de estimulação para obter a CRCC do reflexo H e M eram os mesmos usados durante o teste da CR.

3.3.6. Processamento de Dados

Após a aquisição, os sinais foram convertidos e processados em ambiente Matlab (versão 2016b, Math Works, Inc.). As CRs do reflexo H e da onda M foram ajustadas por meio de um método analítico (sigmoide) como descrito detalhadamente em Klimstra e Zehr (2008) (Eq 1).

Eq 1:

$$H(s) = \frac{H_{max}}{1 + e^{m(s50-s)}}$$

Em que H_{MAX} é a resposta H máxima (limite superior da curva), “ m ” é o parâmetro de inclinação da sigmoide proveniente da estimativa dos mínimos quadrados iterativos (função *nlinfit* do Matlab), $s50$ é a intensidade de estímulo necessária para se evocar 50% do H_{MAX} e $H(s)$ é a amplitude reflexa para um determinado estímulo.

Os valores iniciais utilizados como variáveis de entrada na rotina personalizada escrita em ambiente Matlab foram a corrente normalizada (pela corrente máxima), o platô (H_{MAX}) e uma inclinação calculada a partir da reta de regressão estimada da porção linear da alça ascendente da CR. A inclinação da reta, que tangencia a região da curva cuja derivada é maior, foi calculada de acordo com a equação Eq 2:

Eq 2:

$$slope = m \frac{H_{max}}{4}$$

A equação mostra que a inclinação (*slope*) é calculada tomando um coeficiente '*m*', multiplicando-o pelo valor máximo do reflexo H (H_{MAX}), e então dividindo esse produto por 4. O resultado seria equivalente ao cálculo da tangente (a "inclinação") da reta, ou seja, quanto mais íngreme, maior a facilidade de se recrutar maior número de unidades motoras (UMs) com pequenos incrementos na intensidade de corrente.

Um ajuste sigmoidal foi também realizado sobre as amplitudes da onda M para comparação adequada das CRs do reflexo H ao longo das intensidades de estimulação. A corrente foi normalizada pela corrente necessária para se evocar 50% da resposta M_{MAX} utilizando-se o ajuste sigmoidal das ondas M como referência (Klimstra & Zehr, 2008) (Figura 10), uma vez que esta resposta direta não depende de fatores fisiológicos. Os valores de amplitude associados às intensidades de estímulo da curva pré-intervenção foram 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 foram *slope* (inclinação da reta que reflete o ganho de recrutamento) (Figura 12) (Kernell & Hultborn 1990), H_{MAX} (amplitude máxima do reflexo H), H_{TH} (limiar de amplitude do reflexo H), $H@_{TH}$ (valor de limiar mapeado na curva após a intervenção pela corrente que evocou H_{TH} na curva controle: antes da intervenção), H_{50} (amplitude igual à 50% da H_{MAX}), $H@_{50}$ (valor cuja corrente evocou 50% H_{MAX} na curva pre intervenção), H_{100} (amplitude de referência da sigmoide que representa aproximadamente H_{MAX}) e $H@_{100}$ (valor cuja corrente evocou aproximadamente 100% da resposta reflexa máxima na curva pre intervenção). A diferença entre H_{100} e H_{MAX} reside no fato de ser possível associar a H_{100} (ou seja, uma amplitude de reflexo H próxima ao platô) uma intensidade de corrente, ao passo que isto não é possível para H_{MAX} .

Os valores de amplitude associados às intensidades de estímulo da curva são comparados com as amplitudes obtidas nas mesmas intensidades relativas (normalizadas) (Klimstra & Zehr 2008; Mezzarane *et al.*, 2011). Com este

procedimento, é possível avaliar a modulação reflexa durante a realização de diferentes tarefas ou sob condicionamento diferente quando o mesmo estímulo é gerado (Mezzarane *et al.* 2011). Neste estudo, os valores das correntes para obter H_{TH} , H_{50} e H_{100} , estão associados respectivamente c_{TH} ; c_{50} e c_{100} .

A Relação da entre a inclinação da CR do reflexo H e a inclinação da CR da M (H_{slp}/M_{slp}), define o *slope*. Para as condições antes do CEE utilizou-se *slope*PRE e após a intervenção no CEE *slope*POS.

3.3.7. Análise Estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificar a normalidade dos dados. Todas as variáveis foram consideradas paramétricas. O teste t pareado foi aplicado para verificar as diferenças entre os parâmetros do reflexo H entre as condições antes da intervenção no CEE (PRE_Circ) e após a intervenção no CEE (POS_Circ). Ou seja, as comparações foram realizadas nossos parâmetros extraídos da alça ascendente da CR: H_{TH} vs. $H@_{TH}$; H_{50} vs. $H@_{50}$ e H_{100} vs. $H@_{100}$. O mesmo procedimento foi adotado para detectar diferenças nos parâmetros *slope* (*slope*PRE) e (*slope*POS) e correntes PRE Circ (c_{PRE_circ}) e POS Circ (c_{POS_circ}).

A ANOVA de medidas repetidas foi utilizada para detectar possíveis diferenças e interações entre o tipo de condição com contração (Ccont) e sem contração (Scont), entre os grupos idoso e jovem. O mesmo teste foi usado para a análise das correntes.

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o software *Statistical Package for Social Sciences, USA* (SPSS) 25.0. O nível de significância foi definido como $p < 0.05$.

4. Resultados

Houve aumento nos parâmetros de amplitude após o treinamento no CEE (tabela 2). No entanto, o teste t pareado não detectou diferença significativa entre os parâmetros H_{TH} x $H@_{TH}$ ($t_{16} = -0,989$; $p=0,338$), H_{50} x $H@_{50}$ ($t_{16} = -0,987$; $p=0,338$), H_{100} x $H@_{100}$ ($t_{16} = 0,987$; $p=0,33$), e H_{MAXPRE} x H_{MAXPOS} ($t_{16} = -0,988$, $p=0,338$). A mesma análise foi aplicada ao parâmetro *slope* e para os valores de corrente. Também não foram encontradas diferenças significativas: *slope* ($t_{16}=-0,745$, $p=0,467$); $c_{H_{TH}PRE}$ x $c_{H_{TH}POS}$ ($t_{16} = 1,395$; $p=0,182$); c_{50PRE} x c_{50POS} ($t_{16} = 1,552$, $p=0,14$);

cH100PRE x cH100POS ($t_{16} = 0,242$; $p=0,812$). Os resultados relativos aos parâmetros de amplitude, corrente e *slope*PRE e *slope*POS estão apresentados na tabela 2 e nas Figuras 24, 25,26.

Tabela 2. Indicadores dos parâmetros da curva de recrutamento (CR) em idosos, bem como os respectivos aumentos percentuais após a intervenção.

Amplitude dos parâmetros	PRE	POS	% (a)	<i>p</i> -valor
	n=17 (%M _{MAX})	n=17 (%M _{MAX})		
H _{TH}	1,8	2,3	↑27,8	0,338
H50	7,7	9,9	↑28,6	0,338
H100	13	17,5	↑34,6	0,33
H _{MAX}	15,4	19,9	↑29,2	0,338
<i>slope</i>	0,4	0,55	↑37,5	0,467
cH _{TH}	54,5	44,7	↓18,0	0,182
cH50	70,9	64,9	↓8,5	0,14
cH100	87,3	85,1	↓2,5	0,812

n= número de participantes; PRE= antes da intervenção no CEE; POS= depois da intervenção no CEE; %(a)= Percentual de mudança; ↑ indica um aumento do percentual considerando PRE e POS intervenção; ↓ indica diminuição da intensidade do percentual da corrente em relação ao experimento após a intervenção; *p*-valor (teste t pareado) = não houve diferença significativa para nenhum dos parâmetros e suas respectivas correntes.

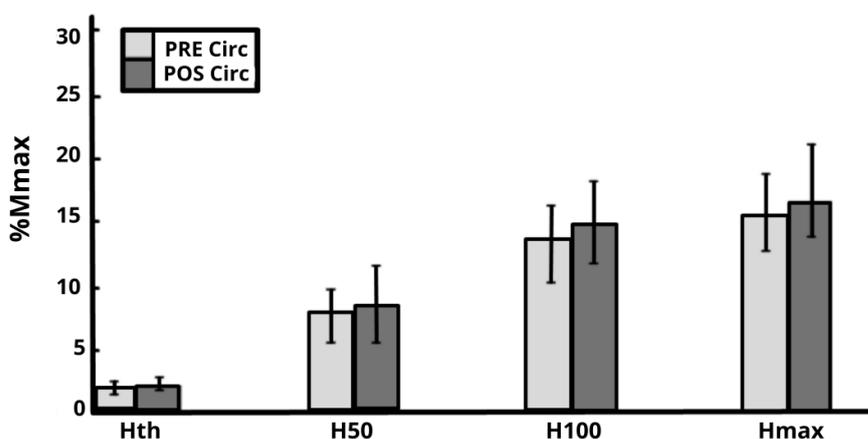


Figura 24. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes dos reflexos H (normalizados pelo M_{MAX}) para os parâmetros H_{TH}, H50, H100 e H_{MAX}, para a condição antes da intervenção no CEE (PRE Circ) (barras cinza claro) e após a intervenção no CEE (POS Circ) (barras cinza escuro). As barras mostraram que não houve diferenças significativas entre os grupos $p>0,05$, para todos os parâmetros.

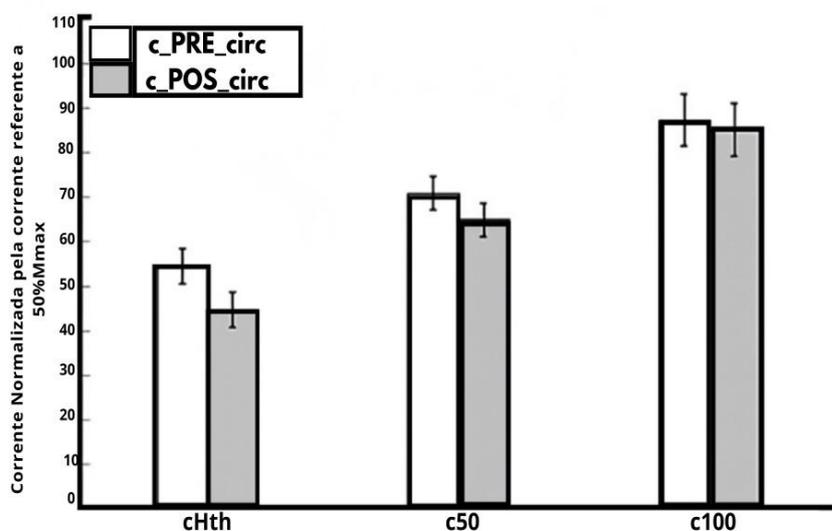


Figura 25. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes das correntes (normalizadas pelo M_{MAX}) dos reflexos H para os parâmetros H_{TH} (cHth), H50 (c50) e H100 (c100) para a condição c_PRE_circ, representadas com barras cinza claro e condição c_POS_circ, representadas com as barras cinza escuras. As barras mostraram que não houve diferenças significativas entre os parâmetros $p > 0,05$.

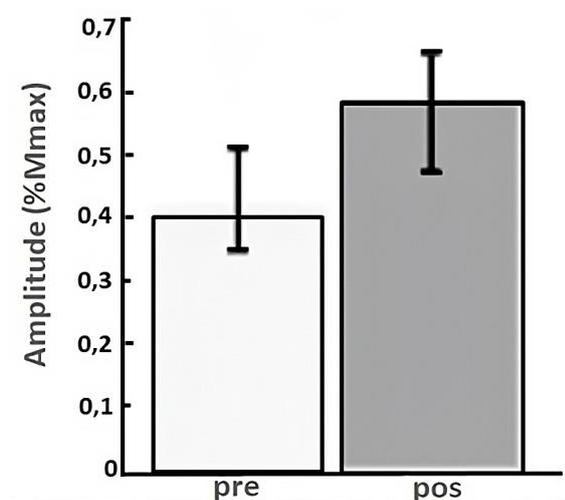


Figura 26. As barras representam as médias e as linhas verticais os desvios padrão do *slope*, indicando que não houve diferença significativa, entre as condições pre (antes do treinamento do CEE) e pos (depois do treinamento no CEE) $p > 0,05$.

ANOVA de medidas repetidas foi utilizada para detectar possíveis alterações decorrentes da CV sobre a excitabilidade reflexa entre jovens e idosos.

Foram observadas alterações significativas em todos os parâmetros de amplitude do reflexo H em ambos os grupos, para os parâmetros H_{TH} x $H@_{TH}$ ($f_{1,28} = 22,52$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,455$); H_{50} x $H@_{50}$ ($f_{1,29} = 25,65$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,487$); H_{100} x $H@_{100}$ ($f_{1,29} = 10,84$, $p = 0,003$, $\eta^2 = 0,286$) e H_{MAX_PRE} X H_{MAX_POS} ($f_{1,29} = 8,99$, $p = 0,006$, $\eta^2 = 0,257$). O percentual de aumento para cada um desses indicadores e para cada grupo foi: H_{TH} , jovens apresentaram 324,7% de aumento (IC= 114,2–535,2) e idosos, 230,1%(IC = -96,1 a 556,3); para H_{50} , jovens tiveram 66,8% (IC = 44,5–89,0) e idosos, 71,7% (IC = 40,5–102,9); em H_{100} , o aumento foi de 22% para jovens (IC= 18,8–25,3) e 27,3% para idosos (IC= 26,5–28,2); e para H_{MAX} , 20,4% para jovens (IC= 18,4–22,5) e 22,8% para idosos (IC= 19,0–26,6) (Figura 27 e 28).

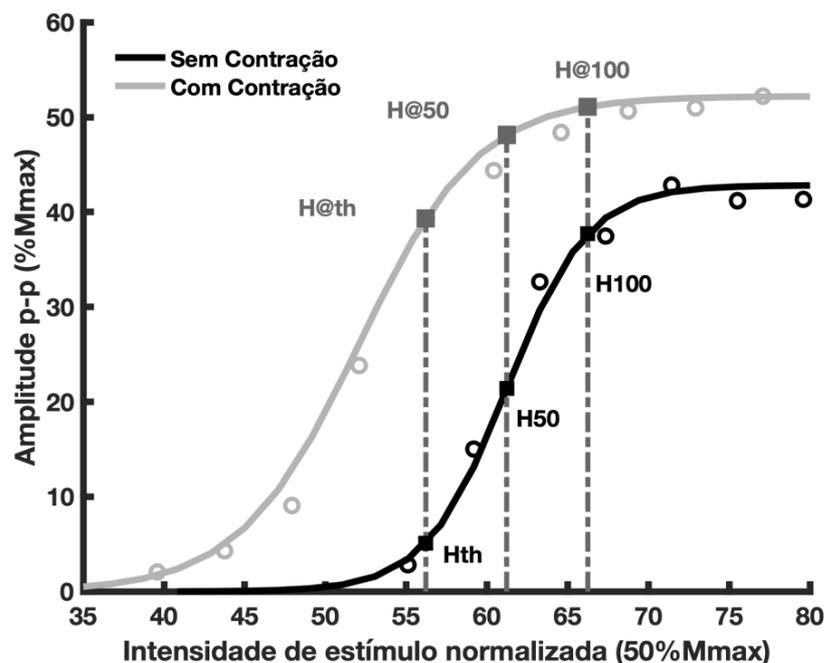


Figura 27. Curvas de recrutamento (CR) obtidas durante o repouso (sem contração) e durante a contração voluntária dos flexores plantares (15%CVM) de um participante jovem. Os círculos indicam as amplitudes médias (média de 5) dos reflexos H. Os quadrados indicam os parâmetros da CR em repouso (pretos) e os parâmetros “@” (cinzas) que são aqueles mapeados a partir das correntes que geraram os parâmetros da CR com o voluntário em repouso. Note o aumento nas amplitudes do reflexo H durante a contração (dados da autora).

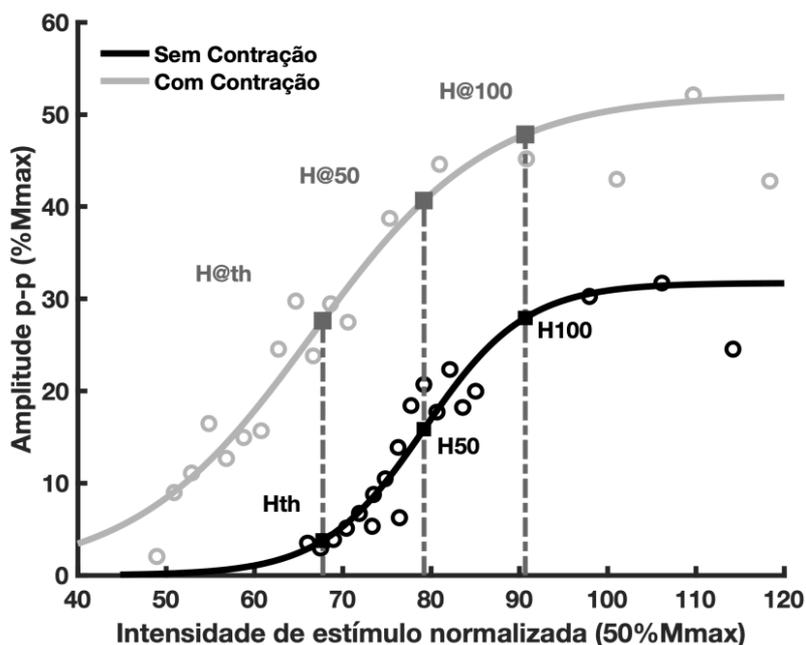


Figura 28. Idem Figura 27 para um participante idoso. Note que, do mesmo modo para o jovem, todos os parâmetros de amplitude estão com valores maiores durante a contração em comparação ao repouso.

Adicionalmente, as intensidades de corrente relacionadas aos parâmetros Hth, H50 e H100 apresentaram uma redução durante a CV para cH_{TH} ($f_{1,25} = 20,28$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,448$); cH_{50} ($f_{1,27} = 17,64$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,395$) e cH_{100} ($f_{1,26} = 8,91$, $p = 0,006$, $\eta^2 = 0,255$) para ambos os grupos. Isso indica que os limiares para evocar reflexos H de diferentes amplitudes (na alça ascendente da CR) foram reduzidos durante a contração. As quantidades dessa redução para cada parâmetro foram cH_{TH} (jovens = 14,3% IC= 18,7–9,9; idosos= 11,2% IC= 11,6–10,7), cH_{50} (jovens = 9,5% IC = 9,1–9,9; idosos = 11,7% IC = 6,6–16,9) e cH_{100} (jovens = 5,7% IC = 2,9–8,5; idosos = 10,2% IC = 4,7–14,5)(Tabela 3) (Figura 29).

Não foram detectadas diferenças significativas entre os grupos nos parâmetros de corrente considerando cH_{TH} ($f_{1,25} = 0,02$, $p = 0,903$; $\eta^2 = 0,001$) e cH_{50} ($f_{1,27} = 3,20$, $p = 0,085$, $\eta^2 = 0,106$). No entanto, houve um aumento significativo no parâmetro cH_{100} para os idosos ($f_{1,26} = 5,35$, $p = 0,029$, $\eta^2 = 0,171$). Isso significa que os limiares para evocar os reflexos H de maior amplitude aumentaram para os idosos. A quantidade de facilitação reflexa não foi significativamente diferente entre jovens e idosos, indicando a ausência de interação significativa entre os fatores condição e

grupo para H_{TH} ($f_{1,28} = 1,988$, $p = 0,170$, $\eta^2 = 0,069$); H_{50} ($f_{1,29} = 0,246$, $p = 0,624$, $\eta^2 = 0,009$); H_{100} ($f_{1,28} = 0,007$, $p = 0,932$, $\eta^2 = 0,000$) e H_{MAX} ($f_{1,28} = 0,108$, $p = 0,745$, $\eta^2 = 0,004$).

Não se constatou um efeito significativo na relação H_{slp}/M_{slp} , demonstrando que não ocorreram alterações relevantes na alça ascendente da CR durante as contrações para ambos os grupos ($f_{1,25} = 2,21$, $p = 0,149$, $\eta^2 = 0,081$), assim como na comparação direta entre jovens e idosos ($f_{1,25} = 2,61$, $p = 0,119$, $\eta^2 = 0,094$). Em contrapartida, identificou-se um efeito considerável no aumento da amplitude de M_{MAX} em consequência da contração para os dois grupos, tanto idosos quanto jovens ($f_{1,27} = 15,51$, $p = 0,001$, $\eta^2 = 0,365$), ao passo que uma redução notável nessa amplitude foi registrada especificamente no grupo de idosos ($f_{1,27} = 10,58$, $p = 0,003$, $\eta^2 = 0,282$). Porém, a análise não revelou um efeito de interação entre os fatores idade e ativação muscular voluntária ($f_{1,29} = 3,78$, $p = 0,062$, $\eta^2 = 0,123$).

Tabela 3. Indicadores dos parâmetros da curva de recrutamento (CR) de jovens e idosos, bem como os respectivos percentuais com a contração e correntes.

Amplitude dos parâmetros	Jovem			Idoso		
	Scont	Ccont	%	Scont	Ccont	%
	n=15	n=15		n=14	n=14	
H_{TH}	4,37	18,6	↑324,7	3,2	11	↑230,1
H_{50}	18,33	30,6	↑66,8	14	24,1	↑71,7
H_{100}	32,3	39,4	↑22,0	24,7	31,4	↑27,3
H_{MAX}	36,67	44,2	↑20,4	26,3	32,4	↑22,8
c_{TH}	57,26	49,1	↓14,3	56,9	50,5	↓11,2
c_{H50}	65,1	58,9	↓9,5	72,2	64,8	↓10,2
c_{H100}	73,02	68,9	↓5,7	92	78,6	↓14,6

n= número de participantes; Scont= sem contração voluntária; Ccont=com contração voluntária; %(a)= Percentual de mudança; ↑ indica um aumento do percentual com contração; ↓ indica diminuição da intensidade do percentual da corrente com contração voluntária; p-valor= denotam diferenças significativas da Anova de medidas repetidas entre os grupos jovem e idoso.

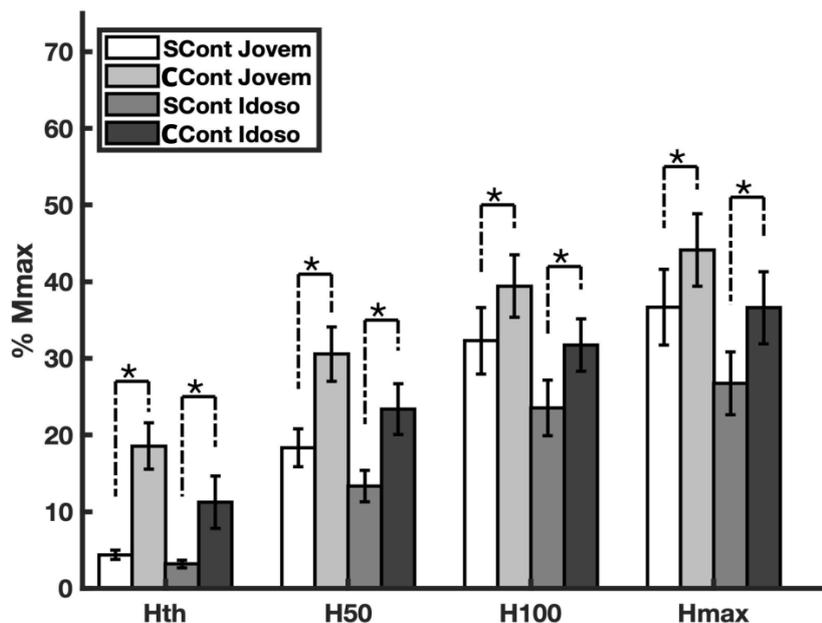


Figura 29. Média e desvio padrão (linhas verticais) das amplitudes dos reflexos H (normalizados por Mmax) para os parâmetros Hth, H50, H100 e H_{MAX}, para a condição sem contração (SCont - barras brancas e cinza claro) para jovens e idosos respectivamente, e condicionada pela contração voluntária (CCont - barras cinza e cinza escuro). Os asteriscos indicam diferenças significativas entre as condições $p < 0,05$, mas não houve diferenças significativas entre os grupos $p > 0,05$, para todos os parâmetros.

5. Discussão

5.1. Efeitos do treinamento do circuito de exercícios de equilíbrio

O presente estudo teve como objetivo avaliar as alterações na excitabilidade da medula espinhal em idosos após o treinamento específico voltado para melhora no controle de equilíbrio, e assim reportar as possíveis alterações neurofisiológicas associadas ao treinamento.

Os resultados indicaram uma pequena alteração nos parâmetros de amplitude extraídos da curva de recrutamento do reflexo H após a intervenção. No entanto, apesar do aumento observado, não houve diferença estatisticamente significativa entre os parâmetros medidos (Hth, H50, H100, H_{MAX}) após o treinamento, conforme observado na tabela 2.

O limiar do reflexo H (H_{TH}) é um indicador da excitabilidade mínima necessária para provocar uma resposta reflexa e, provavelmente, está associado ao

recrutamento das UMs menores. A ausência de alterações estatisticamente significativas sugere que a intervenção não alterou substancialmente a excitabilidade da medula espinhal medida por meio de diferentes amplitudes do reflexo H. Estudos como os de Zehr (2002) e Reschechtko *et al.* (2020), enfatizam a importância do limiar do reflexo H na compreensão da modulação neural. A ausência de mudanças significativas em H_{TH} pode indicar limitações na capacidade da intervenção em modificar a excitabilidade da medula espinhal, ou pode refletir uma variabilidade intrínseca nas respostas individuais (Taube *et al.* 2007; Seidler, 2010; Ryder *et al.*, 2016; Reschechtko *et al.*, 2020).

A variabilidade mais acentuada, provavelmente devido à natureza desta população (idosos), faz com que o teste estatístico fique menos sensível para detectar diferenças entre as condições. Uma possível solução para este problema seria realizar os experimentos em um número maior de participantes, ou seja, aumentar o “n” amostral.

Na condução do estudo, houve um esforço considerável para assegurar que a investigação fosse tanto de alto impacto, quanto bem executada. No entanto, é essencial reconhecer que um dos desafios que emergiu foi o processo de aderência dos participantes idosos no programa de treinamento do CEE, bem como o comprometimento em participar dos experimentos potencialmente desconfortáveis.

A realização de estudos envolvendo a técnica do reflexo H em idosos apresenta suas próprias dificuldades. Esta técnica pode ser particularmente desafiadora nesta população devido à variabilidade na resposta reflexa, que pode ser influenciada por fatores como alterações degenerativas associadas à idade (Scaglioni *et al.*, 2003). Isso reforça a complexidade de se aplicar técnicas neurofisiológicas em populações idosas, enfatizando a necessidade de um cuidado especial na interpretação dos resultados.

De qualquer forma, a tendência ao aumento na amplitude das respostas reflexas após o treinamento, aponta na direção de que existe alguma alteração na neurofisiologia da medula espinhal em decorrência do treinamento de equilíbrio. É interessante também notar que este aumento, muito embora não significativo, ocorreu para todos os parâmetros de amplitude extraídos da CR (Figura 24). Outro resultado

interessante é a diminuição nos valores de corrente (para todos os parâmetros investigados) (Figura 25), em coerência com os dados de amplitude, ou seja, indicando um possível deslocamento da CR para a esquerda. Este deslocamento deve ser interpretado como uma diminuição no limiar de recrutamento do reflexo H para toda a alça ascendente da CR, o que explica o aumento nas amplitudes. No entanto, os dados de *slope* (inclinação) mostram uma tendência ao aumento na inclinação da CR, ou seja, possivelmente houve uma alteração no ganho de recrutamento, porém não foi estatisticamente significativo.

A análise do *slope* da curva de recrutamento do reflexo H e os valores das correntes associadas aos parâmetros cH_{TH} , cH_{50} e cH_{100} também revelam uma compressão de limiares de ativação reflexa dos MNs. Semelhante aos resultados anteriores para os parâmetros de amplitude do reflexo H, estas medidas não mostraram diferenças estatisticamente significativas, o que indica uma tendência geral de estabilidade na resposta neural após a intervenção.

Em relação às alterações no ganho de recrutamento e mudanças nos valores de corrente, podemos inferir alterações na dinâmica de recrutamento do reflexo H que refletem adaptações neurofisiológicas na medula espinhal. Estas alterações podem ser interpretadas como uma melhoria na eficiência da transmissão sináptica e uma maior predisposição dos MNs para responder a estímulos em resposta ao treinamento (Taube *et al.*, 2008; Kandel *et al.*, 2014). Segundo Kandel *et al.* (2014), melhorias na eficiência sináptica são fundamentais para o aperfeiçoamento das funções motoras e para a adaptação a novas exigências motoras, como as impostas pelo treinamento em CEE, que simula situações recorrentes do cotidiano de um idoso.

Mais uma vez, é importante ressaltar que esta discussão, sem a observação de diferença estatística, resume-se meramente a uma conjectura. Portanto, as discussões sobre os efeitos do treinamento de equilíbrio sobre os parâmetros de amplitude do reflexo H realizadas neste documento, bem como o seu ganho, passam a ser especulativas. Trabalhos futuros com um “n” maior poderão responder estas questões.

A ausência de diferenças significativas no parâmetro H50, mesmo após o treinamento no CEE, pode ser interpretada como alterações na capacidade do

sistema neuromuscular de se adaptar às mudanças relacionadas à idade, como demonstrado pela alteração nos limiares de recrutamento e na dinâmica de ativação Ums devido o envelhecimento (Girts *et al.*, 2020). Esses aspectos biológicos podem explicar, em parte, a falta de alterações significativas mesmo após intervenções de treinamento de equilíbrio.

Quando consideramos o parâmetro H100, que reflete a excitabilidade da via reflexa em resposta à alta intensidade de estímulo, a continuidade da tendência de não apresentar respostas significativas reforça a ideia de que a intervenção pode ter sofrido um impacto limitado sobre a via reflexa. As observações de que as amplitudes do reflexo H em repouso podem não sofrer alterações significativas após o treinamento, assim como a invariabilidade no parâmetro H100, são importantes para entender as limitações e as capacidades do sistema neuromuscular em se adaptar a estímulos externos (Stein *et al.*, 2007).

Kujirai *et al.* (1993) foram pioneiros a investigar os mecanismos subjacentes à modulação do reflexo H, proporcionando uma base para o entendimento da interação entre os sinais sinápticos inibitórios e excitatórios no controle dos neurônios motores espinais. O estudo destacou a complexidade da regulação neural, sugerindo que a capacidade de modulação dos reflexos pode ser restrita por mecanismos inerentes ao SNC. Stein *et al.* (2007) expandiu esse entendimento, explorando como treinamento afeta a excitabilidade da medula espinhal e a função dos MNs. Os autores investigaram como a ativação do músculo antagonista TA e a ativação do músculo agonista SO afeta a resposta do reflexo H e reportaram que apesar da plasticidade do sistema neuromuscular, existem limites para a modulação reflexa dos MNs, especialmente em resposta a estímulos de alta intensidade, como refletido na invariabilidade do parâmetro H100.

Outro estudo realizado por Aagaard *et al.* (2002), investigou os mecanismos de adaptação neural induzidos pelo treinamento de resistência, utilizando medições combinadas da onda V (gerada como resposta a um estímulo supramáximo durante a CVM) e do reflexo H. Participaram do estudo 14 indivíduos que se submeteram a 14 semanas de treinamento de resistência, focando em exercícios específicos para membros inferiores. Os resultados mostraram que a amplitude da onda V aumentou

cerca de 50% com o treinamento. Similarmente, a amplitude do reflexo H durante contração máxima aumentou aproximadamente 20%, enquanto a amplitude do reflexo H em repouso permaneceu inalterada. Stein *et al.* (2007), reforçou a complexidade da modulação dos reflexos e a influência de intervenções no sistema neuromuscular, destacando a importância de compreender os limites e capacidades de adaptação dos MNs.

A ausência de diferença significativa no parâmetro H_{MAX} , pode indicar que os centros superiores mantêm uma influência descendente relativamente constante sobre os MNs, sem alterações significativas na modulação da via reflexa após a intervenção. Isso pode ser interpretado à luz dos estudos de Misiaszek (2003, Chen *et al.* 2010; Scalia *et al.*, 2024), que discutem a utilidade e as limitações do reflexo H como ferramenta neurofisiológica. A estabilidade de H_{MAX} pode sugerir uma saturação na capacidade de resposta dos MNs ou uma limitação na magnitude da mudança que a intervenção pode induzir.

Embora os aumentos observados nos parâmetros do reflexo H sejam perceptíveis, a ausência de diferenças estatisticamente significativas ressalta a importância de considerar a variabilidade e as limitações nas respostas do sistema nervoso. Estes achados oferecem uma base para futuras investigações e destacam a necessidade de uma abordagem multivariada, por exemplo, técnicas de estimulação transcraniana por corrente contínua e modelagem computacional que simulam as ações das redes neurais para entender os detalhes da modulação neural.

A análise relativa à corrente necessária para induzir diferentes respostas no reflexo H ofereceu uma perspectiva sobre a estabilidade da função neuromuscular e a excitabilidade dos MNs. Embora o estudo não tenha encontrado diferenças estatísticas significativas, a observação de correntes de estímulo menores após o treinamento no CEE, sugere a possibilidade de alguma adaptação neural. Dessa forma, torna-se importante enfatizar a necessidade de futuras investigações para avaliar os efeitos do treinamento com exercícios específicos direcionados para o equilíbrio, sobre a função neuromuscular.

De qualquer forma, se mesmo com um número maior de participantes, a ausência de essas diferenças significativas persistirem, pode-se supor que exista uma

estabilidade na função dos MNs e na eficácia sináptica, mesmo frente às intervenções. Neste contexto, os resultados corroborariam com o estudo de Enoka *et al.* (1988) que exploraram como intervenções específicas, como treinamento de força ou reabilitação neuromuscular, podem influenciar a plasticidade neural e o recrutamento de UMs. Eles sugeriram que, embora o treinamento possa modificar a força e a coordenação muscular, as alterações no recrutamento de MNs, refletidas no *slope* da CR, podem não ser sempre evidentes. Isso pode ocorrer devido à capacidade do SN de se adaptar e reorganizar funcionalmente sem alterar significativamente a estratégia de recrutamento dos MNs e a excitabilidade da via reflexa.

Knight & Kamen (2001) também contribuíram para esse debate, investigando como a idade e os exercícios físicos afetam a CR. Eles observaram também que, apesar das mudanças significativas na força muscular e na função neuromuscular com a idade, o *slope* da CR pode permanecer inalterado, indicando uma preservação da funcionalidade neuromuscular em termos de recrutamento de MNs. Isso é relevante porque o *slope* pode refletir a eficiência da transmissão sináptica e a integração sensório-motora (Funase *et al.*, 1994; Burke & Pierrot-Deseilligny, 2010; Arnold *et al.*, 2016)

Uma revisão sistemática reportou alterações reflexas induzidas pelo treinamento de equilíbrio postural em adultos jovens (18-30 anos) e idosos (≥ 65 anos) e possíveis associações na via cortico-espinhal (Sun *et al.*, 2022). O estudo mostrou que a amplitude do reflexo H tende a reduzir em adultos jovens após o treinamento de força e equilíbrio, corroborando com outros achados que sugerem a melhoria na modulação reflexa e controle neuromuscular após treinamento físico (Knikou, 2008; Taube *et al.*, 2008; Lesinski *et al.*, 2015; Muehlbauer *et al.*; 2015; Walker, 2021). Contudo, é complexo encontrar estudos que avaliem de forma mais detalhada o reflexo H na população idosa (Sun *et al.*, 2022).

A variação na integridade neuromuscular e plasticidade neural em idosos, pode ser influenciada por fatores como envelhecimento neuromotor, presença de comorbidades e diferenças individuais no estilo de vida (Seidler *et al.*, 2010). Esta heterogeneidade pode ter ocorrido em nossa amostra. Ademais, idosos tendem a apresentar menor amplitude do reflexo H (Korceja *et al.*, 1995), que pode ser atribuída

à perda de neurônios motores e à degeneração de fibras nervosas com a idade (Kadhiresan *et al.*, 1996 ; Kalmar *et al.*, 2009; Power *et al.*, 2010).

Esses achados estão alinhados com estudos que demonstram que a prática de exercício pode levar a mudanças na função e na organização cortical (Pascual-Leone *et al.*, 2005). Em contrapartida, os resultados em idosos e o número limitado de estudos impedem conclusões definitivas, pois fatores como a heterogeneidade da população idosa em termos de saúde neuromuscular e física, e variações na resposta ao treinamento devido a fatores genéticos e ambientais podem influenciar na dificuldade em se caracterizar um padrão de modulação do reflexo H nessa população (Obata *et al.*, 2010 ; Klass *et al.*, 2011 ;Walker, 2021; Batista-Ferreira *et al.*,2022; Sun *et al.*, 2022; Scalia *et al.*, 2024)

5.2. Efeitos da contração voluntária

O estudo sobre os efeitos da CV com jovens e idosos, não participantes da intervenção envolvendo o CEE, reportou um aumento consistente na amplitude do reflexo H durante a contração de 15% CVM, indicando uma facilitação do reflexo durante a contração. Portanto, a atividade voluntária de baixa intensidade pode influenciar a excitabilidade da via reflexa, aumentando a amplitude do reflexo H, o que corrobora com estudos anteriores (Ruiter *et al.*, 2010; Grosprêtre & Martin, 2012; Mezzarane *et al.*, 2017).

Não houve interação significativa entre os grupos, sugerindo que não há uma diferença na forma como o reflexo H é modulado entre jovens e idosos, seja em repouso ou durante a contração muscular de baixa intensidade. Este resultado sugere que os mecanismos subjacentes à modulação do reflexo H são consistentes em ambos os grupos. Essa constatação fornece uma base sólida para a comparação direta de dados do reflexo H entre diferentes grupos etários, facilitando a interpretação dos efeitos de uma determinada intervenção sobre a excitabilidade neural sem uma possível influência deletéria relacionada às diferenças intrínsecas à idade.

Dentre os mecanismos neurais envolvidos durante a contração, destaca-se a redução da IPS nos terminais Ia, um processo que regula a transmissão de sinais sensoriais para os MNs. Essa modulação permite uma resposta muscular mais eficaz

e ajustada às necessidades do movimento (Burke & Pierrot-Deseilligny, 2010). A diminuição da inibição Ib, por sua vez, altera o *feedback* da contração muscular, contribuindo para o ajuste mais preciso do movimento *et al*, reforçando a importância da retroalimentação sensorial na execução motora (Enoka *et al.*, 2008).

Além disso, a elevação na frequência de disparo das aferentes Ia, decorrente da co-ativação alfa-gama, ajuda na sincronização das UMs, resultando em um aumento da força (Vallbo, 1974). Por fim, a diminuição da excitabilidade das células de Renshaw contribui para a regulação da atividade dos MNs, facilitando a coordenação de ações motoras complexas (Eccles *et al.*, 1969; Hultborn & Pierrot-Deseilligny, 1979).

A ausência de diferenças significativas em respostas de baixa amplitude entre jovens e idosos, sugere que os mecanismos subjacentes a essas respostas reflexas se mantêm relativamente estáveis com a idade. No entanto, o efeito significativo sobre os valores de corrente para os reflexos H de amplitudes mais baixas (cH_{TH} e $c50$), sugere que as modificações na excitabilidade reflexa sejam mais evidentes em respostas reflexas de maior amplitude. De fato, uma intensidade de estimulação maior foi necessária para evocar reflexos H de maior amplitude (H_{MAX}) nos idosos, em comparação aos jovens. Estes resultados indicam que enquanto o SN parece preservar sua capacidade de facilitar a iniciação de respostas reflexas de baixa amplitude com a idade, há uma alteração distinta na maneira como respostas de maior amplitude são geradas ou moduladas em idosos (Sabbahi & Sedgwick, 1982; Kadhiresan *et al.*, 1996 ; Kalmar *et al.*, 2009). A diminuição na corrente pode estar associada a um aumento na excitabilidade da via reflexa, ou a uma redução no limiar para a ativação. Isso está alinhado com a teoria de que a CV aumenta a predisposição do SN para ativar vias reflexas (Capaday & Stein, 1987; Frigon *et al.*, 2007).

Embora fosse esperada uma condição distinta entre os grupos, devido às possíveis alterações neurológicas decorrentes do processo de envelhecimento (Knikou, 2008; Burke & Pierrot-Deseilligny, 2010), não houve diferença significativa na facilitação do reflexo durante a contração. Uma interpretação possível para essa observação reside no potencial redução da influência dos mecanismos medulares na

modulação da excitabilidade reflexa durante contrações isométricas de intensidade moderada.

Sugere-se que as variações no nível de IPS podem não ser um fator determinante para a ausência de diferenças na modulação reflexa entre idosos e jovens, especialmente em contrações que não excedem 30% da CVM. Ademais, a modulação reflexa observada no músculo SO em idosos, sob níveis de contração abaixo de 30% da CVM, mostra-se comparável àquela encontrada em adultos jovens (Klass *et al.*, 2011).

O padrão de modulação reflexa entre os grupos etários fora semelhantes, o que sugere uma preservação ou estabilidade da função reflexa associadas à idade. Este fenômeno pode ser atribuído à predominância dos comandos de vias descendentes no controle dos MNs durante a contração (com menor participação de mecanismos medulares). Contudo, recomenda-se análises mais específicas, por exemplo, a partir de simulações computacionais que componham as redes intrínsecas de mecanismos fisiológicos. Esta abordagem poderia esclarecer a influência de mecanismos locais em comparação com os efeitos da via descendente.

Em um estudo recente, simulações computacionais realizadas por meio de um modelo da medula espinhal (apenas considerando o drive descendente, sem contemplar mecanismos medulares), resultaram em um nível semelhante de facilitação do reflexo H em comparação a jovens e idosos exercendo contração voluntária (Batista-Ferreira *et al.*, 2022). Estes resultados sugerem que a facilitação da resposta reflexa é predominantemente dependente do comando neural descendente e da despolarização dos MNs. Se isto for verdade, conclui-se que a facilitação observada durante a contração de 15% CVM não depende fundamentalmente de mecanismos medulares (que poderiam estar acometidos em idosos), e que este nível de contração pode ser utilizado em estudos que visam comparar os efeitos de uma determinada intervenção sobre o reflexo H de ambos os grupos (idosos e jovens).

5.3. Limitações do estudo

Embora a metodologia empregada tenha sido executada com bastante cautela, algumas limitações devem ser consideradas ao interpretar os resultados. Primeiramente, é importante destacar que não observamos alterações significativas na curva de recrutamento do reflexo H após o período de treinamento. Essa constatação pode ser atribuída a várias possíveis limitações.

Uma das limitações relevantes deste estudo é a duração do treinamento. É possível que um período mais prolongado de treinamento pudesse induzir alterações mais notáveis entre os parâmetros da curva de recrutamento do reflexo H. Estudos anteriores relatam que adaptações neuromusculares podem requerer um período extenso de treinamento para se manifestarem de forma mensurável (Smith-Ray *et al.*, 2015; Joung & Lee, 2019).

Outro fator considerável é a influência do envelhecimento. Sabe-se que o processo de envelhecimento pode impactar a neuroplasticidade e a capacidade de resposta a intervenções de treinamento. No entanto, a não detecção de alterações significativas no reflexo H após o treinamento em nosso estudo pode ser atribuída à faixa etária dos participantes, constituída por participantes idosos mais jovens, com uma idade média de 65 anos. Esta consideração é essencial para a interpretação dos resultados e sugere nuances importantes na relação entre envelhecimento, treinamento de equilíbrio e resposta reflexa (Scali *et al.*, 2024).

A faixa etária de 65 anos representa uma fase de transição no processo de envelhecimento, onde declínios neuromusculares podem ainda não ser tão pronunciados quanto em idades mais avançadas. Esta condição de "idoso mais jovem" pode implicar uma menor influência a mudanças significativas na CR do reflexo H em resposta ao treinamento no CEE, em comparação com idosos de idade mais avançadas (Li *et al.*, 2018; Alizadehsaravi *et al.*, 2020; Sun *et al.*, 2022).

Outro ponto a ser considerado é a possibilidade de que a técnica de avaliação utilizada neste estudo não seja sensível o suficiente para detectar mudanças sutis em uma população de idosos mais jovens. Isso sugere a necessidade de métodos de avaliação mais refinados ou diversificados para capturar as nuances das respostas

reflexas em diferentes faixas etárias, por exemplo, avaliações por imagens de ressonância magnética funcional, que possibilitam a visualização da atividade neural em tempo real, incluindo as respostas aos estímulos reflexos, muito úteis para investigar como as respostas reflexas se alteram ao longo do processo de envelhecimento (Scharnowski *et al.*, 2015; Werber *et al.*, 2020; Zhong & Chen, 2022). Além disso, as tecnologias de realidade virtual apresentam um método inovador para avaliar e aprimorar as respostas reflexas em ambientes controlados, imitando situações reais, aplicáveis desde o desenvolvimento sensorio-motor infantil até a reabilitação de idosos (Chen *et al.*, 2020).

Por fim, possíveis efeitos psicológicos, como o medo de cair, afeta a estratégia de controle postural, limitando o movimento e alterando a postura, mas também interfere na modulação das respostas eletrofisiológicas, por exemplo, através da inibição pré-sináptica, diminuindo a excitabilidade da vida reflexa em situações de risco (Sibley *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2015). Neste sentido, o treinamento com exercícios físicos visando o ganho de equilíbrio pode influenciar no aumento da confiança, conforme citado por Costa *et al.* (2022), sugerindo que a redução do medo de cair após a intervenção, pode ter influenciado no desempenho dos participantes de maneira que não são diretamente mensuráveis através da CR reflexo H, mesmo tendo apresentados resultados expressivos nos ganhos de equilíbrio por meio de avaliações anteriores (Avelar *et al.*, 2016; Silva *et al.*, 2020; Costa *et al.*, 2022). Esses fatores psicológicos podem ter um impacto significativo na funcionalidade e qualidade de vida, mas sua quantificação exige métodos de avaliação diferentes daqueles empregados neste estudo.

As limitações metodológicas deste estudo sugerem a necessidade de investigações futuras, potencialmente beneficiadas pela inclusão desses fenômenos em modelos computacionais para uma análise mais assertiva. Apesar dessas limitações, as evidências convergem para a viabilidade de realizar experimentos que testem intervenções específicas sobre o reflexo H, pois ao induzir uma contração de 15% da CVM, a facilitação do reflexo H provavelmente não foi modulada pelos mecanismos medulares previamente discutidos. Embora seja uma conclusão indireta, devido à ausência de uma investigação direta desses mecanismos, esse resultado aponta para a influência dominante do córtex no controle dos MNs, sem participação

ativa dos mecanismos medulares na facilitação observada, sugerindo que a facilitação do reflexo H para uma contração de 15% da CVM depende exclusivamente do comando descendente.

Essa constatação abre caminhos para o desenvolvimento de estratégias de intervenção e reabilitações baseadas na compreensão precisa dos mecanismos de controle neural, tanto em indivíduos jovens quanto em idosos, representando uma importante contribuição metodológica.

Em suma, enquanto nossos resultados fornecem indicadores importantes sobre adaptações neurofisiológicas da medula espinhal, as limitações mencionadas e o tamanho amostral, como já discutido, devem ser considerados na interpretação dos dados e no planejamento de futuras pesquisas nesta área. Estudos subsequentes poderiam, por exemplo, explorar períodos de treinamento mais longos. Além de considerar a influência do envelhecimento de maneira mais detalhada, como análise por grupos de faixas etárias de idosos diferentes, bem como empregar métodos adicionais para avaliar mudanças funcionais e psicológicas.

6. Conclusão

Podemos concluir que o treinamento específico no CEE voltado para o ganho de equilíbrio em idosos teve um impacto limitado sobre a excitabilidade da medula espinhal. A estabilidade observada nos parâmetros Hth, H50, H100 e H_{MAX} sugere que, apesar dos esforços da intervenção, a excitabilidade da medula espinhal permaneceu inalterada em resposta ao treinamento. Este resultado pode refletir a complexa interação entre a capacidade adaptativa do SN em resposta ao treinamento e as limitações impostas pelo processo de envelhecimento neuromuscular.

O aumento nos valores dos parâmetros de amplitude após o CEE, embora não tenha alcançado significância estatística, pode indicar uma melhoria na eficiência da transmissão sináptica em resposta a intervenções com exercícios específicos, e que potencialmente contribuem para a melhoria do equilíbrio e da postura. Estudos adicionais devem ser realizados (talvez com um número maior de participantes) para confirmar ou refutar esta possibilidade.

A invariabilidade observada nos parâmetros do reflexo H e a estabilidade na resposta neural após a intervenção destaca a necessidade de uma abordagem multivariada para entender as nuances da modulação neural e da resposta motora em idosos. Isso implica na importância de investigações futuras que explorem não apenas a excitabilidade neural, mas também outras dimensões da função neuromuscular, incluindo a força, a coordenação e diferentes condições em demandas motoras.

Portanto, enquanto os resultados do presente estudo destacam a complexidade das adaptações neuromusculares em resposta ao treinamento de equilíbrio em idosos, eles também apontam para o potencial de práticas de treinamento direcionadas a promover a saúde neuromuscular e a prevenir o declínio funcional associado ao envelhecimento.

Ao evidenciar a modulação reflexa frente às contrações voluntárias e a possível influência majoritária das vias descendentes, abrem-se novas possibilidades para a exploração de estudos envolvendo a neurofisiologia do envelhecimento e a criação de intervenções terapêuticas voltadas à reabilitação motora em idosos.

Avançar com as investigações neste campo é essencial para compreender e criar abordagens de intervenção que contribuam com o bem-estar e a autonomia dessa população.

7. Referências Bibliográficas

- Aagaard, P., Simonsen E.B., Andersen J.L., Magnusson P., Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* (1985). Oct;93(4):1318-26, 2002. doi: 10.1152/jappphysiol.00283.2002. PMID: 12235031.
- Alizadehsaravi, L., Bruijn, S. M., Maas, H., & van Dieën, J. H. "Modulation of soleus muscle H-reflexes and ankle muscle co-contraction with surface compliance during unipedal balancing in young and older adults." *Experimental brain research* vol. 238,6, : 1371-1383, 2020. doi:10.1007/s00221-020-05784-0.
- Arnold E., Farmer B., Keightley M., Lee D., Rigel T., Hoque M., Sabatier M.J. "Walking duration and *slope* steepness determine the effect of *downslope* walking on the soleus H-reflex pathway." *Neurosci Lett*. Feb 3;639:18-24, 2017. doi: 10.1016/j.neulet.2016.12.048. Epub 2016 Dec 21. PMID: 28013090.

- Avelar BP, Costa JN, Safons MP, *et al.* "Balance Exercises Circuit improves muscle strength, balance, and functional performance in older women." *Age (Dordr)*. 2016;38(1):14. doi:10.1007/s11357-016-9872-7.
- Bai X, Soh KG, Omar Dev RD, *et al.* "Aerobic Exercise Combination Intervention to Improve Physical Performance Among the Elderly: A Systematic Review." *Front Physiol*. 2022;12:798068. Published 2022 Jan 4. doi:10.3389/fphys.2021.798068.
- Batista-Ferreira, L., Rabelo, N. F., da Cruz, G. M., Costa, J. N. A., Elias, L. A., & Mezzarane, R. A. "Effects of voluntary contraction on the soleus H-reflex of different amplitudes in healthy young adults and in the elderly." *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 1039242, 2022. doi:10.3389/fnhum.2022.1039242.
- Baudry, S., Collignon, S., & Duchateau, J. "Influence of age and posture on spinal and corticospinal excitability." *Experimental gerontology*, 69, 62–69, 2005. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2015.06.006>.
- Burke D., Hallett M., Fuhr P., Pierrot-Deseilligny E. "H reflexes from the tibial and median nerves." *The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*. 1999;52:259-262, 1981.
- Burke, D. "Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles." *Clinical neurophysiology practice*, 1, 9–17, 2016.. <https://doi.org/10.1016/j.cnp.2016.02.003>.
- Burke, D., & Pierrot-Deseilligny, E. Caveats when studying motor cortex excitability and the cortical control of movement using transcranial magnetic stimulation. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 121(2), 121–123, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.10.009>
- Capaday, C., Stein, R. B. Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *The Journal of physiology*, 392, 513–522, 1987.. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1987.sp016794>
- Caspary, D. M., Ling, L., Turner, J. G., & Hughes, L. F. "Inhibitory neurotransmission, plasticity and aging in the mammalian central auditory system." *The Journal of experimental biology*, 211(Pt 11), 1781–1791, 2008. <https://doi.org/10.1242/jeb.013581>.
- Censo Demográfico, 2022. <https://www.gov.br/secom/pt-br/assuntos/noticias/2023/10/censo-2022-numero-de-idosos-na-populacao-do-pais-cresceu-57-4-em-12-anos>.
- Chen, M., Tang, Q., Xu, S., Leng, P., Pan, Z. "Design and Evaluation of an Augmented Reality-Based Exergame System to Reduce Fall Risk in the Elderly." *International journal of environmental research and public health*, 17(19), 7208, 2020. <https://doi.org/10.3390/ijerph17197208>.
- Chen, Y., Wang, Y., Chen, L., Sun, C., English, A. W., Wolpaw, J. R., & Chen, X. Y. H-reflex up-conditioning encourages recovery of EMG activity and H-reflexes after sciatic nerve transection and repair in rats. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 30(48), 16128–16136, 2010.. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4578-10.2010>

- Costa J. O circuito de equilíbrio na prevenção de quedas em idosos da comunidade: efeitos na força muscular, equilíbrio e qualidade de vida. 2018. 171 f., il. Tese (Doutorado em Ciências da Saúde)—Universidade de Brasília, Brasília; 2018.
- Costa, J. N. A., Ribeiro, A. L. A., Ribeiro, D. B. G., Neri, S. G. R., Barbosa, D. F., Avelar, B. P., & Safons, M. P. Balance Exercise Circuit for fall prevention in older adults: a randomized controlled crossover trial. *Journal of frailty, sarcopenia and falls*, 7(2), 60–71, 2022. <https://doi.org/10.22540/JFSF-07-060>
- Crone, C., Hultborn, H., Mazières, L., Morin, C., Nielsen, J., Pierrot-Deseilligny, E. “Sensitivity of monosynaptic test reflexes to facilitation and inhibition as a function of the test reflex size: a study in man and the cat.” *Experimental brain research*, 81(1), 35–45, 1990. <https://doi.org/10.1007/BF00230098>.
- Dragert, K., & Zehr, E. P. Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental brain research*, 208(2), 217–227, 2011. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2472-3>
- Eccles, John C. *The Inhibitory Pathways of the Central Nervous System. The Sherrington Lectures IX*. Liverpool: Liverpool University Press, 1969.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). “Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function.” *The Journal of physiology*, 586(1), 11–23. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>.
- Enoka, R. M., Amiridis, I. G., & Duchateau, J. (2020). “Electrical Stimulation of Muscle: Electrophysiology and Rehabilitation.” *Physiology (Bethesda, Md.)*, 35(1), 40–56. <https://doi.org/10.1152/physiol.00015.2019>.
- Fjell, A. M., Walhovd, K. B.. “Structural brain changes in aging: courses, causes and cognitive consequences.” *Reviews in the neurosciences*, 21(3), 187–221, 2010. <https://doi.org/10.1515/revneuro.2010.21.3.187>.
- Funase, K., Imanaka, K., & Nishihira, Y.. “Excitability of the soleus motoneuron pool revealed by the developmental *slope* of the H-reflex as reflex gain.” *Electromyography and clinical neurophysiology*, 34(8), 477–489, 1994.
- Gonçalves, I. C. M., Freitas, R. F., Aquino, E. C., Carneiro, J. A., & Lessa, A. D. C. “Mortality trend from falls in Brazilian older adults from 2000 to 2019. Tendência de mortalidade por quedas em idosos, no Brasil, no período de 2000–2019.” *Revista brasileira de epidemiologia = Brazilian journal of epidemiology*, 25, e220031. 2022. <https://doi.org/10.1590/1980-549720220031.2>.
- Herdman, S. J. *Reabilitação vestibular*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2002. p. 3-24
- Henneman, E., somjen, G., carpenter, D. O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*, 28, 560–580, 1965. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
- IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/18318-piramide-etaria.html>. Acesso em dezembro 2023

- Islam, M. A., Pulverenti, T. S., & Knikou, M. . “Neuronal Actions of Transspinal Stimulation on Locomotor Networks and Reflex Excitability During Walking in Humans With and Without Spinal Cord Injury.” *Frontiers in human neuroscience*, 15, 620414, 2021. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.620414>.
- Jack, C. R., Jr, Knopman, D. S., Jagust, W. J., Petersen, R. C., Weiner, M. W., Aisen, P. S., Shaw, L. M., Vemuri, P., Wiste, H. J., Weigand, S. D., Lesnick, T. G., Pankratz, V. S., Donohue, M. C., Trojanowski, J. Q. . “Tracking pathophysiological processes in Alzheimer’s disease: an updated hypothetical model of dynamic biomarkers.” *The Lancet. Neurology*, 12(2), 207–216, 2013. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(12\)70291-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(12)70291-0).
- Joung, H.J, Lee Y. “Effect of Creative Dance on Fitness, Functional Balance, and Mobility Control in the Elderly.” *Gerontology*.65(5):537-546,2019. doi:10.1159/000499402.
- Kandel, E.R, Schwartz J.H, Jessell TM, Siegelbaum SA, Hudspeth AJ, Mack S. eds. *Principles of Neural Science*, Fifth Edition. McGraw-Hill Education; 2014. Accessed February 2, 2024. <https://accessbiomedicalscience.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1049§ionid=59138139>
- Katz, R., Meunier, S., & Pierrot-Deseilligny, E.. “Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres in man while standing.” *Brain : a journal of neurology*, 111 (Pt 2), 417–437, 1988. <https://doi.org/10.1093/brain/111.2.417>.
- Kawashima N, Nakazawa K, Yamamoto SI, Nozaki D, Akai M, Yano H. “Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans.” *Acta Physiol Scand*. Jan;180(1):99-105, 2004. doi: 10.1046/j.0001-6772.2003.01230.x. PMID: 14706118.
- Kernell, D., Hultborn, H.. Synaptic effects on recruitment gain: a mechanism of importance for the input-output relations of motoneurone pools?. *Brain research*, 507(1), 176–179, 1990. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(90\)90542-j](https://doi.org/10.1016/0006-8993(90)90542-j)
- Knikou, M. “The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls.” *Journal of neuroscience methods*, 171(1), 1–12, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.02.012>.
- Kohn, A. F., Floeter, M. K., Hallett, M.. “Presynaptic inhibition compared with homosynaptic depression as an explanation for soleus H-reflex depression in humans.” *Experimental brain research*, 116(2), 375–380, 1997. <https://doi.org/10.1007/pl00005765>.
- Li, F., Harmer, P., Fitzgerald, K., Eckstrom, E., Akers, L., Chou, L. S., Pidgeon, D., Voit, J., & Winters-Stone, K. Effectiveness of a Therapeutic Tai Ji Quan Intervention vs a Multimodal Exercise Intervention to Prevent Falls Among Older Adults at High Risk of Falling: A Randomized Clinical Trial. *JAMA internal medicine*, 178(10), 1301–1310, 2018. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2018.3915>
- Magalhães, I. E. J., Burgo, V. C., Neto, R. B., & Mezzarane, R. A. Changes in the input-output relation of the Hoffmann reflex recruitment curve after submaximal fatiguing contraction of the antagonist muscles. *Somatosensory & motor research*, 38(1), 54–59,2021 <https://doi.org/10.1080/08990220.2020.1845135>

- Magladery, J. W., McDougal, D. B. Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibers. *Bulletin of the Johns Hopkins Hospital*, 86(5), 265–290, 1950.
- Mattson, M. P., Magnus, T.. “Ageing and neuronal vulnerability.” *Nature reviews. Neuroscience*, 7(4), 278–294, 2006. <https://doi.org/10.1038/nrn1886>.
- Mendell, L. M., Henneman, E. . Terminals of single Ia fibers: location, density, and distribution within a pool of 300 homonymous motoneurons. *Journal of neurophysiology*, 34(1), 171–187, 1971. <https://doi.org/10.1152/jn.1971.34.1.171>
- Mezzarane R. A., Abdala L., Magalhes F.H., Martins V., Fabio A. “Experimental and Simulated EMG Responses in the Study of the Human Spinal Cord [Internet].” *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*. InTech; 2013. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/54870>.
- Mezzarane R.A, Nakajima T, Zehr E.P. After stroke bidirectional modulation of soleus stretch reflex amplitude emerges during rhythmic arm cycling. *Front Hum Neurosci*. Mar 11;8:136–147, 2014. doi: 10.3389/fnhum.2014.00136. PMID: 24701201; PMCID: PMC3965852.
- Mezzarane R.A, Nakajima T, Zehr E.P. Bilateral Reflex Fluctuations during Rhythmic Movement of Remote Limb Pairs. *Front Hum Neurosci*. Jul 5;11:355–365, 2017. doi: 10.3389/fnhum.2017.00355. PMID: 28725191; PMCID: PMC5496955.
- Niccoli, T., Partridge, L.. Ageing as a risk factor for disease. *Current biology : CB*, 22(17), R741–R752, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2012.07.024>
- Nicolussi, A. C., Fhon, J. R., Santos, C. A., Kusumota, L., Marques, S., & Rodrigues, R. A. (2012). Qualidade de vida em idosos que sofreram quedas: revisão integrativa da literatura [Quality of life in elderly people that have suffered falls: integrative literature review]. *Ciencia & saude coletiva*, 17(3), 723–730. <https://doi.org/10.1590/s1413-81232012000300019>
- OPA/OMS - Organização Pan-Americana da Saúde/Organização Mundial da Saúde - <https://www.paho.org/pt/envelhecimento-saudavel> . Acesso em Janeiro 2024
- OMS – Organização Mundial da Saúde. Relatório Mundial de Envelhecimento e Saúde. *Organ Mund da Saúde*. 2015;1:1–29. 14, 2019. Costa J, Gonçalves C, Pereira MM, Safons MP. Circuito de Equilíbrio: Treinamento alternativo para prevenção de quedas. Rio de Janeiro: Registro de número 506.109—Fundação BIBLIOTECA NACIONAL; 2010.
- Park, D. C., Reuter-Lorenz, P.. "The adaptive brain: aging and neurocognitive scaffolding." *Annual Review of Psychology*, 60, 173-196, 2009.
- Pierrot-Deseilligny, C.h, Müri, R. M., Nyffeler, T., & Milea, D. The role of the human dorsolateral prefrontal cortex in ocular motor behavior. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1039, 239–251, 2005. <https://doi.org/10.1196/annals.1325.023>
- Pierrot-Deseilligny C. (2009). Effect of gravity on vertical eye position. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164, 155–165. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2009.03864.x>

- Pierrot-Deseilligny, E., Katz, R., & Morin, C. Evidence of Ib inhibition in human subjects. *Brain research*, 166(1), 176–179, 1979. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(79\)90660-7](https://doi.org/10.1016/0006-8993(79)90660-7)
- Piscione, J., Grosset, J. F., Gamet, D., & Pérot, C. . “Are H-reflex and M-wave recruitment curve parameters related to aerobic capacity?.” *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 37(5), 990–996, 2012. <https://doi.org/10.1139/h2012-078>.
- Power, G. A., Dalton, B. H., Behm, D. G., Vandervoort, A. A., Doherty, T. J., & Rice, C. L. Motor unit number estimates in masters runners: use it or lose it?. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(9), 1644–1650, 2010. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181d6f9e9>
- Puderbaugh M, Emmady P.D. Neuroplasticity. 2023. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan–. PMID: 32491743.
- Purves D, Augustine G.J, Fitzpatrick D, Katz L.C, LaMantia A.S., , McNamara J. O., Williams M. editors. *Neuroscience*. 2nd edition. Sunderland (MA): Sinauer Associates; 2001. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10799>.
- Purves, Dale *et al.* *Neuroscience*. 6. ed. Sunderland: Sinauer Associates, 2004.
- Quadrado, I. C., Cândia, R. B., Silva, B. M., Vianna, L. C., Mezzarane, R. A. Modulation of spinal cord excitability following remote limb ischemic preconditioning in healthy young men. *Experimental brain research*, 238(5), 1265–1276, 2020. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05807-w>
- Reschechtko S., Pruszynski J.A. Stretch reflexes. *Curr Biol*. 2020;30(18):R1025-R1030, 2020. doi:10.1016/j.cub.2020.07.092.
- Rossini, P. M., Rossi, S., Babiloni, C., Polich, J. . Clinical neurophysiology of aging brain: from normal aging to neurodegeneration. *Progress in neurobiology*, 83(6), 375–400, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2007.07.010>.
- Rossini, P. M., Ferilli, M. A., Rossini, L., & Ferreri, F. “Clinical neurophysiology of brain plasticity in aging brain.” *Current pharmaceutical design* vol. 19,36 6426-39, 2013. <https://doi.org/10.2174/1381612811319360004>
- Rubenstein, L. Z.. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 35 Suppl 2, ii37–ii41, 2006. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>.
- Ryder R.A., Kitano K., Phipps A.M., Enyart M.R., Koceja D.M. “Contralateral conditioning to the soleus H-reflex as a function of age and physical activity.” *Exp Brain Res*. 234(1):13-23, 2016. doi:10.1007/s00221-015-4430-6.
- Scaglioni G., Narici MV, Maffiuletti N.A, Pensini M., Martin A. “Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave.” *J Physiol*. 2003 Apr 15;548(Pt 2):649-61,2003. doi: 10.1113/jphysiol.2002.032763. Epub 2003 Feb 14. PMID: 12588895; PMCID: PMC2342873.

- Scalia, M., Parrella, M., Borzuola, R., Macaluso, A.. "Comparison of acute responses in spinal excitability between older and young people after neuromuscular electrical stimulation." *European journal of applied physiology*, 124(1), 353–363, 2024. <https://doi.org/10.1007/s00421-023-05288-z>.
- Scharnowski, F., Veit, R., Zopf, R., Studer, P., Bock, S., Diedrichsen, J., Goebel, R., Mathiak, K., Birbaumer, N., & Weiskopf, N.. "Manipulating motor performance and memory through real-time fMRI neurofeedback." *Biological psychology*, 108, 85–97, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2015.03.009>.
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Kwak, Y., & Lipps, D. B. (2010). "Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects." *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 34(5), 721–733, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.10.005>.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M. H. *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- Sibley, K. M., Carpenter, M. G., Perry, J. C., Frank, J. S.. "Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex." *Human movement science*, 26(1), 103–112, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2006.09.004>.
- Silva, J., Sousa, I., Cardoso, J. S.. "Fusion of Clinical, Self-Reported, and Multisensor Data for Predicting Falls." *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 24(1), 50–56, 2020. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2951230>.
- Smith-Ray, R. L., Hughes, S. L., Prohaska, T. R., Little, D. M., Jurivich, D. A., & Hedeker, D. . "Impact of Cognitive Training on Balance and Gait in Older Adults." *The journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences*, 70(3), 357–366, 2015. <https://doi.org/10.1093/geronb/gbt097>.
- Stein, R. B., Estabrooks, K. L., McGie, S., Roth, M. J., Jones, K. E.. "Quantifying the effects of voluntary contraction and inter-stimulus interval on the human soleus H-reflex." *Experimental brain research*, 182(3), 309–319, 2007. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0989-x>.
- Sun Y, Hurd CL, Barnes MM, Yang JF. "Neural Plasticity in Spinal and Corticospinal Pathways Induced by Balance Training in Neurologically Intact Adults: A Systematic Review." *Front Hum Neurosci*. 2022 Aug 17;16:921490. doi: 10.3389/fnhum.2022.921490. PMID: 36061497; PMCID: PMC9428930. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.921490>.
- Vila-Chã, C., Falla, D., Correia, M. V., & Farina, D. Changes in H reflex and V wave following short-term endurance and strength training. *Journal of Applied Physiology*, 112(1), 54-63,2012. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00802.2011>
- Taube, W., Gruber, M., Gollhofer, A. . *Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance*. 2007 *Acta Physiologica*.
- Teasdale, N ; M Simoneau. "Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration." *Gait & posture* vol. 14,3 203-10, 2001. doi:10.1016/s0966-6362(01)00134-5.

Walker S. "Evidence of resistance training-induced neural adaptation in older adults." *Experimental gerontology*, 151, 111408, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111408>.

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., Jordan, M. I.. "An internal model for sensorimotor integration." *Science (New York, N.Y.)*, 269(5232), 1880–1882, 1995. <https://doi.org/10.1126/science.7569931>.

Zhong X.Z, Chen J.J. "Resting-state functional magnetic resonance imaging signal variations in aging: The role of neural activity." *Hum Brain Mapp*.Jun 15;43(9):2880-2897, 2022. doi: 10.1002/hbm.25823. Epub 2022 Mar 16. PMID: 35293656; PMCID: PMC9120570

ANEXO A – CONTROLE DE VOLUNTÁRIOS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EDUCAÇÃO FÍSICA
PESQUISA: CIRCUITO DE EQUILÍBRIO/ LEANDRA BATISTA

CONTROLE DE VOLUNTÁRIOS

Nome completo: _____

Idade: _____

Data de Nascimento: _____

Endereço: _____

Telefone(s): fixo/celular/

Whatsapp:

Email:

Responda com calma e sinceridade. Caso necessite, chame um de nossos pesquisadores identificados para auxiliar.

1. Como ficou sabendo da pesquisa?

() propaganda impressa () redes sociais () Jornal da UnB

() outros. Como?

2. O Sr(a) é independente em suas atividades da vida diária?

() sim , () não

3. O Sr(a) sofreu queda nos últimos doze meses?

() sim , () não, () não me recordo

4. O(A) Sr(a) teria disponibilidade de fazer as aulas de equilíbrio às 3as e 5as de 8h às 9h?

() sim , () não

Caso tenha respondido “(x) não” deixe a sua sugestão de dias e horários:

5. O(A) Sr(a) tem disponibilidade de permanecer no laboratório da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (UnB)? Se sim, que dia e horário?

ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



UnB FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSIC - CAMPUS UNIVERSITÁRIO DARCY RIBEIRO - BRASÍLIA - DF

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Convidamos o(a) Senhor(a) a participar do projeto de pesquisa **“Avaliação dos efeitos da atividade física sobre o equilíbrio e a marcha de idosos utilizando abordagens biomecânicas e eletrofisiológicas”** sob a responsabilidade do pesquisador Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane.

O objetivo da pesquisa é avaliar as adaptações relacionadas ao controle postural (alterações reflexas e oscilação postural) antes e após um programa de treinamento de equilíbrio (circuito de equilíbrio), por meio de parâmetros biomecânicas e eletrofisiológicas. O treinamento, composto por exercícios físicos multissensoriais, poderá resultar na melhora no controle motor.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que sua identidade será mantida no mais rigoroso sigilo.

A participação se dará por meio do preenchimento de um questionário semi-estruturado, para identificar os possíveis fatores de risco de quedas, avaliação do equilíbrio postural em pé sobre uma plataforma de força, marcha em uma esteira computadorizada, e realização de medidas da atividade muscular. Serão aplicados estímulos elétricos de baixa intensidade próximos ao joelho e nos pés por meio de eletrodos. Estes eletrodos serão fixados na perna por meio de uma fita antialérgica. O teste não provoca desconforto físico (dor, lesão muscular), apenas uma sensação de “formigamento”. O senhor(a) será monitorado(a) pelo pesquisador, e deverá relatar em qualquer momento eventuais dores ou qualquer tipo de desconforto (muscular, emocional), podendo desistir do experimento se assim o desejar. As medidas e as intervenções são extremamente seguras e serão monitoradas por uma equipe multidisciplinar (Educador Físico e Fisioterapeuta), para assistência em casos de intercorrências. Existe risco associado durante o treinamento, desconforto muscular e ou possíveis quedas, contudo os participantes estarão realizando atividades supervisionadas por um professor de Educação Física que aplicará atividades orientadas, minimizando os riscos. Os experimentos serão realizados no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da UnB. O tempo estimado para a realização de todas as etapas do experimento será de aproximadamente três horas. Após os testes iniciais o(a) senhor(a) participará de um regime de treinamento de equilíbrio por 18 semanas. Esses treinos serão realizados nas dependências do Centro Olímpico da UnB. Após as 18 semanas o mesmo procedimento da primeira avaliação será repetido no laboratório. As visitas serão agendadas de acordo com a disponibilidade.

O(A) Senhor(a), pode se recusar a participar de qualquer procedimento ou responder qualquer questão que lhes tragam constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) Senhor(a) e sem a necessidade de prover explicações adicionais. A participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração. O ressarcimento com todas as despesas tidas pelos participantes e seus acompanhantes (quando necessário) decorrentes da pesquisa relacionadas à pesquisa, serão cobertas pelo pesquisador responsável. Caso haja algum dano direto resultante dos procedimentos de pesquisa, o(a) Senhor(a) poderá ser indenizado(a), obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados na pesquisa ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de no mínimo cinco anos, após isso serão destruídos ou mantidos na instituição.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida adicional em relação à pesquisa, por favor telefone para: Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane no telefone (61) 3107-2526 / 98223-9020 (para ligações a cobrar) ou e-mail: rimezza@gmail.com . Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do sujeito da pesquisa podem ser esclarecidas pelo telefone: (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br. Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa.

Nome/Assinatura: _____

Pesquisador Responsável: Dr. Rinaldo André Mezzarane

Brasília, ____ de _____