



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

IGOR EDUARDO JESUS MAGALHÃES

**ADAPTAÇÕES NEUROFISIOLÓGICAS APÓS SESSÕES DE
CAMINHADA EM DECLIVE E CAMINHADA PARA TRÁS COM E
SEM ALÍVIO DO PESO CORPORAL.**

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

2021

ADAPTAÇÕES NEUROFISIOLÓGICAS APÓS SESSÕES DE CAMINHADA EM DECLIVE E CAMINHADA PARA TRÁS COM E SEM ALÍVIO DO PESO CORPORAL.

IGOR EDUARDO JESUS MAGALHÃES

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

2021

Dedico este trabalho ao meu Senhor Jesus Cristo, pois sei que nada seria se não fosse por seu sacrifício na cruz do Calvário. Tudo o que conquistei em minha vida, eu dedico ao meu Salvador.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente a Deus, pela oportunidade de estar realizando o doutorado e por tudo que tem feito por mim. Sei que não sou merecedor deste amor, mas ainda assim agradeço por cuidar tão bem de mim. Agradeço aos meus pais, Isabel Cristina e Oséas Ferreira, pela educação, direcionamento, cuidado e amor durante toda minha existência e que me proporcionaram a conquista de mais este sonho. E aos meus queridos irmãos, Denys e Kellen, por serem excelentes amigos e acreditarem no meu potencial. É um agradecimento especial a minha esposa Elisa, com quem eu casei durante o doutorado, e que foi minha grande parceira neste período, sendo paciente e compreensiva, e que tem sido só alegria em minha vida.

Agradeço ao professor Rinaldo Mezzarane, por sua orientação durante todos estes anos, desde o início do meu mestrado até a conclusão do meu doutorado. O seu genialismo sempre foi contagiante e a minha admiração por você continua crescendo diariamente, pois você não somente acreditou na minha capacidade e me moldou durante este processo de aprendizagem, mas também me deu todo o suporte, intelectual e emocional, para suportar todo o processo até o fim. Se eu me tornar um doutor com metade do seu conhecimento, estarei mais do que satisfeito. Muito Obrigado!

A todos os amigos que fizeram e fazem parte do laboratório de Processamento de Sinais, Vinicius Burgo, Gabriel Cruz, Pedro Victor, Rafael Gaia, Inaê Rodrigues, Leandra Batista, Paula Mesquita, Ian Quadrado, Renan Cândia, que me ajudaram durante todo este período, não somente como ajudantes durante as coletas, mas muitas vezes até como voluntários. Agradecimento especial ao mestre Leonardo Amorim, pois sua ajuda durante o processo de coleta de dados, processamento e finalização do meu doutorado foi fundamental para a conclusão desta etapa.

Agradeço também ao meu amigo, Saulo Soares, que me incentivou tanto a fazer o mestrado e a entrar na vida acadêmica. E a Mariana Falcão, que foi uma grande parceira e incentivadora deste processo.

Agradeço a todos os meus voluntários por terem se disponibilizado a participar do meu estudo. Vocês foram fundamentais para o fechamento deste ciclo. É um agradecimento especial a CAPES, pelo suporte financeiro que foi de grande ajuda durante todos estes anos e garantiu o término do meu doutorado.

Agradeço a todos os membros da secretaria de pós graduação e a todos os professores com que tive aula durante o doutorado. E também a todos os funcionários da UnB que foram sempre gentis comigo.

Resumo

A neuroplasticidade atividade-dependente é caracterizada por uma reorganização em certas regiões do sistema nervoso central, frequentemente associada a alterações estruturais, que refletem uma adaptação do sistema nervoso em resposta a atividades desempenhadas a curto ou longo prazo. A caminhada, por exemplo, tem sido bastante utilizada para induzir plasticidade na medula espinhal, sendo uma intervenção interessante do ponto de vista clínico pela sua simples execução e por promover benefícios para o controle motor e acentuar as melhorias observadas em diversas condições patológicas. Contudo, problemas ortopédicos podem limitar esta intervenção, havendo a necessidade de se utilizar uma marcha assistida (com suporte de peso). **OBJETIVO:** O presente estudo tem como objetivo avaliar os efeitos de uma sessão de caminhada em declive (CD) ou caminhada para trás (CT) na neurofisiologia da medula espinhal e se esses efeitos são equivalentes com o uso de suporte de peso corporal. **MÉTODOS:** Quinze adultos saudáveis participaram do estudo, sendo 9 homens e 6 mulheres ($26,2 \pm 5,8$ anos; $76,15 \pm 17,98$ kg; $1,72 \pm 0,10$ cm). Os participantes fizeram 4 visitas ao laboratório, com intervalo de 1 semana entre elas. Em cada visita, foi realizada uma sessão de caminhada de 20 min sobre esteira ergométrica em quatro diferentes condições, de forma aleatorizada: 1) CD com peso corporal total (CDPT); 2) CD com alívio de 20% do peso (CDSP); 3) CT com peso corporal total (CTPT); 4) CT com alívio de 20% do peso (CTSP). O reflexo H do músculo sóleo (SO) foi mensurado antes (PRE), após 10 min (POS) e 45 min (POS45) do término da caminhada. As variáveis independentes foram os parâmetros extraídos da alça ascendente da Curva de Recrutamento (CR) do reflexo H, grau de Inibição Pré-Sináptica (IPS) D1 e D2, além da frequência cardíaca (FC), pressão arterial (PA) e percepção subjetiva de esforço (PSE) que foram mensuradas a cada 5 min durante a caminhada. Uma ANOVA de medidas repetidas de duas vias foi aplicada para detectar diferenças nos parâmetros da CR entre as situações (PRE x POS x POS45) e entre as condições (CDPT x CDSP e CTPT x CTSP). Quando necessário, um teste post hoc LSD foi empregado para detectar diferenças significativas. Para detectar diferenças nas medidas de FC, PSE e PA entre as condições (CDPT x CDSP e CTPT x CTSP), foi aplicado um teste-t para amostras independentes. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. **RESULTADOS:** Foram encontradas reduções significativas em vários parâmetros da curva supostamente associados aos motoneurônios (MNs) de diferentes subpopulações do pool para todas as condições em momentos distintos. Contudo, não foram detectadas diferenças nos parâmetros associados aos mecanismos pré-sinápticos (IPS-D1 e IPS-D2), o que mantém aberta a discussão sobre qual mecanismo neurofisiológico altera o padrão de recrutamento dos MNs após as diferentes condições de caminhada. **CONCLUSÃO:** O presente estudo permitiu verificar que 20 minutos de CD e CT foram capazes de gerar adaptações neurofisiológicas na excitabilidade reflexa dos MNs do SO. Aparentemente, o fato da CD e da CT envolver uma complexidade motora maior do que a caminhada em plano horizontal, caracterizada principalmente pelas contrações excêntricas dos músculos do membro inferior, pode explicar a redução da excitabilidade geral dos MNs. Além disso, sugere-se que possivelmente as ligações heterônimas dos nervos de diferentes musculaturas envolvidas durante a caminhada vão muito além da simples ação de inibição pré-sináptica entre antagonistas, e podem ter influenciado nas respostas apresentadas no presente estudo. Ainda, foi verificado que mesmo após suporte de 20% do peso, ambas as condições de caminhada manifestaram adaptações neurofisiológicas na

excitabilidade dos MNs do SO. Estes resultados sugerem, por exemplo, que a CD e a CT com alívio de peso podem ser utilizadas como estratégia de reabilitação para diferentes populações que possuem restrições ortopédicas e funcionais.

Palavras-chave: Caminhada; Suporte de Peso Corporal; Reflexo H

Abstract

Activity-dependent neuroplasticity is characterized by a reorganization in certain regions of the central nervous system, associated with previous alterations, which reflect adaptation of the nervous system in response to activities performed in either short or long term. Walking, for example, was widely used to induce plasticity in the spinal cord, being an interesting intervention from the clinical point of view due to both its simple execution and to promote benefits for motor control. This intervention certainly led to improvements in various pathological conditions. However, orthopedic issues might restrict the role of this intervention, thus the gait must be assisted (through a system of body weight support) **PURPOSE:** The present study aims at evaluating both the effects of a downhill walking (DW) or backward walking (BW) session on spinal cord neurophysiology and whether these effects are equivalent with the use of body weight support. **METHODS:** Fifteen healthy adults participated in the study, 9 men and 6 women (26.2 ± 5.8 years; 76.15 ± 17.98 kg; 1.72 ± 0.10 cm). Participants made 4 visits to the laboratory, with a 1 week interval. At each visit, a 20-min walking session over a treadmill was performed under four different conditions, in a randomized manner: 1) DW with total body weight (DWTW); 2) DW with 20% body weight support (DWWS); 3) BW with total body weight (BWTW); 4) BW with 20% body weight support (BWWS). The soleus muscle (SO) H reflex was measured before (PRE), after 10 min (POS) and 45 min (POS45) after the end of the walk. The independent variables were the parameters extracted from the ascending limb of the Recruitment Curve (RC) of the H reflex, Presynaptic Inhibition (PSI) D1 and D2, As well as the Heart rate (HR), blood pressure (BP) and subjective perceived exertion (SPE) measured every 5 minutes during walking. A two-way repeated measures ANOVA was applied to determine differences in RC parameters among times (PRE x POS x POS45) and between conditions (DWTW x DWWS and BWTW x BWWS). When necessary, a post hoc LSD test was performed to detect differences. To detect differences in HR, PSE and BP measurements between conditions (DWTW x DWWS and BWTW x BWWS), a t-test for independents was applied. The level of significance adopted was $p < 0.05$. **RESULTS:** Reductions were found in several parameters of the RC associated with motoneurons (MNs) of different sizes for all conditions at different times, but no differences were detected in the parameters associated with presynaptic mechanisms (IPS-D1 and IPS-D2). Thus, it remains open the discussion on which neurophysiological mechanism alters the pattern of recruitment of MNs following different walking conditions. **CONCLUSION:** The present study allowed to verify that 20 minutes of walking downhill and backward were able to generate neurophysiological adaptations in the reflex excitability of the SO MNs. Apparently, the fact that DW and BW involve a greater motor complexity than walking in a horizontal

plane, characterized mainly by eccentric contractions of the muscles of the lower limb, may explain the reduction in the general excitability of motoneurons (MNs). In addition, it seems the heteronymous connections of the nerves of different muscles involved during walking go far beyond the simple action of presynaptic inhibition between antagonists and may have influenced the responses of the present study. Furthermore, it was verified that even after the 20% body weight support, the walking conditions manifested neurophysiological adaptations in the excitability of the SO MNs. These results suggest that a BW and DW with body support can be used as a rehabilitation strategy for different populations who present either orthopedic or functional restrictions.

Keywords: Walking; Body Weight Support; H-reflex

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema mostrando a via do reflexo de estiramento e a estimulação elétrica do nervo. Traçado do EMG mostrando um reflexo H e onda M evocados por um estímulo elétrico transcutâneo (1 ms de duração) aplicado por meio de eletrodos localizados sobre a pele na fossa poplíteia. O reflexo H e a onda M resultantes são registrados com eletrodos de superfície sobre o músculo sóleo. A: Artefato de estímulo; M: onda M; H: reflexo H. (modificado de Mezzarane et al, 2013).

Figura 2. Traços EMG registrados do músculo SO mostrando mudanças nas amplitudes do reflexo H e da onda M em função da intensidade do estímulo. Observe a extinção do reflexo H quando o Mmax está presente (sob o estímulo máximo). A: artefato de estímulo; H: reflexo H; M: onda M (dados representativos obtidos de um participante).

Figura 3. Representação da Curva de Recrutamento. Círculos azuis representam a resposta pico-a-pico da fase ascendente do reflexo H e círculos vermelhos da onda M. Círculos pretos representam a resposta pico-a-pico do reflexo H na fase descendente da curva (dados obtidos no laboratório).

Figura 4. Parâmetros retirados da fase ascendente da CR do reflexo H após ajuste sigmoidal dos valores pico-a-pico (círculos). A linha tracejada representa a reta de regressão dos pontos da alça ascendente que tangencia o valor H50. H100 é o ponto vermelho. H50 representa 50% da Hmax; Hlim representa o reflexo Hlim mapeado pela corrente localizada no ponto em que a reta de regressão atinge o eixo das abscissas. *Slope* representa a inclinação da curva. “Plateau” representa o Hmax. (modificado de Magalhães et al. 2021).

Figura 5. Parâmetros de interesse da curva de recrutamento do reflexo H. Comparação de curvas ajustadas em diferentes condições experimentais. Os valores de corrente associados com a CR da condição controle (curva em preto) servem de referência para mapear os valores @ na curva da condição experimental (curva em cinza), ou seja, os valores @ são os valores estimados do reflexo H na condição experimental. As linhas pontilhadas em azul e em vermelho indicam o Hmax nas condições controle e experimental.

Figura 6. Esteira computadorizada (TK35, Cefise, Brasil), trave de suspensão com colete e o motor elétrico.

Figura 7. Voluntário com colete de suspensão durante a caminhada em declive.

Figura 8. Voluntário com colete de suspensão durante a caminhada para trás.

Figura 9. Motor elétrico sobre a trave de Suspensão em detalhe.

Figura 10. Célula de carga em detalhe

Figura 11. O painel superior mostra a sobreposição de curvas obtidas na condição PRE e POS caminhada. As amplitudes das curvas e as correntes estão normalizadas. O painel inferior mostra um trecho ampliado do painel superior com os dados de voluntário representativo com diminuição da amplitude dos parâmetros “@” indicados na condição POS, para os mesmos valores de corrente dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da condição PRE. Note no painel de cima a sobreposição das curvas das ondas M indicando excelente controle experimental (dados do autor).

Figura 12. Barras representam a média e desvio padrão dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

Figura 13. Barras representam a média e desvio padrão dos parâmetros *Slope* e Hmax da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

Figura 14. Barras representam a média e desvio padrão das correntes da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

Figura 15. Barras representam a média e desvio padrão dos percentuais de inibição das medidas de IPS-D1 e IPS-D2 para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

Figura 16. Barras representam a média e desvio padrão dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

Figura 17. Barras representam a média e desvio padrão dos parâmetros *Slope* e Hmax da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição

de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

Figura 18. Barras representam a média e desvio padrão das correntes da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

Figura 19. Barras representam a média e desvio padrão dos percentuais de inibição das medidas de IPS-D1 e IPS-D2 para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CDPT e CDSP (Média, Desvio Padrão e Percentual de mudança)

Tabela 2: Comparação dos parâmetros do Reflexo H para os grupos CDPT x CDSP (Média e Desvio Padrão)

Tabela 3: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CTPT e CTSP (Média, Desvio Padrão e Percentual de mudança)

Tabela 4: Comparação dos parâmetros do Reflexo H para os grupos CTPT x CTSP (Média e Desvio Padrão)

Tabela 5: Dados relativos as medidas de PSE, FC e PA dos participantes (Média, Desvio Padrão)

LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

CR – Curva de Recrutamento

Hmax – amplitude máxima do reflexo H

Mmax - amplitude máxima da onda M

H-Lim – amplitude do reflexo H no limiar de ativação

H50 – amplitude do reflexo H a 50% do Hmax

H100 - amplitude do reflexo H a 100% do Hmax

Hincl/Mincl- razão entra a inclinação das curvas H e M

CD – Caminhada em declive

CT – Caminhada para trás

FC – Frequência Cardíaca

PA – Pressão Arterial

PSE – Percepção Subjetiva de Esforço

DH – Depressão Homossináptica

IPS – Inibição Pré-Sináptica

EMG – Eletromiograma

SO – Sóleo

TA – Tibial Anterior

TSP - Treinamento de caminhada com suporte de peso corporal

CPG – *Central Pattern Generator*

SP – Suporte de Peso

PT – Peso Total

C-T – condicionante-teste

CDPT – condição caminhada em declive com peso corporal total

CDSP - condição caminhada em declive com suporte de 20% do peso corporal total

CTPT - condição caminhada para trás com peso corporal total

CTSP - condição caminhada para trás com suporte de 20% do peso corporal total

C50%Mmax – corrente equivalente a 50% do Mmax

Sumário

1.	INTRODUÇÃO	14
1.1	REFLEXO H	15
1.2	INIBIÇÃO PRÉ-SINÁPTICA	19
1.3	CAMINHADA EM DECLIVE E PLASTICIDADE NEURONAL.....	21
1.4	CAMINHADA PARA TRÁS E PLASTICIDADE NEURONAL	22
1.5	CAMINHADA COM SUPORTE DE PESO CORPORAL	24
2	OBJETIVO GERAL	26
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	26
3	MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1	AMOSTRA	27
3.2	INSTRUMENTAÇÃO.....	27
3.3	AQUISIÇÃO DO REFLEXO H	30
3.4	INIBIÇÃO PRÉ-SINÁPTICA.....	31
3.5	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	32
3.6	PROCESSAMENTO DOS SINAIS	33
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA	35
4	RESULTADOS	35
4.1	CAMINHADA EM DECLIVE	35
4.2	CAMINHADA EM DECLIVE COM SUPORTE DE PESO	36
4.3	CAMINHADA EM DECLIVE COM PESO CORPORAL TOTAL (CDPT)X CAMINHADA EM DECLIVE COM SUPORTE DE PESO (CDSP)	37
4.4	CAMINHADA PARA TRÁS	43
4.5	CAMINHADA PARA TRÁS COM SUPORTE DE PESO.....	44
4.6	CAMINHADA PARA TRÁS COM PESO CORPORAL TOTAL (CTPT) X CAMINHADA PARA TRÁS COM SUPORTE DE PESO (CTSP)	45
4.7	MEDIDAS DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO, FREQUÊNCIA CARDÍACA E PRESSÃO ARTERIAL ...	51
5	DISCUSSÃO	53
5.1	CAMINHADA EM DECLIVE	53
5.2	CAMINHADA EM DECLIVE COM SUPORTE DE PESO	59
5.3	CAMINHADA PARA TRÁS	62
5.4	CAMINHADA PARA TRÁS COM ALÍVIO DE PESO	64
5.5	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	65
6	CONCLUSÃO	66
7	REFERÊNCIAS	66

1 – INTRODUÇÃO

O sistema nervoso tem a capacidade de alterar sua morfologia e fisiologia de acordo com os estímulos internos e externos aos quais os seres humanos são submetidos diariamente. Este processo de se adaptar às adversidades do ambiente em que se apresenta é denominado neuroplasticidade. Essas adaptações neurofisiológicas ocorrem constantemente em resposta a uma variedade de estímulos ambientais, sejam elas de natureza regenerativa, em resposta a um processo patológico ou lesão, ou adaptativa, decorrentes do aprendizado de uma nova língua, habilidade musical ou a prática de atividade física, por exemplo. No caso da neuroplasticidade atividade-dependente, ocorre uma reorganização em certas regiões do sistema nervoso central, frequentemente associada a alterações estruturais, que refletem uma adaptação do sistema nervoso em resposta a alguma intervenção (por exemplo, uma atividade motora)⁽¹⁾. Essas alterações podem ocorrer nas conexões entre estruturas supra-segmentares e neurônios espinhais, e nas conexões entre os neurônios sensoriais e motoneurônios (MNs) da medula. Particularmente, as sinapses entre neurônios sensoriais e MNs demonstram extensiva reorganização em resposta à atividade física⁽¹⁾, sendo a medula espinhal documentada como o local de maior plasticidade neuronal atividade-dependente associado com o aprendizado motor e melhoras no desempenho de tarefas motoras⁽²⁾.

A plasticidade espinhal atividade-dependente pode ser consequência de atividades desempenhadas a curto ou longo prazo, sendo também associada a adaptações decorrentes do treinamento físico de diferentes tipos de modalidades⁽³⁾. Por exemplo, identificou-se uma alteração na excitabilidade reflexa decorrente do treinamento de atividades explosivas (jogadores de voleibol e corredores de velocidade)⁽⁴⁾ e de dançarinos de balé⁽⁵⁾ que demonstraram diminuição na amplitude do reflexo H (um homólogo do reflexo de estiramento), enquanto atletas de resistência mostraram reflexos H de maior amplitude comparados com outros atletas e indivíduos destreinados⁽⁶⁾.

A caminhada tem também sido utilizada para induzir plasticidade na medula espinhal^(2, 7, 8), sendo uma intervenção interessante do ponto de vista clínico pela sua simples execução. Mesmo que algumas populações especiais (idosos, por exemplo)

apresentem comprometimentos ortopédicos, dificultando a execução da caminhada, esta pode ser realizada com o auxílio de suportes (p. ex., cintas de segurança) que garantem alívio do peso corporal⁽⁹⁾. Outras intervenções envolvendo aumento da excitabilidade cortical, como caminhar para trás, também se mostraram eficazes em promover benefícios para o controle motor e em acentuar as melhorias observadas em condições patológicas.

O presente estudo tem como objetivo avaliar se os efeitos de uma intervenção de execução simples, como caminhar em declive ou para trás, na neurofisiologia da medula espinhal são equivalentes com o uso de suporte de peso corporal em participantes jovens saudáveis.

Um possível desdobramento do presente estudo está relacionado à possibilidade de utilização de terapias cujos protocolos envolvam a deambulação de pessoas com problemas ortopédicos (como condromalácia, artrite/artrose em membros inferiores, etc.), com vistas ao restabelecimento de habilidades motoras (por exemplo, em idosos ou em indivíduos que apresentam alguma neuropatologia ou lesão do sistema nervoso, além de envolvimento ortopédico).

1.1 – Reflexo H

O reflexo H é uma medida de fundamental importância para a compreensão dos mecanismos neuronais. É eletricamente induzido, sendo considerado homólogo ao reflexo de estiramento e utilizado para verificar alterações na excitabilidade da via reflexa. O reflexo H sofre pouca ou nenhuma influência dos MNs gama e da descarga do fuso muscular⁽³⁾, fato que o caracteriza como uma importante ferramenta para detectar mudanças na entrada de informações sensoriais e na excitabilidade do conjunto de MNs⁽¹⁰⁾. A mensuração do reflexo H pode ser usada para inferir a interação entre diferentes elementos da medula espinhal em diversas condições neurológicas, lesões musculoesqueléticas, dor, após treinamento físico e durante a realização de tarefas dinâmicas⁽¹¹⁾.

As duas respostas resultantes registradas no eletromiograma (EMG) (o reflexo H e a onda M) são potenciais de ação compostos que derivam das estimulações das fibras sensoriais e motoras, respectivamente⁽¹²⁾ (Figura 1). A amplitude destas respostas varia de acordo com a intensidade de estimulação no nervo (Figura 2). A curva de recrutamento (CR) consiste em um gráfico cuja abscissa apresenta as intensidades de estimulação elétrica (em mA) e na ordenada as respectivas

amplitudes pico-a-pico do reflexo H e/ou da onda M (em mV). Uma vez que a CR esteja completa, é possível verificar as amplitudes máximas das duas ondas expressas como Hmax (amplitude máxima do reflexo H), Mmax (amplitude máxima da onda M), bem como a inclinação da alça ascendente da CR (*Slope*) do reflexo H que indica o ganho de recrutamento dos MNs (Figura 3).

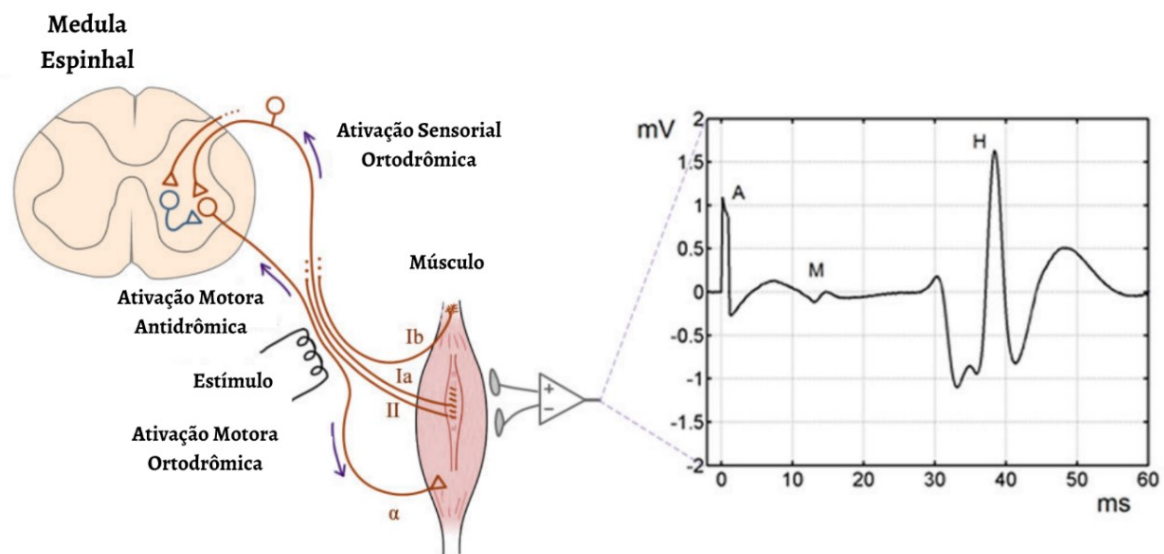


Figura 1. Esquema mostrando a via do reflexo de estiramento e a estimulação elétrica do nervo. Traçado do EMG mostrando um reflexo H e onda M evocados por um estímulo elétrico transcutâneo (1 ms de duração) aplicado por meio de eletrodos localizados sobre a pele na fossa poplítea. O reflexo H e a onda M resultantes são registrados com eletrodos de superfície sobre o músculo sóleo. A: Artefato de estímulo; M: onda M; H: reflexo H. (modificado de Mezzarane et al, 2013).

A Hmax é a medida da resposta reflexa máxima que, mesmo normalizada pela Mmax, varia de sujeito para sujeito⁽³⁾. A Mmax representa a ativação de todos os axônios eferentes pelo estímulo elétrico, caracterizando a ativação muscular máxima⁽¹¹⁾. Uma vez identificados os valores máximos das duas ondas, é possível calcular a razão Hmax / Mmax. A razão Hmax/Mmax é compreendida como uma medida para avaliar alterações agudas ou crônicas⁽¹⁰⁾ na plasticidade espinhal⁽²⁾ e a redução desta implica em uma possível diminuição da excitabilidade espinhal⁽²⁾. Contudo, como a amplitude do parâmetro Hmax é dependente de eventos pré e pós-sinápticos⁽¹³⁾ e também da quantidade de atividade antidrômica em decorrência da estimulação do nervo⁽¹⁴⁾, não é correto afirmar que a razão Hmax / Mmax seja uma estimativa da excitabilidade do conjunto total de MNs.

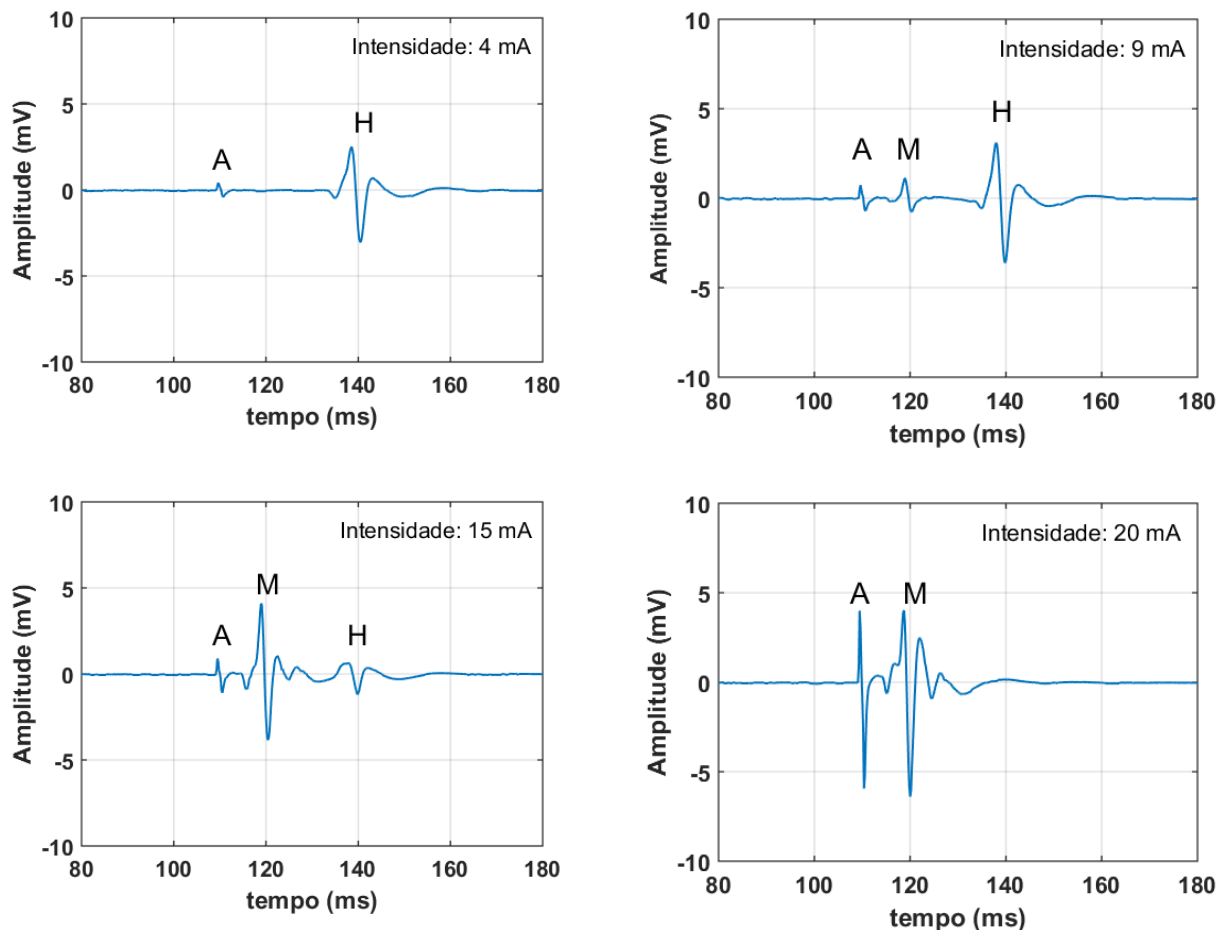


Figura 2. Traços EMG registrados do músculo SO mostrando mudanças nas amplitudes do reflexo H e da onda M em função da intensidade do estímulo. Observe a extinção do reflexo H quando o Mmax está presente (sob o estímulo máximo). A: artefato de estímulo; H: reflexo H; M: onda M (dados representativos obtidos de um participante).

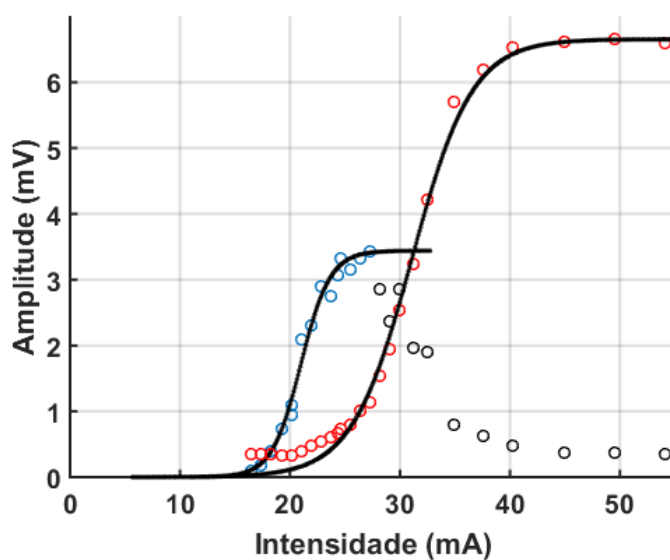


Figura 3. Representação da Curva de Recrutamento. Círculos azuis representam a resposta pico-a-pico da fase ascendente do reflexo H e círculos vermelhos da onda M. Círculos pretos representam a resposta pico-a-pico do reflexo H na fase descendente da curva (dados obtidos no laboratório).

Por estes motivos, sugere-se que outros parâmetros relacionados ao reflexo H sejam obtidos da fase ascendente da curva de recrutamento⁽¹²⁾. De acordo com Klimstra & Zehr⁽¹²⁾, o melhor ajuste para a alça ascendente da curva do reflexo H é uma sigmóide. Dentre os parâmetros que podem ser extraídos da curva estão a inclinação da reta de regressão (*Slope*) que ajusta os pontos da alça ascendente, o reflexo H-limiar (Hlim), o H50 (50% de Hmax), o H100 e suas respectivas correntes (CO-lim, CO-50 e CO-100)⁽¹⁵⁾ (Figura 4).

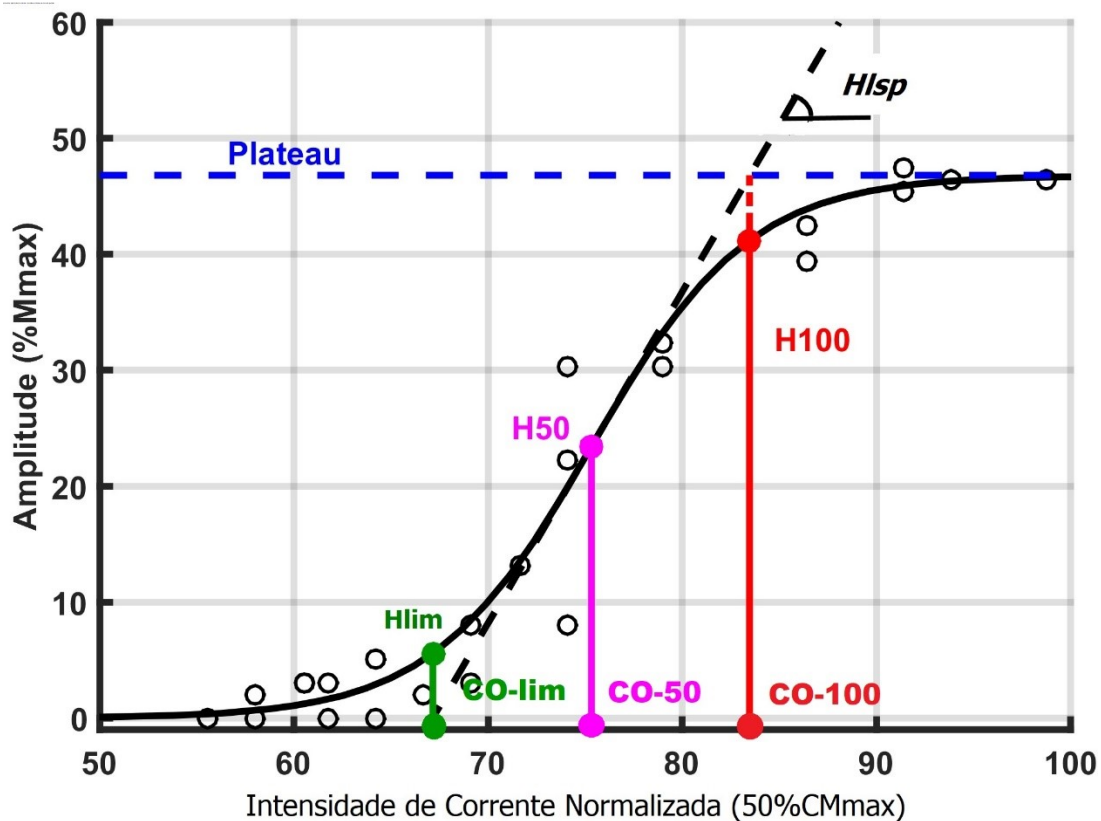


Figura 4. Parâmetros retirados da fase ascendente da CR do reflexo H após ajuste sigmoide dos valores pico-a-pico (círculos). A linha tracejada representa a reta de regressão dos pontos da alça ascendente que tangencia o valor H50. H100 é o ponto vermelho. H50 representa 50% da Hmax; Hlim representa o reflexo Hlim mapeado pela corrente localizada no ponto em que a reta de regressão atinge o eixo das abscissas. *Slope* representa a inclinação da curva. "Plateau" representa o Hmax. CO-lim representa a corrente limiar. CO-50, a corrente em H50 e CO-100, a corrente em H100 (modificado de Magalhães et al. 2021).

A inclinação indica o ganho do recrutamento e é caracterizada pela reta de regressão que tangencia o ponto de maior inflexão da curva (onde a derivada é máxima) no ponto equivalente à metade do Hmax (i.e., H50)^(8, 13, 16). É possível investigar mudanças no ganho do recrutamento pela comparação das inclinações das retas de regressão entre diferentes condições^(12, 15). De acordo com alguns estudos⁽¹⁷⁻¹⁹⁾, a inclinação da alça ascendente da CR do reflexo H fornece informação sobre a

distribuição dos limiares de disparo dos MNs. A razão da inclinação da fase ascendente da curva do reflexo H pela inclinação da fase ascendente da curva da onda M (*Slope*) tem sido sugerida como uma boa alternativa de estimativa da excitabilidade da via reflexa por estar livre do efeito da aniquilação de potenciais nos axônios motores⁽²⁰⁾. Estudos anteriores demonstraram que o parâmetro *Slope* foi mais sensível em detectar aumento na excitabilidade espinhal em comparação à razão H_{max} / M_{max} ^(19, 21).

Os parâmetros retirados da curva de recrutamento, a partir do ajuste sigmoidal, são úteis para entender alterações na excitabilidade reflexa de subpopulações de MNs e seu padrão de recrutamento em diferentes condições (Figura 5).

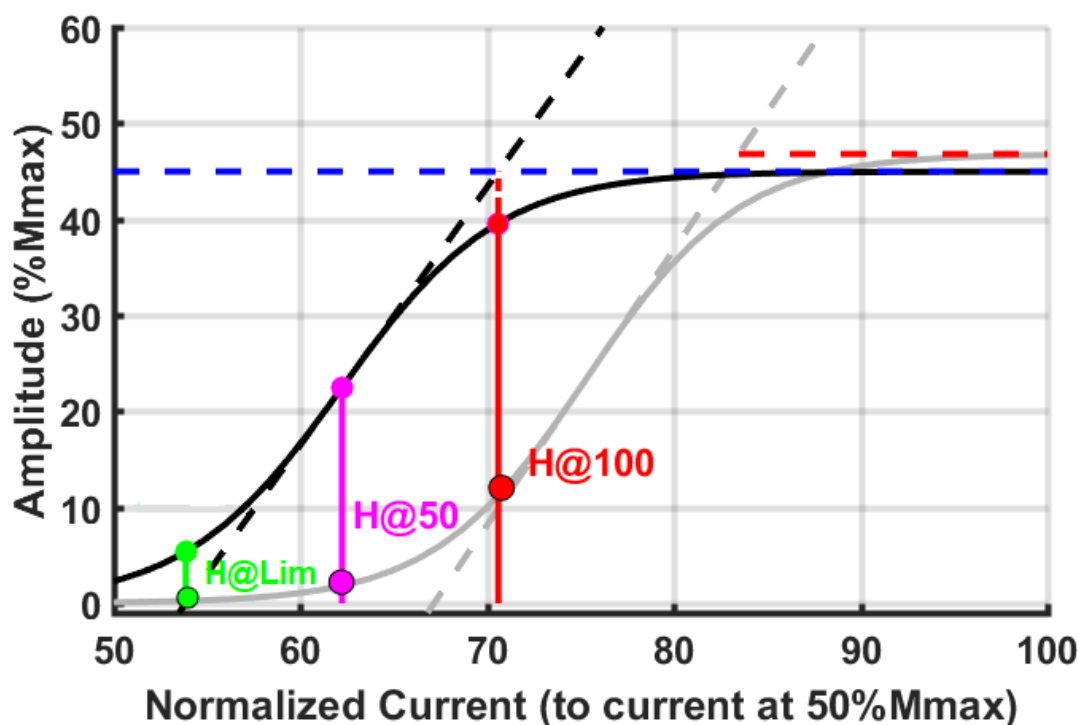


Figura 5. Parâmetros de interesse da curva de recrutamento do reflexo H. Comparação de curvas ajustadas em diferentes condições experimentais. Os valores de corrente associados com a CR da condição controle (curva em preto) servem de referência para mapear os valores @ na curva da condição experimental (curva em cinza), ou seja, os valores @ são os valores estimados do reflexo H na condição experimental. As linhas horizontais pontilhadas em azul e em vermelho indicam o H_{max} nas condições controle e experimental, respectivamente.

1.2 - Inibição Pré-Sináptica (IPS)

Uma das características importantes do reflexo H é que mesmo mantendo-se a intensidade de estimulação constante, observam-se pequenas flutuações em sua amplitude⁽²²⁾. Isto ocorre devido a flutuações no potencial de membrana dos MNs

causadas por influências pós-sinápticas, bem como modulação na eficácia de transmissão sináptica Ia-MN por meio de mecanismos pré-sinápticos.

Estas pequenas flutuações são resultado do influxo aferente que chega para a medula espinhal de várias fontes, incluindo pele, músculos, tendões, articulações e vias descendentes supra-segmentares⁽¹³⁾. O feedback sensorial da periferia pode ser efetivamente monitorado nas sinapses inibitórias pré-sinápticas dos terminais aferentes para os MNs⁽¹³⁾. De fato, a inibição pré-sináptica (IPS) constitui um mecanismo inibitório associado à modulação dos reflexos monossinápticos em várias condições. Alterações no grau de IPS que atua nos terminais aferentes Ia foram associadas à modulação do reflexo H do sóleo (SO) durante movimentos passivos ipsolaterais ou bilaterais da perna em humanos, dorsiflexão passiva do tornozelo e durante a posição em pé⁽¹⁴⁾. Além disso, sugeriu-se que a IPS explica parcialmente as diferenças observadas na amplitude do reflexo H do SO em níveis equivalentes de atividade eletromiográfica durante a caminhada, a posição em pé e a corrida^(23, 24). Portanto, as fibras aferentes são responsáveis pelo feedback sensorial que é modulado por meio de mecanismos de inibição, para que a tarefa motora seja executada de maneira adequada.

Como já mencionado, a IPS agindo nos terminais aferentes Ia no músculo pode ser derivada de diversas fontes, desde os centros supra-segmentares, que pode se manifestar durante uma contração voluntária, por exemplo^(25, 26), ou originada de diferentes subconjuntos de interneurônios⁽¹³⁾. Uma forma de medir o grau de IPS é por meio do paradigma condicionante-teste (C-T) que consiste na estimulação condicionante do nervo do músculo antagonista que é capaz de evocar várias fases de inibição do reflexo H nos músculos agonistas. A inibição reflexa do SO que aparece nos intervalos do paradigma C-T que variam de 6 a 50ms é chamada de inibição D1 e acredita-se que seja mediada pela inibição pré-sináptica dos aferentes Ia⁽²⁷⁾. A inibição D1 do SO, por exemplo, pode refletir um aumento da excitabilidade dos interneurônios PAD que podem ser ativados por fortes entradas aferentes geradas pelo movimento. No estudo de Mizuno et al. (1971)⁽²⁸⁾ foi identificada uma segunda fase de inibição além da D1, sendo denominada inibição D2 com intervalos C-T entre 70 e 200 ms. Ambos os intervalos foram usados em estudos anteriores para avaliar a via da IPS⁽²⁹⁻³¹⁾. Portanto, a amplitude da resposta teste (reflexo H sem o condicionamento) é comparada com a amplitude do reflexo condicionado (pelo estímulo no nervo fibular que supre o tibial anterior (TA)). Também, é recomendado

o uso de reflexo H teste (sem o condicionamento) com amplitude entre 20% e 30% da Mmax, uma vez que neste intervalo as respostas são mais sensíveis ao condicionamento⁽³²⁾. A amplitude da onda M durante o experimento é um importante ponto de referência e deve ser monitorada para que seu tamanho seja semelhante em todas as condições testadas. Isso garantirá que o padrão de modulação do reflexo observado (quando presente) não seja contaminado por mudanças na eficácia de estimulação.

A investigação das respostas inibitórias D1 e D2 tem o potencial de desvendar mecanismos diferenciais devido à latência de início e curso de tempo diferentes para cada resposta inibitória⁽³⁰⁾. De acordo com Mizuno et. al. (1971), a inibição D1 pode ser atribuída ao mecanismo inibitório pré-sináptico das aferências musculares do grupo I. Já a inibição D2 foi atribuída a mudanças nas atividades aferentes do músculo da panturrilha como resultado da mudança de comprimento devido a contração dos músculos flexores do tornozelo⁽²⁸⁾. No entanto, tem-se sugerido que a inibição D2 seja um forma de induzir a IPS sem a interferência dos efeitos pós-sinápticos^(30, 33). Além disso, foi demonstrado que, apesar da suposição de que as respostas inibitórias D1 e D2 são parte da mesma via, ambas as respostas podem ser transmitidas por diferentes subconjuntos de interneurônios que são modulados diferencialmente durante o desempenho de diferentes tipos de tarefas de flexão plantar⁽³³⁾.

1.3– Caminhada em declive e plasticidade neuronal

Dentre as atividades capazes de gerar uma modulação aguda na excitabilidade espinal está a caminhada. Estudos anteriores demonstraram uma forte modulação na amplitude do reflexo H ao longo das fases da caminhada⁽²⁾. Também foi possível verificar esta modulação após 30 minutos de caminhada em plano horizontal⁽³⁴⁾. Até o momento, poucos estudos se comprometeram em comparar o efeito modulatório da caminhada com diferentes inclinações (declive, aclive e nível do solo) na transmissão sináptica espinal^(2, 35, 36). A justificativa para estudar diferentes inclinações durante a caminhada parte de que os diferentes tipos de caminhada (caminhada em declive, caminhada em subida e caminhada a nível do solo), exibem diferentes padrões de ativação muscular dos músculos dos membros inferiores que refletem diferenças na produção motora e no feedback aferente^(2, 37, 38). A amostra do estudo de Sabatier et al. (2015)⁽²⁾ contava com dezesseis adultos, nos quais foram analisados os reflexos H obtidos no músculo SO antes e após (10 e 45 minutos) caminhada realizada a 4

km/h em aclone (2,9° a 8,5°), no plano horizontal e em declive (15°). A frequência cardíaca (FC), pressão arterial (PA) e percepção subjetiva de esforço (PSE) também foram mensuradas durante a caminhada. Os resultados demonstraram que após a caminhada em declive (CD) e em plano horizontal, houve uma redução significativa da razão Hmax / Mmax, sendo que houve uma maior redução na CD comparada à caminhada em plano horizontal. FC e PA foram maiores durante a caminhada em aclone, o que sugere que foi a condição que demandou mais esforço físico comparado às demais.

O resultado do estudo de Sabatier e colaboradores (2015)⁽²⁾ sugere que a CD pode envolver uma complexidade motora maior, caracterizada por contrações excêntricas de músculos do membro inferior e aumento da instabilidade postural⁽³⁹⁾ em comparação à caminhada em aclone. A diminuição da amplitude do reflexo H tem se mostrado mais acentuada em atividades que envolvem maior complexidade motora, como manutenção do equilíbrio sobre superfícies instáveis⁽⁷⁾, exercício de ciclismo agudo (com ou sem carga) em indivíduos saudáveis^(40, 41), atividade em cicloergômetro com resistência variável⁽⁴²⁾ ou com uma tarefa visual-motora⁽⁴³⁾.

Possivelmente, as diferenças demonstradas na modulação da excitabilidade espinal é refletida nos padrões cinemáticos e eletromiográficos únicos que cada grupo muscular exerce durante a caminhada com diferentes inclinações, como demonstrados por Lay e colaboradores^(37, 38). Principalmente, com relação à característica de contrações excêntricas observadas durante a CD, podendo levar a um aumento no feedback aferente, comparado à caminhada em aclone e em plano horizontal. Isto pode acarretar em uma maior atividade cortical, causando um aumento na inibição espinal mediada pelo córtex, manifestando-se como uma redução da excitabilidade espinal⁽²⁾. Desta forma, a mensuração de ações pré-sinápticas, como a IPS, poderia contribuir para a compreensão dos mecanismos responsáveis pela modulação da excitabilidade espinal.

1.4 – Caminhada para trás e plasticidade neuronal

Muitos estudos foram capazes de verificar melhoras da caminhada e equilíbrio durante a caminhada para frente⁽⁴⁴⁾. Contudo, outras intervenções, como caminhar para trás, também se mostraram eficazes em promover benefícios para o controle motor. Recentemente, a caminhada para trás (CT) tem sido cada vez mais usada na prática clínica como um exercício reabilitativo⁽⁴⁵⁾. Entre as melhoras observadas na

CT, foram reportados uma redução no comprimento da passada e um aumento na velocidade da caminhada, indicando um aumento na resistência dos membros inferiores⁽⁴⁶⁾. Também foi verificado que a CT demonstrou melhoras significativas no equilíbrio médio-lateral e ântero-posterior na postura ereta⁽⁴⁴⁾.

A análise biomecânica durante a CT mostrou vantagens com a intervenção em relação à caminhada tradicional. Caminhar para trás gerou uma carga mais significativa nos sistemas cardiovascular e respiratório e gerou um aumento mais substancial nas capacidades aeróbias e anaeróbias do que apenas caminhar para frente^(47, 48). Quando comparadas quanto à biomecânica, a CT mostrou ter menos impacto nas patelas e nas articulações patelo-femorais, uma vez que as articulações metatarsais entram em contato com a superfície de apoio primeiro^(44, 45). E também foi capaz de fortalecer naturalmente o quadríceps. Por outro lado, caminhar para a frente tem um impacto relativamente maior nas articulações do tornozelo e do joelho, uma vez que andar só é possível com a flexão do joelho ou quadril porque os tornozelos apresentam movimentos menores⁽⁴⁴⁾.

Além disso, a CT também não requer ferramentas ou equipamentos especiais, o que o torna eficaz e seguro para reduzir os riscos à saúde⁽⁴⁴⁾. E mesmo que a CT não seja uma prática diária, é eficaz para estimular os músculos das articulações dos joelhos e quadríceps de forma mais equilibrada. Portanto, indivíduos que apresentam quadros de dores nos joelhos, como a osteoartrite, podem se beneficiar dos efeitos terapêuticos positivos com o exercício de CT^(45, 49-51). Além disso, evidências recentes mostram a CT como uma potencial estratégia para melhorar o desempenho do equilíbrio e prevenir quedas em indivíduos saudáveis⁽⁴⁴⁾, pessoas que sofreram AVE⁽⁵²⁾ ou paralisia cerebral⁽⁵³⁾.

A partir da análise das fases da marcha durante a CT, foi possível observar um aumento considerável do reflexo H do SO no meio da fase de balanço pouco antes do início de sua atividade extensora do tornozelo e cerca de 150 ms antes do contato do dedo do pé, o que foi considerado inesperado, pois durante o meio da fase de balanço, o SO estava inativo e o TA estava ativo⁽⁵⁴⁾. Diferentemente, durante a caminhada para frente, o reflexo H do SO aumenta progressivamente durante a fase de apoio quase em paralelo com a atividade eletromiográfica do SO⁽²³⁾, e é praticamente inativo durante a fase de balanço enquanto o TA está ativo^(23, 54), demonstrando que o padrão de modulação do reflexo H durante a caminhada normal segue um padrão clássico de inibição recíproca entre músculos antagonistas⁽⁵⁵⁾.

Posteriormente, foi sugerido que a alta amplitude do reflexo H do SO no meio da fase de balanço na CT está relacionada às incertezas da tarefa, como estimar o momento de contato do pé com o solo e na perda do equilíbrio⁽⁵⁶⁾. Neste sentido, foi verificado em estudo posterior, que o reflexo H caiu para zero quando o indivíduo usava o apoio do corrimão e atingiu seu maior valor no pico da atividade do SO no contato do dedo do pé, como seria esperado⁽⁵⁶⁾. Por este motivo, é importante avaliar se a resposta da via do reflexo H poderia ser modificada por meio da alteração dos parâmetros da tarefa de caminhada como, por exemplo, durante a CT. Diferentes tipos de caminhada requerem ativação dos músculos das extremidades inferiores em padrões únicos de atividade eletromiográfica que refletem diferenças na produção motora e no feedback aferente^(37, 38).

1.5 – Caminhada com suporte de peso corporal

Além da caminhada em diferentes inclinações e direção, outros estudos têm reportado alterações agudas na excitabilidade espinal com o uso de treinamento de caminhada com suporte de peso corporal (TSP) para indivíduos com diversos tipos de disfunções (hemiplegia, doenças ortopédicas, paralisia cerebral, acidente vascular cerebral, doença de Parkinson)^(9, 57). O TSP no presente estudo, consistiu na utilização de um sistema de suspensão do corpo utilizando um motor elétrico que fica acoplado à uma trave acima da cabeça do indivíduo e que serve para aliviar um percentual do peso corporal do participante (Figura 6), ao longo da caminhada em uma esteira. Este treinamento fornece remoção simétrica do peso das extremidades inferiores, facilitando a caminhada dos pacientes com condições neurológicas, como as supracitadas, que possuem tipicamente alguma característica de restrição motora que impedem ou dificultam a caminhada com o peso corporal total⁽⁵⁷⁾. De acordo com Visintin et al. (1998) esta estratégia de treinamento fornece abordagem dinâmica e específica que integra três componentes essenciais da caminhada enquanto os pacientes caminham em uma esteira: suporte de peso (SP), passada e equilíbrio⁽⁵⁷⁾. O uso do treinamento de caminhada com SP originou-se de experimentos com animais com transecção completa da medula espinal, os quais estabeleceram que o treinamento atua em osciladores neuronais responsáveis pelo padrão de locomoção automático, conhecidos como geradores centrais de padrão (*central pattern generator* - CPG)⁽⁵⁸⁾. Nesse contexto, tem-se demonstrado que a ativação de circuitos

oscilatórios (CPGs) induzem supressão da excitabilidade reflexa, mesmo no membro remoto⁽⁵⁹⁾, em diferentes contextos motores⁽¹⁶⁾ e patologias⁽⁶⁰⁾.



Figura 6. Esteira computadorizada (TK35, Cefise, Brasil), trave de suspensão com colete e o motor elétrico.

Um dos motivos principais de se utilizar a caminhada com SP está no custo metabólico diminuído durante a tarefa. E o custo metabólico durante a caminhada está envolvido em basicamente duas tarefas biomecânicas: na geração de força para suportar o peso corporal (~28%) e a produção de trabalho para redirecionar o centro de massa durante as fases da passada (~45-47% da potência metabólica líquida em terreno plano)⁽⁶¹⁾. Durante a CD, por exemplo, há uma diminuição líquida na energia potencial gravitacional devido a uma diminuição na altura do centro de massa, o que resulta em flutuações de energia mecânica assimétricas ao longo do passo. A troca desigual de energia potencial cinética e gravitacional provavelmente altera as demandas musculares e, portanto, a energia metabólica necessária para o SP corporal durante a CD⁽⁶¹⁾.

Em estudo anterior, Watanabe et al. (2014)⁽⁹⁾ investigaram o uso terapêutico da caminhada na esteira usando um dispositivo de SP, e avaliaram as mudanças na dinâmica circulatória e nas atividades musculares com vários níveis de suporte. Foi demonstrado que a razão H_{max} / M_{max} foi significativamente maior após 6 min de caminhada na velocidade máxima durante 30 min para os participantes que realizaram a caminhada com peso total (PT) e com 20% de SP comparados ao grupo com 40% de SP. Além disso, não houve diferenças significativas relativas à temperatura da pele nos 30 minutos após a caminhada normal, porém houve uma diferença significativa após a caminhada na velocidade máxima para os 3 grupos até 30min após. A temperatura da pele antes e após o exercício foi mensurada como um parâmetro útil na avaliação da microcirculação, pois parece existir uma forte correlação entre a temperatura da pele com o fluxo sanguíneo muscular⁽⁹⁾. Os resultados de Watanabe et. al. (2014) demonstram que a caminhada com SP tem sido eficiente em gerar adaptações neurofisiológicas, sendo passível de ser usada como estratégia para pacientes com problemas de deambulação, como em indivíduos com lesão medular^(57, 62), osteoartrite^(63, 64), paralisia cerebral⁽⁶⁵⁾ e doença de Parkinson^(66, 67). Foram demonstrados também efeitos benéficos de aumento da velocidade e melhoria da capacidade de locomoção⁽⁹⁾, diminuição do consumo de oxigênio⁽⁶⁸⁾, diminuição da razão H_{max} / M_{max} do músculo SO⁽⁹⁾. Esta diminuição na razão H_{max} / M_{max} pode refletir uma possível inibição dos espasmos causados após acidente vascular cerebral (AVC), o que torna a caminhada com SP bastante útil para pacientes com hemiplegia⁽⁹⁾. Por outro lado, como demonstrado por Watanabe et. al. (2014) um aumento na razão H_{max} / M_{max} também sugere uma facilitação dos MNs, o que pode ser desejável para aumentar a força muscular em indivíduos saudáveis⁽⁹⁾.

2 – OBJETIVO GERAL

O presente estudo tem como objetivo avaliar as alterações dos parâmetros da curva de recrutamento após 10 e 45 min de sessão de caminhada realizada em declive e caminhada para trás com peso total e com suporte de peso.

2.1 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar as alterações dos parâmetros relativos à curva de recrutamento do reflexo H (H_{max} / M_{max} , *Slope*, H_{lim} , H_{50} , H_{100} e seus respectivos valores de corrente, C-*lim*, C-50 e C-100) após a CD e a CT com diferentes níveis de

suporte (PT e 20% de SP). Os parâmetros associados às sub-populações de unidades motoras (H_{lim}, H₅₀, H₁₀₀) foram comparados com os respectivos parâmetros previstos pelo modelo (H@_{lim}, H@₅₀ e H@₁₀₀);

- Comparar as alterações na IPS D1 e D2 após a CD e CT realizada em diferentes condições de SP.
- Verificar as alterações na FC e PSE na CD e CT em diferentes condições.

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 – Amostra

Participaram dos experimentos quinze voluntários, sendo 9 homens e 6 mulheres ($26,2 \pm 5,8$ anos; $76,15 \pm 17,98$ kg; $1,72 \pm 0,10$ cm) adultos saudáveis, praticantes de treinamento resistido com no mínimo 6 meses de prática, sem histórico de doenças neurológicas ou lesões em membros inferiores nos últimos 6 meses anteriores à pesquisa. Os participantes foram recrutados por meio da divulgação de cartazes fixados em pontos estratégicos do campus universitário onde as pesquisas foram realizadas.

Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (FS/UnB) (CAAE: 31073020.8.0000.0030). Os participantes foram instruídos a abster-se de atividades físicas extenuantes e do consumo de qualquer tipo de substâncias estimulantes ou psicotrópicas durante o estudo.

Como critério de descontinuidade, foram desligados do estudo os participantes que iniciaram algum tipo de prática esportiva ou exercício resistido para membros inferiores durante o período do experimento e os que não compareceram às avaliações pré ou pós-intervenção.

Todos os procedimentos foram realizados no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Universidade de Brasília (FEF/UnB).

3.2 - Instrumentação

Os registros de massa e estatura dos participantes foram realizados por meio de uma balança digital (Welmy, Brasil) e de um antropômetro.

A esteira utilizada durante os testes/treinamento foi a TK35 (Cefise, Brasil) (Figura 7). Possui capacidade de carga de 250kg, com variação de velocidade de 0 a

35 km/h, com incrementos de 0,05 km/h. Possibilidade de inclinação de 0 a 30%, com incrementos de 0,1% e declinação de 0 a -30%, por inversão de rotação. Também possui um sistema de suporte total ou parcial de peso corporal, que foi controlado por meio de uma veste (*harness* ou cinta de segurança), que contém uma célula de carga para medir o peso, fixada a uma trave de suspensão com um motor elétrico acoplado (para elevar o sujeito) (Figura 6-8).

Para a aquisição do eletromiograma, foi utilizado o sistema de captação de sinais eletrofisiológicos e estimulação elétrica Neuropack X1 MEB 2300 (Nihon-Kohden, Japão). O equipamento possui resolução de 18 bits, modo de rejeição comum de 112 dB, impedância de entrada de até 1000 M Ω , amplificadores de 12 canais e quatro canais de estimulação. A taxa de amostragem foi de 10kHz, com banda do filtro de 10Hz à 1kHz, para os experimentos com reflexo H.

Foi utilizado o monitor de frequência cardíaca HEM-7113INT (OMRON, Japão) para a mensuração da frequência cardíaca.

Para a medição da PSE, foi utilizada a escala de Borg adaptada, com medidas de 0 (muito fácil) até 10 (exaustivo)⁽⁶⁹⁾.



Figura 7. Voluntário com colete de suspensão durante a caminhada em declive.



Figura 8. Voluntário com colete de suspensão durante a caminhada para trás.



Figura 9. Motor elétrico sobre a trave de Suspensão em detalhe.

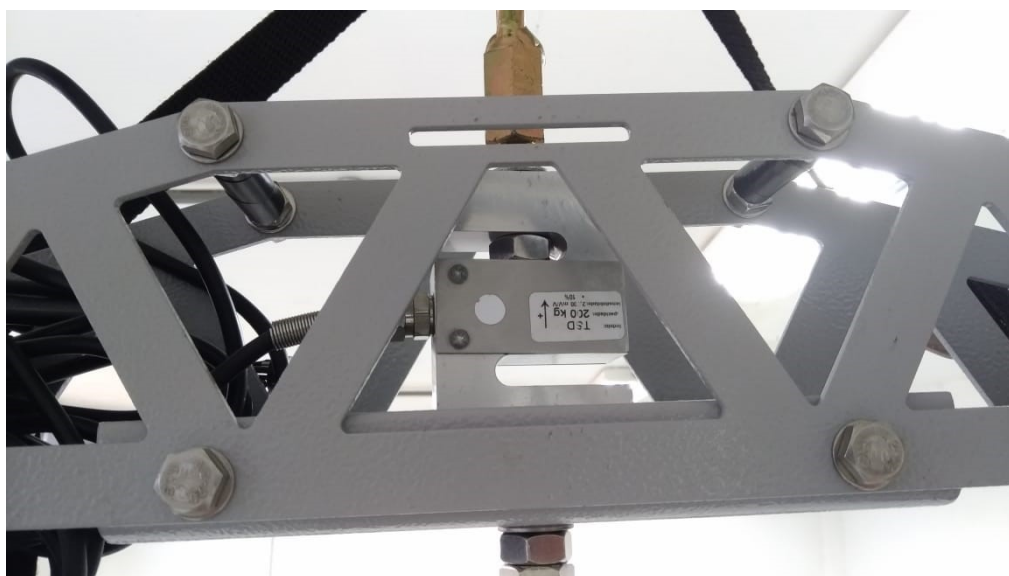


Figura 10. Célula de carga em detalhe

3.3 – Aquisição do Reflexo H

O reflexo H foi evocado no SO, com os participantes sentados em uma posição semi-inclinada com o quadril a 120° e o joelho a 30° . A atividade eletromiográfica do músculo SO foi registrada por meio de eletrodos bipolares, que foram posicionados 4 cm abaixo do encontro das duas cabeças do gastrocnêmio, acima da aponeurose do músculo SO, com 2 cm de distância entre eles⁽⁷⁰⁾. Um eletrodo de terra foi colocado sobre uma referência óssea. Foi realizada a abrasão da pele do participante, com álcool, previamente à colocação dos eletrodos, mantendo-se impedância abaixo de

10M Ω . Canetas com tinta permanente foram utilizadas para determinar o posicionamento dos eletrodos para as sessões realizadas no mesmo dia. Os reflexos foram evocados a partir da estimulação do nervo tibial (pulso retangular com 1 ms de duração) por meio de um eletrodo bipolar localizado na fossa poplíteia. Anteriormente aos testes, o estimulador foi utilizado para encontrar o ponto no qual o reflexo H é obtido sem a presença da onda M.

Após o registro da intensidade do estímulo mínima para a obtenção da onda H (Hlim), a intensidade do estímulo foi aumentada até encontrar-se corrente associada à onda H máxima (Hmax). O intervalo entre os valores de corrente limiar da onda H, e aqueles associados à Hmax (faixa de intensidade Hlim-Hmax), foi dividido em 11 estímulos igualmente espaçados para a obtenção da alça ascendente da curva de recrutamento.

Como o reflexo H varia mesmo com a intensidade de estímulo constante (devido às influências descendentes e periféricas), a estimulação foi aplicada por 5 vezes seguidas em cada uma das 11 intensidades escolhidas para poder calcular a média do reflexo H para um estímulo específico. Os estímulos foram liberados em intervalos aleatórios entre 2 e 7 segundos para minimizar efeitos de expectativa de ocorrência de estimulação por parte do sujeito. Na sequência dos estímulos, foram obtidos pontos da fase descendente da curva até a obtenção da onda Mmax com média de 2 respostas para cada ponto.

3.4 – Inibição pré-sináptica (IPS)

Para avaliar o grau de IPS sobre os terminais da aferente Ia de um único músculo antes e depois das condições, um paradigma C-T foi usado. Assim, o reflexo H foi condicionado por um pulso elétrico retangular (1ms de duração), aplicado ao nervo fibular, com o eletrodo bipolar posicionado abaixo da cabeça da fíbula e uma intensidade de 1,5 vezes o limiar motor, 15 ms (IPS-D1) e 100 ms (IPS-D2) antes da aplicação do estímulo que evoca o reflexo H. Um total de 20 estímulos (10 condicionantes e 10 testes) foram liberados em cada intervalo de tempo.

Os estímulos condicionantes foram liberados de maneira aleatória. O tempo do estímulo e a aquisição dos dados foram controlados pelo software Neuropack X1 (NIHON KOHDEN - MEB 2300 v. 03 -01). A amplitude da resposta reflexa (sem estímulo condicionante) foi de 20 a 30% da resposta máxima (Mmax), pois as

respostas reflexas em torno dessa faixa são mais responsivas ao condicionamento⁽⁷¹⁾. A presença de uma onda M constante foi monitorada para garantir a eficácia da estimulação adequada.

Para controlar a estimulação condicionante no nervo fibular, a presença de uma onda M constante (ou, quando possível, onda H) com cerca de 100 μV (ou condizente com a estimulação de 1,5 limiar motor) foi monitorada no músculo tibial anterior (TA) durante todo o experimento. Para cada sujeito, a ordem das coletas (condicionamento D1 ou D2) foi realizada aleatoriamente.

3.5 – Delineamento Experimental

Os participantes compareceram ao laboratório em 4 dias diferentes (visitas), com intervalo de 1 semana. A cada dia era realizada uma sessão de treino de caminhada em esteira computadorizada por 20 minutos. A duração da caminhada foi selecionada com base em estudos anteriores que relataram mudanças nas respostas do reflexo H^(35, 36). A inclinação da pista em declive foi de -15% (8°). Quatro condições foram testadas em cada visita, e as condições foram aleatorizadas:

- Caminhada em declive com peso total (CDPT);
- Caminhada em declive com suporte de 20% de peso total (CDSP)
- Caminhada para trás com peso total (CTPT);
- Caminhada para trás com suporte de 20% de peso total (CTSP).

Nas condições com SP, o voluntário era vestido com o colete de segurança que era acoplado ao motor da trave de suspensão elétrica e em seguida era totalmente erguido. O seu peso corporal era mensurado pela célula de carga (em N) e anotado. Em seguida, era feito o cálculo de 20% do peso corporal e o voluntário era abaixado até que a célula de carga computasse o valor de 20% do peso do voluntário. Na primeira visita, foi realizada a primeira sessão experimental, que consistiu na aquisição do reflexo H em repouso (posição sentada), seguida da primeira sessão de caminhada (20 minutos). Antes da caminhada, em repouso, foram adquiridas as medidas de frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA). Durante a caminhada, a FC e a PSE foram adquiridas a cada 5 min. A velocidade inicial da CD era 4km/h e para a CT de 3km/h era ajustada de acordo com a PSE para manter a caminhada em um nível moderado (PSE 4). O participante utilizou colete de suporte de peso corporal

em todas as condições experimentais para evitar quedas. Após a caminhada, foi obtida a curva de recrutamento do reflexo H (10 minutos e 45 minutos após a caminhada), seguida da avaliação do IPS e das medidas de FC e PA.

3.6 – Processamento dos Sinais

Os valores de amplitude pico-a-pico do reflexo H e da onda M foram calculados *offline* por meio de uma rotina escrita em ambiente MATLAB (versão 7.0, MathWorks, Inc.). Os valores de amplitude (do reflexo H e da onda M) e de corrente foram normalizados, respectivamente, pela onda Mmax e pela corrente necessária para se evocar uma onda M com amplitude equivalente a 50% da Mmax (c50%Mmax). Os parâmetros associados à alça ascendente da CR do reflexo H foram estimados por meio de um ajuste sigmoidal realizado por uma rotina escrita em ambiente MATLAB. A função ajustada (curva logística) foi a sugerida por Klimstra e Zehr (2008).

Os coeficientes da curva foram estimados utilizando a técnica dos mínimos quadrados iterativos (função *nlinfit* do MATLAB). Após realizado o ajuste sigmoidal, as amplitudes dos parâmetros Hlim, H50 e H100 foram obtidas da alça ascendente da curva, e esses valores correspondentes à condição PRE caminhada foram comparados às amplitudes das curvas POS e POS45, para os mesmos valores de corrente da curva PRE. Assim, no caso do Hlim, por exemplo, o mesmo valor de corrente necessário para se evocar o Hlim na situação PRE foi usado para encontrar o respectivo valor de amplitude na curva ajustada a partir dos dados da condição POS. Os parâmetros obtidos das curvas na condição experimental (POS e POS45) são indicados como "@", ou seja, o valor de amplitude "na" (ou "at" - @, em inglês) corrente que gerou o reflexo H na condição PRE (H@limiar, neste exemplo) (Figura 11).

Para calcular o nível de IPS, foi utilizado um valor percentual da diminuição da amplitude do estímulo condicionado que foi obtido a partir da subtração das amplitudes pico-a-pico (normalizadas pela Mmax) dos reflexos H controle (Hcont) pelos valores dos reflexos H condicionados (Hcond), divididos pelo reflexo H controle e multiplicados por 100, segundo a equação abaixo, que foi usada para ambos os intervalos (D1 e D2):

$$IPS = \frac{H_{cont} - H_{cond}}{H_{cont}} \times 100$$

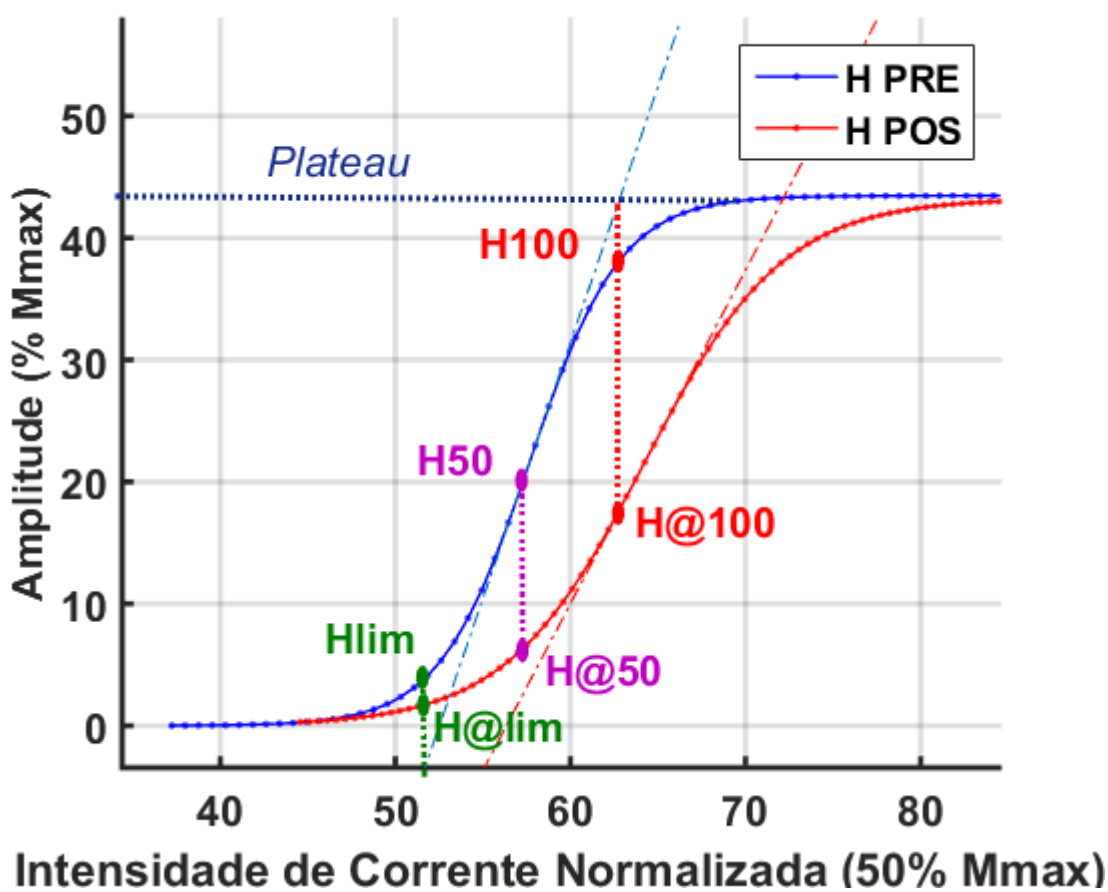
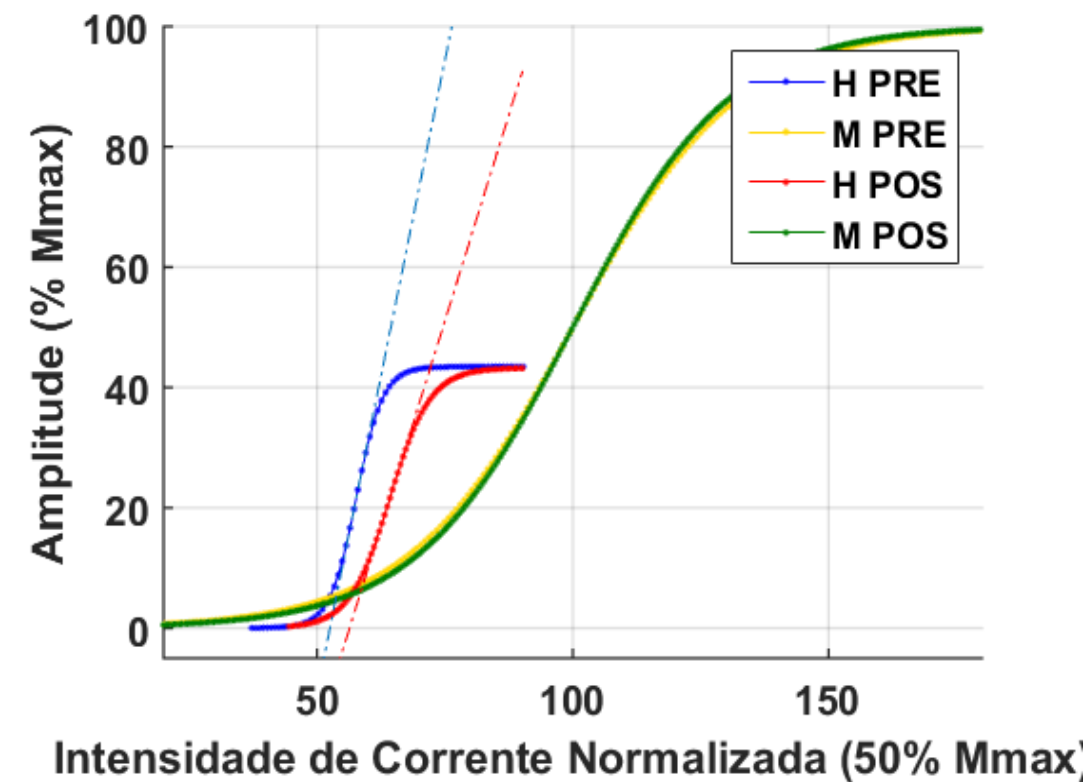


Figura 11. O painel superior mostra a sobreposição de curvas obtidas na condição PRE e POS caminhada. As amplitudes das curvas e as correntes estão normalizadas. O painel inferior mostra um

trecho ampliado do painel superior com os dados de voluntário representativo com diminuição da amplitude dos parâmetros “@” indicados na condição POS, para os mesmos valores de corrente dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da condição PRE. Note no painel de cima a sobreposição das curvas das ondas M indicando excelente controle experimental (dados do autor).

3.7 – Análise Estatística

As medidas foram determinadas para cada tempo dentro de cada condição e as variáveis dependentes foram: Hlim (H@lim); H50 (H@50); H100 (H@100); Hmax; *Slope*; IPS-D1; IPS-D2; FC; PSE; PA. Inicialmente, foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados. Uma ANOVA de medidas repetidas de duas vias foi aplicada para detectar diferenças nos parâmetros do reflexo H entre as situações (PRE x POS x POS45) e entre as condições (CDPT x CDSP e CTPT x CTSP). Quando necessário, um teste post hoc LSD foi empregado para detectar diferenças significativas. Para detectar diferenças nas medidas de FC, PSE e PA entre as condições (CDPT x CDSP e CTPT x CTSP), foi aplicado um teste-t para amostras independentes. Para análise dos dados, foi utilizado o programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, EUA) versão 17.0. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$.

4 – RESULTADOS

4.1 - Caminhada em declive

Os dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CDPT e CDSP estão apresentados na tabela 1. Os resultados da ANOVA de duas vias de medidas repetidas revelaram que houve efeito principal significativo entre os tempos para o parâmetro Hlim, que representa a ativação dos MNs menores ($F_{1,11} = 2,602$; $p = 0,135$; $\eta^2p = 0,191$), com diminuição da amplitude reflexa na situação POS em comparação à PRE ($p=0,035$) (Figura 12A). Também foi revelado um efeito significativo para o parâmetro H50 ($F_{1,12} = 0,133$; $p = 0,721$; $\eta^2p = 0,011$) com um aumento na situação POS45 em comparação à POS ($p=0,036$), indicando uma recuperação dos valores de amplitude para os valores basais (controle – PRE) (Figura 12B). Para o parâmetro que representa a ativação dos MNs maiores, H100, foi encontrado um efeito significativo entre as situações ($F_{1,12} = 5,365$; $p = 0,039$; $\eta^2p = 0,309$) com diminuição das amplitudes na situação POS em comparação a PRE ($p = 0,007$) e com aumento significativo do POS para o POS45 ($p = 0,044$) (Figura 12C).

Com relação ao parâmetro Hmax, foi detectado um efeito principal significativo entre os tempos ($F_{1,12} = 4,916$; $p = 0,047$; $\eta^2p = 0,291$) com diminuição significativa na situação POS ($p = 0,028$) (Figura 13B). Efeito principal significativo também foi encontrado para o parâmetro *Slope* ($F_{1,11} = 1,066$; $p = 0,324$; $\eta^2p = 0,088$) com diminuições da situação PRE para a POS ($p=0,006$) e também da situação PRE para a POS45 ($p = 0,038$) (Figura 13A).

Com relação aos valores de corrente, foram encontrados efeitos significativos para a CO-50 ($F_{1,12} = 0,184$; $p = 0,676$; $\eta^2p = 0,015$) que apresentou aumento significativo na situação POS em relação à PRE ($p=0,038$) e com recuperação na situação POS45 ($p=0,020$) (Figura 14B). A CO-100 ($F_{1,10} = 2,056$; $p = 0,182$; $\eta^2p = 0,171$) apresentou resultado qualitativamente idêntico, com aumento significativo da situação PRE para a POS ($p=0,015$) e diminuição da POS45 em comparação à POS ($p=0,031$) (Figura 14C).

Não foi possível detectar um efeito principal significativo entre os tempos para os parâmetros CO-Lim e nem para as medidas de IPS (IPS-D1 e IPS-D2) (Figura 14A e 15).

4.2 - Caminhada em declive com suporte de peso

Os resultados para Hlim, H50 e H100 foram qualitativamente idênticos à situação com PT. Os resultados da ANOVA de duas vias de medidas repetidas revelaram efeito principal significativo entre as situações para o parâmetro Hlim ($F_{1,11} = 2,602$; $p = 0,135$; $\eta^2p = 0,191$), com diminuição na situação POS ($p=0,006$) (Figura 12A). Também foi revelado um efeito significativo para o parâmetro H50 ($F_{1,12} = 0,133$; $p = 0,721$; $\eta^2p = 0,011$), porém com aumento da situação POS para POS45 ($p=0,026$) (Figura 12B). Para o parâmetro H100, foi encontrado um efeito significativo entre as situações ($F_{1,12} = 5,365$; $p = 0,039$; $\eta^2p = 0,309$) com diminuição na situação POS ($p=0,033$) e uma recuperação em POS45 ($p = 0,043$) (Figura 12C). Nenhuma diferença significativa foi detectada para o parâmetro Hmax. Do mesmo modo, os valores de *Slope* não foram diferentes ao longo das situações (Figura 13).

Com relação aos valores de corrente, foram encontrados efeitos significativos para a CO-Lim ($F_{1,13} = 0,770$; $p = 0,396$; $\eta^2p = 0,056$) com aumento da situação PRE

para a POS45 ($p=0,025$) e uma recuperação na situação POS45 ($p=0,001$) (Figura 14A). Para a CO-50 ($F_{1,12} = 0,184$; $p = 0,676$; $\eta^2p = 0,015$), da mesma forma que para a condição com PT, houve aumento na situação POS em comparação à PRE ($p=0,004$) e uma recuperação na situação POS45 ($p=0,004$) (Figura 14B), enquanto que a CO-100 ($F_{1,10} = 2,056$; $p = 0,182$; $\eta^2p = 0,171$) apresentou diminuição da situação POS45 em comparação à POS ($p=0,011$) (Figura 14C).

Não foi possível detectar um efeito principal significativo entre os tempos para os parâmetros *Hmax*, *Slope* e nem para as medidas de IPS (Figura 13 e 14).

4.3 – Caminhada em declive com peso corporal total (CDPT)X Caminhada em declive com suporte de peso (CDSP)

Os dados relativos à comparação dos parâmetros do reflexo H entre as condições CDPT e CDSP estão apresentados na tabela 2. Quando foram feitas as comparações entre as condições em cada situação, foi possível detectar um efeito principal significativo para o parâmetro *Slope* ($F_{2,22} = 2,969$; $p = 0,072$; $\eta^2p = 0,213$) que em POS foi maior em comparação ao CDPT ($p=0,04$), enquanto que em POS45 o efeito foi inverso, ou seja, houve diminuição do parâmetro com SP em comparação ao CDPT ($p=0,02$) (i.e., CDPT) (Figura 13A). Para o parâmetro CO-50 ($F_{2,24} = 7,610$; $p= 0,003$; $\eta^2p = 0,388$) detectou-se diminuição significativa com SP mas apenas para a situação POS ($p=0,04$) (Figura 14B).

Tabela 1: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CDPT e CDSP (Média, Desvio Padrão e Percentual de mudança)

CDPT	PRE			POS			POS45			Percentual de mudança		
	N	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45			
<i>Hlim (%Mmax)</i>	12	4,34 (1,82)	2,38 (2,10)	7,26 (8,47)	↓45%*	↑205%	↑67%					
<i>H50 (%Mmax)</i>	13	16,95 (5,20)	11,31 (8,44)	16,38 (9,99)	↓33%	↑45%*	↓3%					
<i>H100 (%Mmax)</i>	13	29,86 (9,16)	20,20 (9,98)	25,25 (10,50)	↓32%**	↑25%*	↓15%					
<i>Hmax (%Mmax)</i>	13	33,90 (10,40)	28,60 (10,06)	30,62 (9,13)	↓16*	↑7	↓10%					
<i>Slope</i>	12	1,12 (0,59)	0,73 (0,47)	0,83 (0,50)	↓35%**	↑14%	↓26%*					
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	14	49,18 (6,31)	51,52 (8,34)	47,98 (6,86)	↑5%	↓7%	↓2%					
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	60,98 (4,30)	64,84 (6,70)	59,75 (4,92)	↑6%*	↓8%*	↓2%					
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	11	69,98 (3,46)	77,36 (10,44)	69,58 (5,58)	↑10%*	↓10%*	↓0.5%					
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	16,94 (8,32)	20,17 (11,14)	14,30 (12,94)	↑19%	↓29%	↓15%					
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	14	26,90 (27,55)	20,82 (17,19)	18,86 (28,47)	↓23%	↓9%	↓30%					

CDSP	PRE			POS			POS45			Percentual de mudança		
	N	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45			
<i>Hlim (%Mmax)</i>	12	4,46 (1,82)	2,38 (1,82)	6,10 (6,27)	↓46%**	↑156%	↑37%					
<i>H50 (%Mmax)</i>	13	17,03 (6,11)	13,57 (9,93)	18,94 (12,45)	↓20%	↑39%*	↓11%					
<i>H100 (%Mmax)</i>	13	30,00 (10,77)	22,31 (13,45)	26,17 (13,12)	↓27%*	↑17%*	↓13%					
<i>Hmax (%Mmax)</i>	13	34,06 (12,23)	29,64 (12,95)	30,76 (11,07)	↓13%	↑4%	↓10%					
<i>Slope</i>	12	1,19 (0,60)	1,11 (0,60)	1,25 (0,82)	↓7%	↑13%	↑5%					
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	14	47,98 (8,50)	50,67 (7,05)	47,84 (6,34)	↑6%*	↓5%**	↓0,3%					
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	57,64 (5,67)	61,44 (6,86)	57,76 (7,51)	↑6%**	↓6%**	↑0,2%					
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	11	71,86 (12,69)	71,16 (7,19)	67,51 (6,38)	↓1%	↓5%*	↓6%					
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	14,94 (13,11)	13,09 (8,30)	11,71 (9,52)	↓12%	↓10%	↓22%					
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	14	27,53 (18,42)	26,25 (22,90)	20,12 (13,57)	↓5%	↓23%	↓27%					

(*)denotam diferenças significativas do teste de post-hoc ($p < 0,05$) entre as condições; (**) denotam diferenças significativas do teste de post-hoc ($p < 0,01$) entre as condições; DP= Desvio Padrão

Tabela 2: Comparação dos parâmetros do Reflexo H para os grupos CDPT x CDSP (Média e Desvio Padrão)

	N	PRE			POS			POS45		
		CDPT	CDSP	P	CDPT	CDSP	P	CDPT	CDSP	P
		Média (DP)	Média (DP)		Média (DP)	Média (DP)		Média (DP)	Média (DP)	
<i>Hlim (%Mmax)</i>	12	4,52 (1,73)	4,70 (2,15)	0,67	3,37 (4,50)	2,98 (2,44)	0,79	7,39 (8,05)	6,66 (6,17)	0,77
<i>H50 (%Mmax)</i>	13	18,95 (7,26)	19,67 (9,01)	0,67	10,29 (8,26)	13,24 (9,36)	0,31	19,05 (14,70)	19,45 (11,93)	0,84
<i>H100 (%Mmax)</i>	13	33,38 (12,95)	34,67 (15,89)	0,67	19,51 (9,69)	23,57 (13,07)	0,24	29,02 (14,99)	28,71 (13,88)	0,93
<i>Hmax (%Mmax)</i>	13	37,90 (14,52)	39,36 (18,04)	0,67	31,76 (12,50)	32,83 (14,67)	0,71	34,68 (14,02)	34,42 (14,12)	0,91
<i>Slope</i>	12	1,12 (0,59)	1,19 (0,60)	0,78	0,73 (0,48)	1,11 (0,72)*	0,04	1,24 (0,50)	1,24 (0,82)*	0,02
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	14	50,61 (8,23)	48,69 (8,65)	0,35	53,05 (9,99)	50,65 (6,79)	0,29	48,39 (6,71)	48,26 (6,32)	0,87
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	60,69 (8,13)	57,52 (7,40)	0,14	66,18 (11,37)	62,01 (10,53)*	0,04	61,01 (11,49)	58,31 (10,98)	0,18
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	11	70,77 (10,37)	70,23 (13,09)	0,88	79,31 (15,57)	74,48 (15,83)	0,17	73,62 (18,93)	68,45 (11,09)	0,14
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	20,10 (11,88)	17,70 (12,91)	0,50	19,69 (10,82)	17,93 (13,02)	0,64	17,03 (13,15)	13,17 (11,37)	0,42
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	14	27,38 (25,98)	28,91 (20,71)	0,79	20,51 (16,78)	27,04 (24,09)	0,23	19,62 (27,04)	21,18 (25,05)	0,83

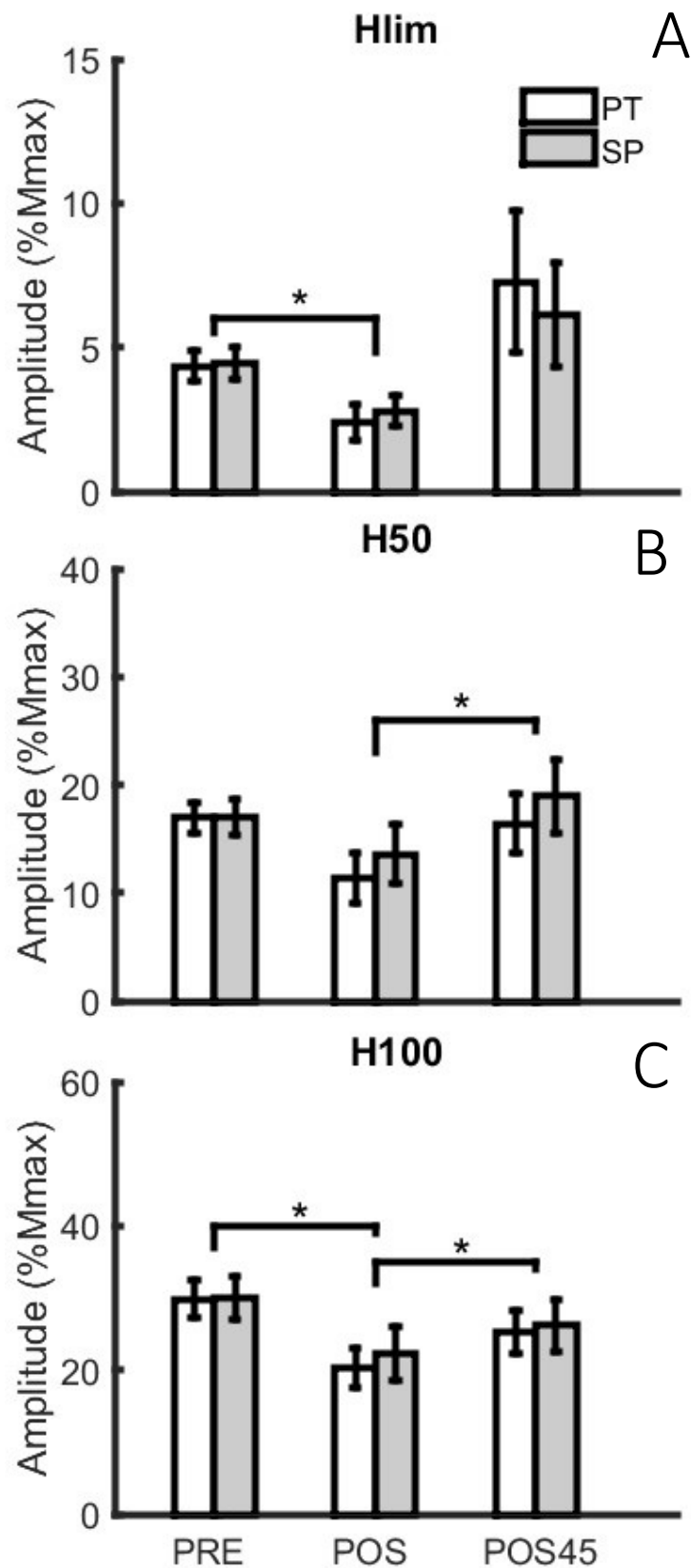


Figura 12. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da CR para as situações PRE (Hlim, H50 e H100), POS (H@lim, H@50 e H@100) e POS45 (H@lim, H@50 e H@100) e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso.

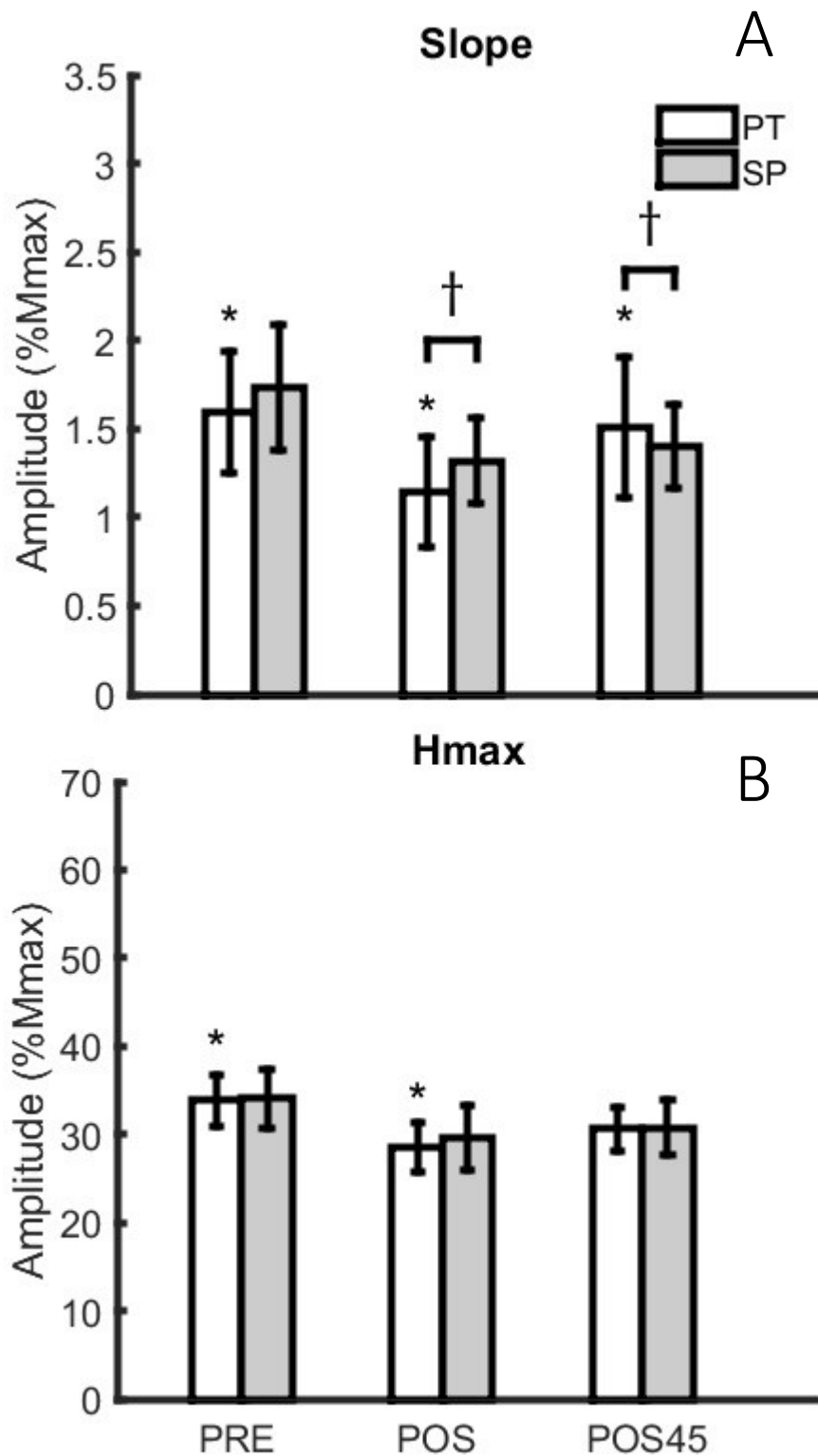


Figura 13. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão dos parâmetros *Slope* e *Hmax* da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CD20. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

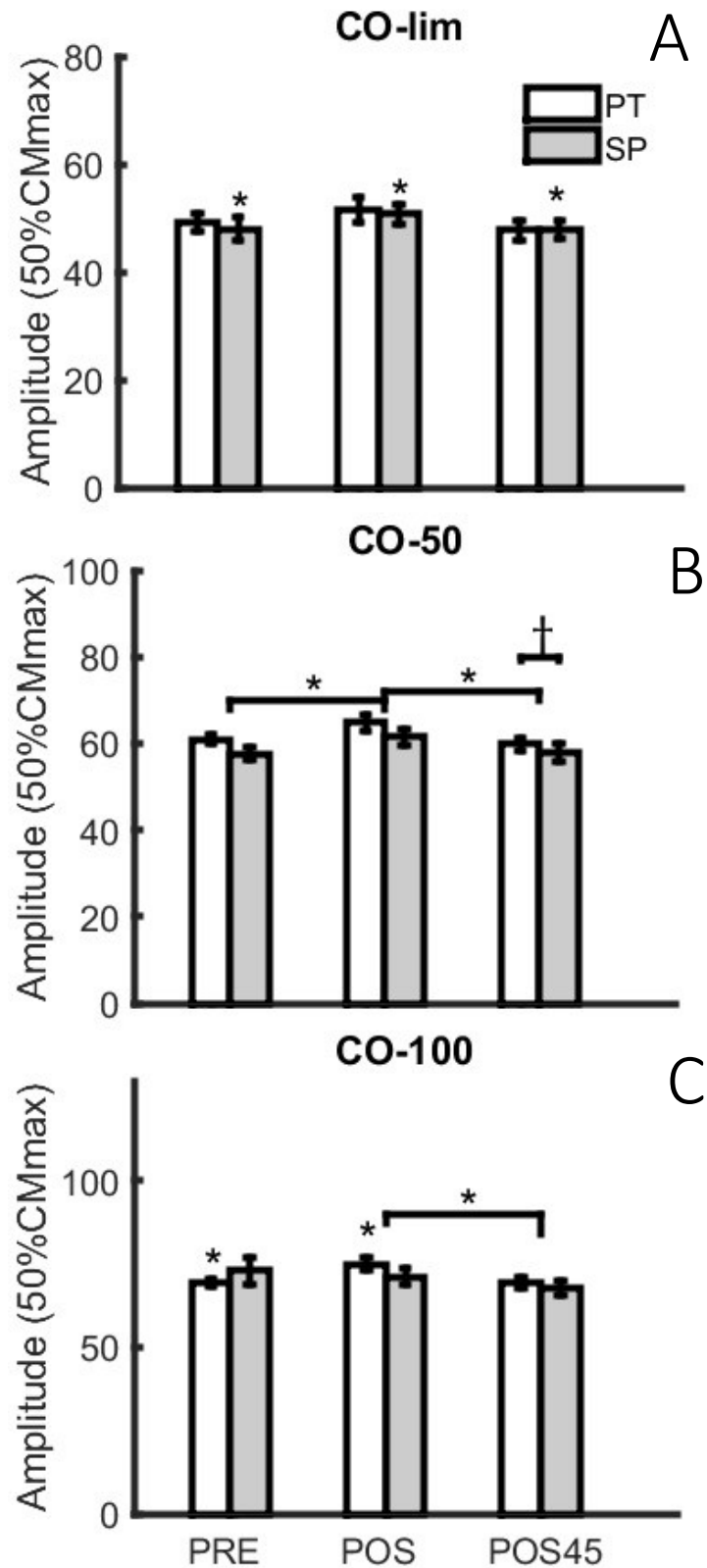


Figura 14. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão das correntes da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas

para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

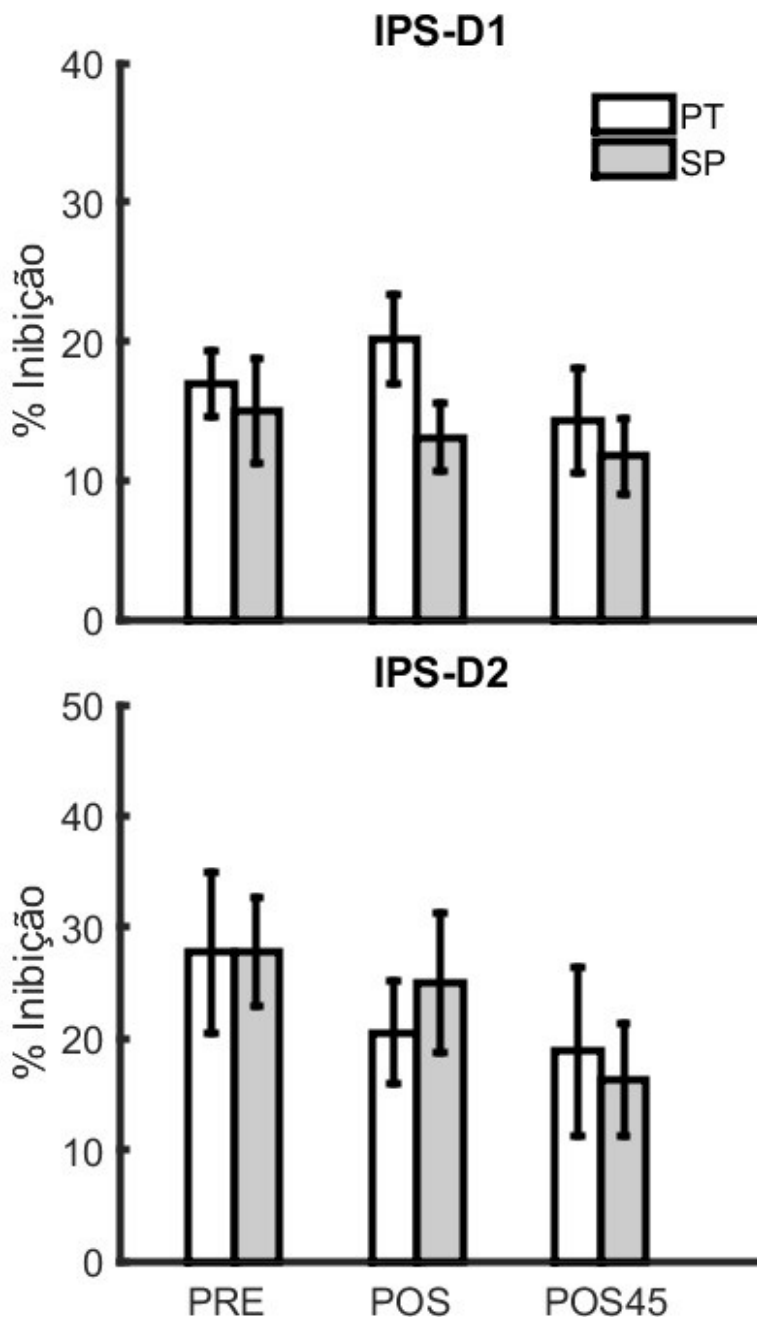


Figura 15. As barras representam a média e desvio padrão dos valores de IPS-D1 e IPS-D2 para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições de CDPT e CDSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

4.4 - Caminhada para trás

Os dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CTPT e CTSP estão apresentados na tabela 3. Os resultados da ANOVA de duas vias de

medidas repetidas revelaram que houve efeito principal significativo entre as situações para os parâmetros Hlim ($F_{1,13} = 6,010$; $p = 0,029$; $\eta^2p = 0,316$), H@50 ($F_{1,14} = 0,105$; $p = 0,751$; $\eta^2p = 0,007$), H@100 ($F_{1,13} = 11,085$; $p = 0,005$; $\eta^2p = 0,460$) e Hmax ($F_{1,13} = 6,364$; $p = 0,025$; $\eta^2p = 0,329$). Os parâmetros Hlim, H50, H100 e Hmax mostraram diminuição significativa na situação POS em comparação à PRE ($p=0,015$; $p=0,004$; $p < 0,001$, $p = 0,001$ respectivamente), porém apenas Hlim e H50 apresentaram uma recuperação da amplitude 45 min após o término da situação POS ($p=0,021$; $p=0,013$, respectivamente) (Figura 16). Contudo, os valores de amplitude relativos aos parâmetros H100 e Hmax continuaram significativamente menores em POS45 comparados ao controle (PRE), indicando persistência dos efeitos sobre as respostas reflexas especificamente para os MNs maiores ($p = 0,004$; $p = 0,018$, respectivamente) (Figuras 16 e 17). Efeito principal significativo também foi encontrado para o parâmetro *Slope* ($F_{1,12} = 7,084$; $p = 0,021$; $\eta^2p = 0,371$) com diminuição observada somente após 45 min ($p=0,020$), indicando que a mudança no ganho de recrutamento apenas se manifestou após o término da situação POS (Figura 17A).

Da mesma forma, a diminuição nos valores de CO-lim ($F_{1,12} = 4,086$; $p = 0,066$; $\eta^2p = 0,254$) e CO-50 ($F_{1,12} = 0,056$; $p = 0,817$; $\eta^2p = 0,005$) só foram observadas 45 min após a coleta PRE (em POS45) ($p = 0,007$; $p = 0,036$, respectivamente), indicando que a diminuição no limiar de disparo para os MNs recrutados primeiro, só ocorre tardiamente (Figura 18A-B).

Não foi possível detectar diferenças significativas entre os tempos para os parâmetros CO-100 e para as medidas de IPS (Figuras 18C e 19).

4.5 - Caminhada para trás com suporte de peso

Os resultados da ANOVA revelaram que houve efeito principal significativo entre as situações para o parâmetro Hlim ($F_{1,13} = 6,010$; $p = 0,029$; $\eta^2p = 0,316$), H50 ($F_{1,14} = 0,105$; $p = 0,751$; $\eta^2p = 0,007$), H100 ($F_{1,13} = 11,085$; $p = 0,005$; $\eta^2p = 0,460$) e Hmax ($F_{1,13} = 6,364$; $p = 0,025$; $\eta^2p = 0,329$). Os parâmetros Hlim, H50, H100 e Hmax mostraram diminuição na situação POS em comparação à PRE ($p<0,001$; $p<0,001$; $p < 0,001$; $p = 0,011$ respectivamente), com uma recuperação da amplitude 45 min após o término da situação POS ($p=0,011$; $p=0,005$; $p=0,016$, respectivamente), com exceção do Hmax (Figura 16). Os valores de amplitude relativos aos parâmetros H100 e Hmax não continuaram significativamente menores

em POS45 comparados ao controle, diferente da condição CTPT (Figuras 16 e 17). Efeito principal significativo também foi encontrado para o parâmetro *Slope* ($F_{1,12} = 7,084$; $p = 0,021$; $\eta^2p = 0,371$) com diminuição observada somente após 10 min ($p=0,037$), indicando que a mudança no ganho de recrutamento apenas se manifestou na situação POS (Figura 17A).

Diferentemente da condição com CDPT, observou-se uma diminuição dos valores de CO-lim ($F_{1,12} = 4,086$; $p = 0,066$; $\eta^2p = 0,254$), CO-50 ($F_{1,12} = 0,056$; $p = 0,817$; $\eta^2p = 0,005$) e CO-100 ($F_{1,12} = 0,056$; $p = 0,817$; $\eta^2p = 0,005$) após 10 min ($p=0,002$; $p=0,004$; $p=0,032$, respectivamente). E da mesma forma como foi observado durante a condição CTPT, a diminuição nos valores de CO-lim e CO-50 também foram observadas 45 min após a coleta PRE (em POS45) ($p = 0,002$; $p = 0,004$, respectivamente), indicando que a diminuição no limiar de disparo para os MNs recrutados primeiro ocorre já a partir de 10 min (Figura 18A-B).

Não foi possível detectar diferenças significativas entre os tempos para as medidas de inibição pré-sináptica (IPS-D1 e IPS-D2) (Figuras 18C e 19).

4.6 – Caminhada para trás com peso corporal total (CTPT) X Caminhada para trás com suporte de peso (CTSP)

Os dados relativos à comparação dos parâmetros do reflexo H entre as condições CTPT e CTSP estão apresentados na tabela 4. Quando foram feitas as comparações dos tempos entre as condições, não foi possível detectar um efeito principal significativo entre nenhum dos parâmetros da curva de recrutamento e nem para as medidas de IPS.

Tabela 3: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H para as condições CTPT e CTSP (Média, Desvio Padrão e Percentual de mudança)

CTPT	PRE			POS			POS45			Percentual de mudança		
	N	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45
<i>Hlim (%Mmax)</i>	12	4,71 (1,52)	2,97 (2,06)	5,68 (4,24)	↓37%*	↑91%*	↑20%					
<i>H50 (%Mmax)</i>	13	19,56 (6,22)	12,95 (7,19)	17,72 (9,68)	↓34%**	↑37%*	↓9%					
<i>H100 (%Mmax)</i>	13	33,50 (10,72)	22,93 (8,93)	25,94 (8,79)	↓31%**	↑13%	↓22%*					
<i>Hmax (%Mmax)</i>	13	38,04 (12,18)	30,54 (11,16)	32,19 (7,69)	↓20%**	↑5%	↓15%*					
<i>Slope</i>	12	1,32 (0,78)	0,98 (0,51)	0,85 (0,34)	↓26%	↓13%	↓37%*					
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	14	48,11 (6,69)	50,07 (5,54)	46,47 (4,97)	↑4%	↓7%**	↓3%					
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	58,70 (6,65)	60,36 (5,75)	58,14 (5,96)	↑3%	↓4%*	↓1%					
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	11	66,94 (10,10)	68,67 (9,06)	67,34 (11,03)	↑2%	↓2%	↑0.6%					
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	21,44 (13,02)	16,94 (12,84)	20,62 (14,82)	↓21%	↑22%	↓4%					
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	14	22,93 (27,58)	17,88 (22,24)	8,89 (18,39)	↓22%	↓50%	↓61%					

CTSP	PRE			POS			POS45			Percentual de mudança		
	N	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45	PRE vs POS	POS vs POS45	PRE vs POS45
<i>Hlim (%Mmax)</i>	12	4,92 (2,06)	2,52 (1,45)	8,48 (8,09)	↓49%**	↑236%*	↑72%					
<i>H50 (%Mmax)</i>	13	20,31 (8,43)	11,32 (7,40)	21,08 (16,45)	↓44%**	↑86%**	↓4%					
<i>H100 (%Mmax)</i>	13	33,54 (12,53)	23,04 (12,53)	28,68 (17,28)	↓31%**	↑24%*	↓14%					
<i>Hmax (%Mmax)</i>	13	38,08 (14,22)	35,54 (14,71)	33,88 (16,77)	↓7%*	↓5%	↓11%					
<i>Slope</i>	12	1,27 (0,74)	1,03 (0,75)	1,05 (0,88)	↓19%*	↑2%	↓17%					
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	14	47,04 (5,60)	50,54 (7,16)	46,35 (7,06)	↑7%**	↓8%**	↓1%					
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	57,64 (5,67)	61,44 (6,90)	57,76 (7,51)	↑6%**	↓6%**	↑0,2%					
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	11	64,37 (8,25)	68,59 (10,48)	65,57 (12,11)	↓6%*	↓4%	↑2%					
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	18,69 (8,42)	15,09 (9,98)	19,45 (11,70)	↓19%	↑29%	↑4%					
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	14	13,39 (23,73)	14,05 (13,41)	16,19 (17,41)	↓5%	↑15%	↑21%					

(*)denotam diferenças significativas do teste de post-hoc ($p < 0,05$) entre as condições; (**) denotam diferenças significativas do teste de post-hoc ($p < 0,01$) entre as condições; DP= Desvio Padrão

Tabela 4: Comparação dos parâmetros do Reflexo H para os grupos CTPT x CTSP (Média e Desvio Padrão)

	N	PRE			POS			POS45		
		CTPT	CTSP	P	CTPT	CTSP	P	CTPT	CTSP	P
		Média (DP)	Média (DP)		Média (DP)	Média (DP)		Média (DP)	Média (DP)	
<i>Hlim (%Mmax)</i>	15	4,66 (1,48)	4,84 (2,01)	0,68	3,35 (2,46)	2,36 (1,53)	0,26	6,60 (5,40)	7,99 (8,04)	0,62
<i>H50 (%Mmax)</i>	14	19,56 (6,22)	20,31 (8,43)	0,68	12,95 (7,19)	11,32 (7,40)	0,55	17,72 (9,68)	21,08 (16,45)	0,48
<i>H100 (%Mmax)</i>	14	34,46 (10,97)	35,78 (14,86)	0,68	24,62 (20,81)	25,81 (16,15)	0,76	28,07 (11,82)	31,69 (20,32)	0,46
<i>Hmax (%Mmax)</i>	14	39,12 (12,46)	40,63 (16,87)	0,68	32,37 (12,89)	35,23 (17,57)	0,44	34,20 (10,75)	37,02 (20,23)	0,51
<i>Slope</i>	13	1,50 (0,89)	1,53 (0,99)	0,82	1,20 (0,76)	1,37 (1,13)	0,42	1,19 (1,00)	1,41 (1,29)	0,23
<i>CO-Lim (50%CMmax)</i>	13	48,95 (7,39)	47,96 (5,78)	0,59	50,87 (6,06)	51,43 (8,18)	0,79	47,56 (7,11)	42,69 (19,51)	0,31
<i>CO-50 (50%CMmax)</i>	13	58,56 (8,10)	57,52 (7,40)	0,56	60,42 (7,45)	62,01 (10,53)	0,49	58,46 (8,97)	58,31 (10,98)	0,94
<i>CO-100 (50%CMmax)</i>	13	68,17 (9,99)	67,08 (10,46)	0,63	69,97 (9,57)	72,60 (14,68)	0,42	69,37 (12,01)	73,93 (25,91)	0,44
<i>IPS-D1 (%inibição)</i>	12	20,23 (12,56)	19,25 (10,00)	0,77	14,80 (16,69)	15,71 (14,89)	0,83	16,83 (15,15)	21,45 (15,66)	0,36
<i>IPS-D2 (%inibição)</i>	13	24,12 (27,40)	19,74 (26,14)	0,57	20,50 (23,67)	22,14 (22,14)	0,83	12,15 (20,56)	23,16 (24,14)	0,17

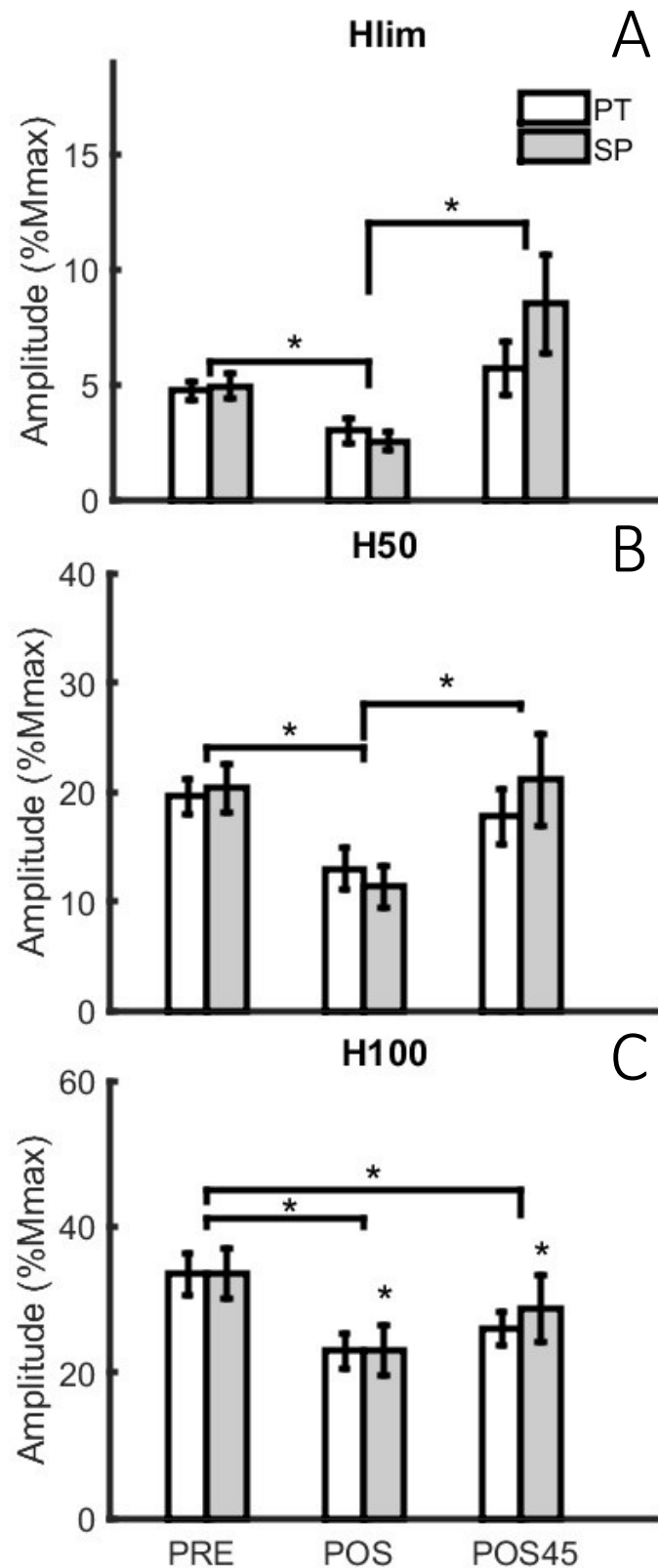


Figura 16. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão dos parâmetros Hlim, H50 e H100 da CR para as situações PRE (Hlim, H50 e H100), POS (H@lim, H@50 e H@100) e POS45 (H@lim, H@50 e H@100) e para as condições de CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

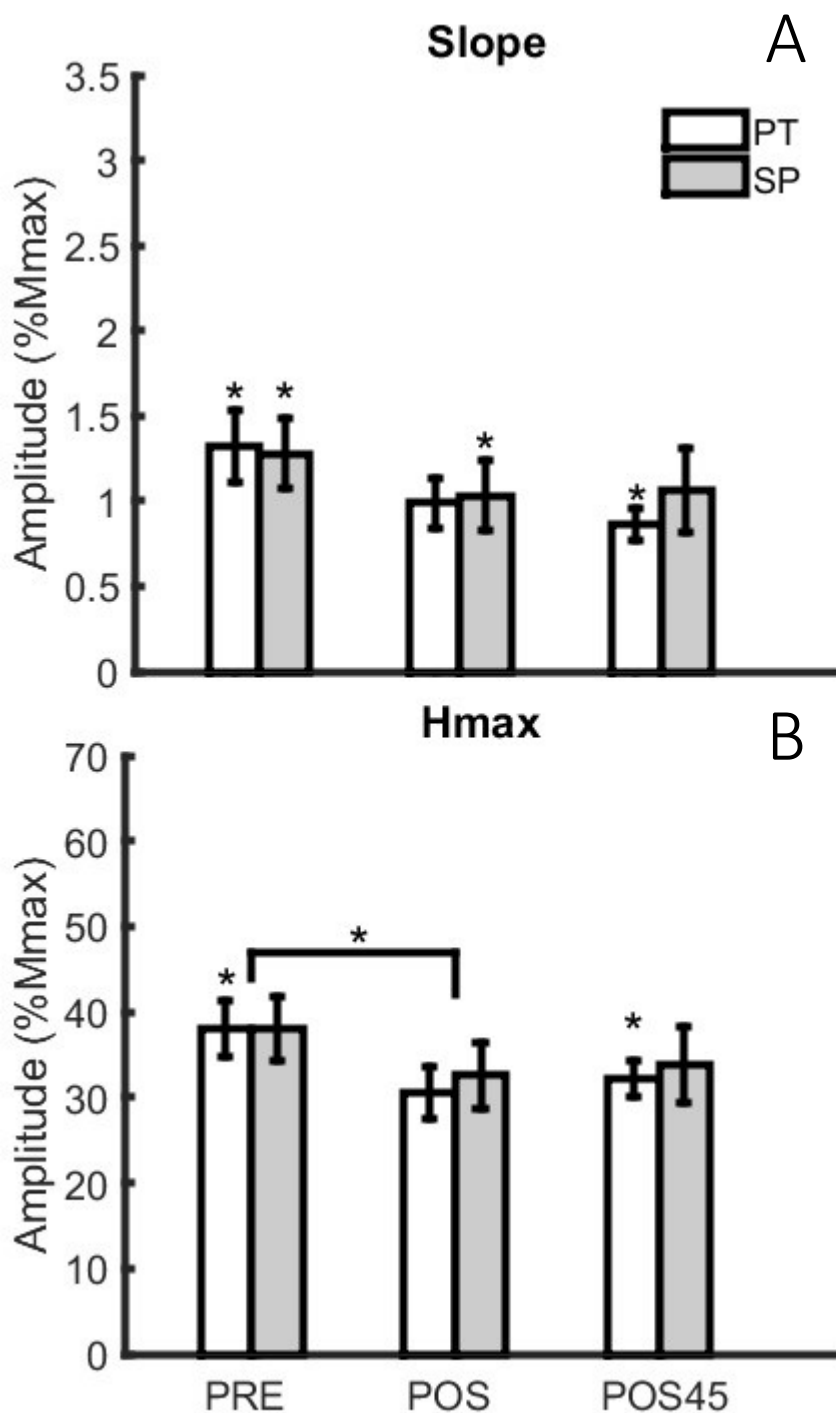


Figura 17. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão dos parâmetros *Slope* e *Hmax* da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT). A cruz (adaga) indica diferença entre as condições de peso para cada momento (PRE, POS ou POS45).

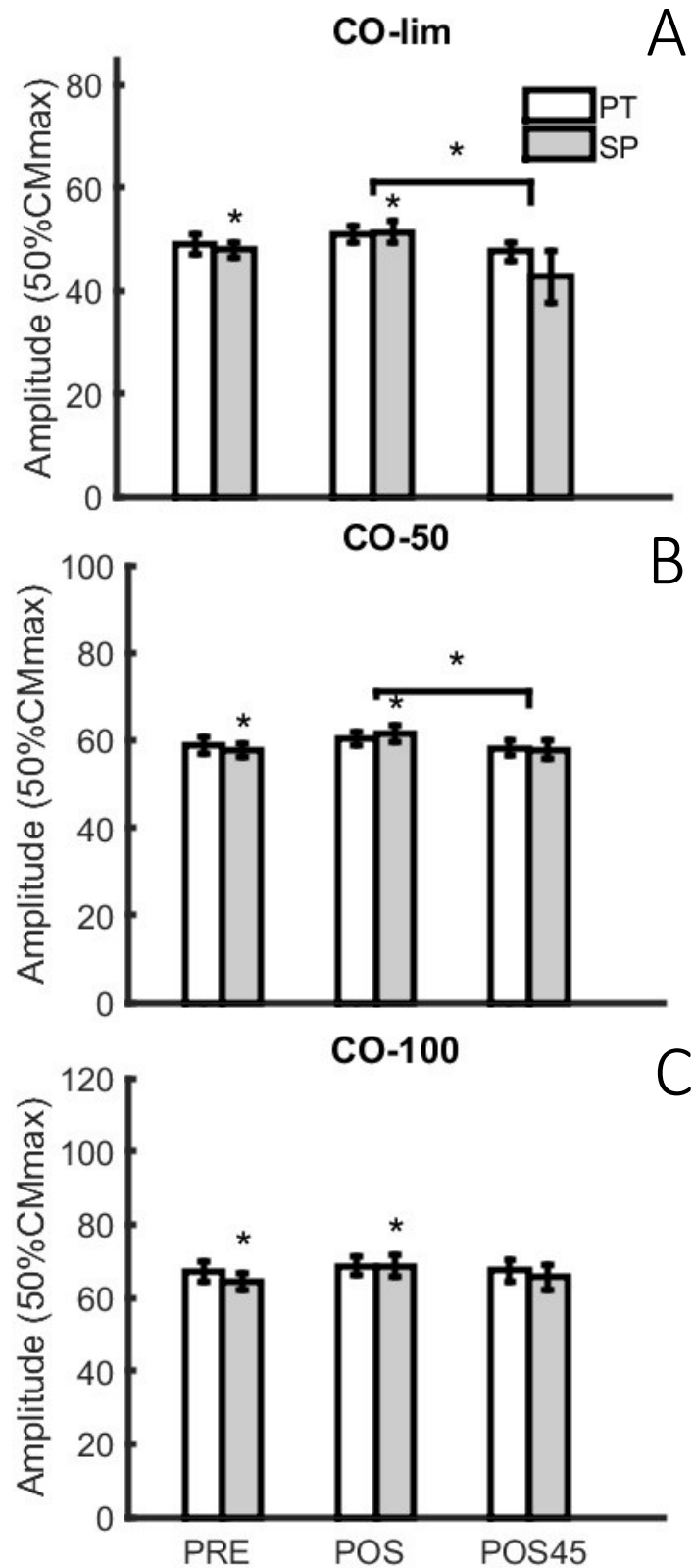


Figura 18. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão das correntes da CR para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

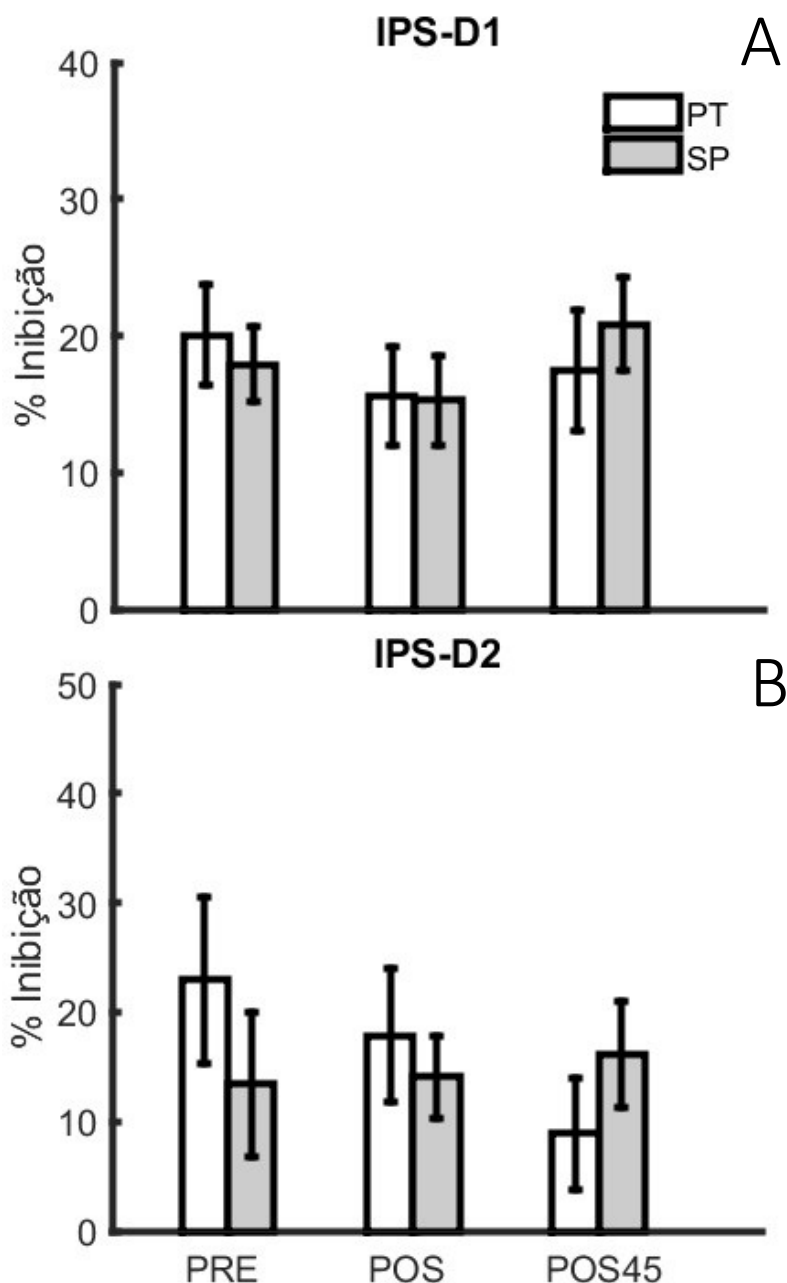


Figura 19. As barras representam a média e as linhas verticais os desvios padrão dos valores de IPS-D1 e IPS-D2 para as situações PRE, POS e POS45 e para as condições CTPT e CTSP. Asteriscos (*) indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as situações. As linhas horizontais indicam diferenças entre as situações para as duas condições de peso. Asterisco simples indica diferença entre as situações para uma única condição de peso (por exemplo, houve diferença entre PRE e POS apenas para PT).

4.7 – Medidas de Percepção Subjetiva de Esforço, Frequência Cardíaca e Pressão Arterial

De acordo com os resultados do teste-t independente, não foram encontradas diferenças significativas para as medidas de PSE e PA sistólica e diastólica entre as condições CDPT x CDSP e CTPT x CTSP. Foi encontrada somente uma diferença

significativa para a FC no minuto 20 da condição CTSP comparada a condição CTPT, indicando possivelmente um menor esforço durante a CTSP comparado CTPT.

Tabela 5: Dados relativos as medidas de PSE, FC e PRESSÃO ARTERIAL dos participantes (Média, Desvio Padrão)

	CDPT	CDSP	CTPT	CTSP
<i>PSE</i>				
5 MIN	3,14 (1,29)	3,14 (1,10)	3,36 (1,34)	3,21 (1,58)
10 MIN	3,93 (1,27)	3,43 (1,09)	4,07 (1,44)	3,79 (1,58)
15 MIN	4,64 (0,93)	3,93 (1,38)	4,57 (1,65)	4,43 (1,40)
20 MIN	4,71 (1,07)	4,07 (1,44)	5,21 (1,81)	4,71 (1,59)
<i>FC</i>				
5 MIN	106,69 (11,64)	105 (11,69)	105,54 (14,13)	100,38 (11,89)
10 MIN	109,54 (8,78)	106,62 (11,65)	110,08 (12,38)	105 (11,40)
15 MIN	115 (11,96)	114,62 (11,65)	114 (13,28)	105,85 (10,09)
20 MIN	117,46 (10,91)	113,46 (13,42)	117,54 (14,41)	107,85 (8,63)*
PRE	75,14 (10,93)	73,79 (10,99)	73,14 (11,81)	73 (10,88)
POS	72,29 (7,12)	72,93 (11,59)	76,43 (12,68)	72,21 (10,75)
POS45	70,93 (9,38)	71,29 (9,08)	74,71 (11,22)	71,43 (10,73)
<i>PRESSÃO ARTERIAL</i>				
<i>PRE</i>				
SIS	115,64 (10,46)	114,93 (9,95)	116,71 (11,72)	116,57 (11,52)
DIA	75,07 (10,24)	75,07 (7,76)	78,29 (7,99)	76 (11,11)
<i>POS</i>				
SIS	114,86 (10,76)	112,93 (9,09)	118,21 (10,05)	112,36 (10,62)
DIA	76,21 (9,60)	73,57 (9,44)	74,86 (8,87)	74,86 (8,01)
<i>POS45</i>				
SIS	114,07 (11,48)	114,43 (11,41)	115,86 (8,02)	117,14 (12,16)
DIA	74,93 (9,90)	75,57 (10,22)	76,43 (7,78)	75,71 (13,69)

(*)denotam diferenças significativas do teste-t($p < 0,05$) entre as condições;

PSE= percepção subjetiva de esforço; FC = frequência cardíaca; SIS = sistólica; DIA = diastólica

5 – DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar possíveis alterações na plasticidade da medula espinhal após uma sessão de CD e CT e se esses efeitos são semelhantes caso sejam realizados com o uso de SP.

O resultado geral foi uma diminuição da resposta reflexa após os dois tipos de marcha, em declive e para trás. Adicionalmente, não foi evidenciada uma diferença significativa entre esses efeitos nas condições de peso indicando que, de maneira geral, os efeitos podem ser manifestados também em situações de SP. Este resultado aponta para a possibilidade de utilização destas intervenções como estratégia de reabilitação para diferentes populações que possuem restrições ortopédicas e funcionais.

5.1- Caminhada em declive

Os resultados do presente estudo corroboraram com os demonstrados por Sabatier et. al. (2015), no qual observou-se que após a CD, houve uma redução significativa da razão H_{max} / M_{max} . Contudo, pelo menos para este parâmetro, não foi detectada diferença significativa quando o sujeito teve o seu peso reduzido. A abordagem analítica atualmente utilizada, por meio de parâmetros extraídos do ajuste sigmoidal da RC, permitiu explorar respostas que supostamente estão relacionadas a diferentes subpopulações de MNs da medula. Também foi possível observar uma diminuição do parâmetro *Slope* entre os tempos PRE e POS e entre os tempos PRE e POS45, indicando uma redução do ganho de recrutamento. Finalmente, foi verificada uma redução na excitabilidade dos MNs de menor tamanho após 10 minutos da sessão de caminhada, com uma recuperação após 45 min do término da caminhada. Com relação aos MNs de maior tamanho, houve uma redução na excitabilidade após 10 minutos da sessão de caminhada, porém não houve recuperação após os 45 min do término. Para o parâmetro H50, que representa os MNs de tamanho intermediário entre os primeiros MNs recrutados e os MNs recrutados tardiamente seguindo o princípio do tamanho⁽⁷²⁾, houve somente uma tendência a redução da excitabilidade após os 10 minutos da caminhada, com uma recuperação após os 45 minutos do término da caminhada. Muito embora, é importante reconhecer o fato de que a distribuição de limiares e o padrão de recrutamento dos MNs do conjunto é altamente não-linear, e as conclusões com relação ao recrutamento pelo estímulo elétrico devem ser feitas com reservas.

Portanto, uma vez que o parâmetro H100 não representa apenas os MNs de alto limiar dentro do conjunto de MNs, mas também os de baixo limiar⁽⁷³⁾, podemos observar que houve um efeito supressor geral para o conjunto de MNs, desde os de menor tamanho até os de tamanho maior, uma vez que o Hlim também apresentou redução na excitabilidade.

Inicialmente, é importante perceber que assim como existem adaptações neurofisiológicas após a caminhada em diferentes condições, também existem modulações da amplitude reflexa ao longo da fase da caminhada. Essas modulações podem auxiliar na compreensão das diferenças entre os tipos de caminhada, uma vez que as mudanças das propriedades de entrada-saída do circuito neural decorrentes da tarefa refletem um controle adaptativo dos parâmetros do reflexo de estiramento e que agem de acordo com as suas exigências biomecânicas^(23, 31). Em estudo clássico, Capaday e Stein (1986)⁽²³⁾ demonstraram que a amplitude do reflexo H do SO é fortemente modulada durante a caminhada em seres humanos, tendo um padrão de aumento durante a fase de apoio, condizendo com o aumento da atividade eletromiográfica do SO e é fortemente suprimida, ou completamente inibida, durante a fase de balanço, quando o TA está ativo⁽²³⁾. No entanto, a relação entre a amplitude do reflexo H do SO e o nível da atividade eletromiográfica *background* é fortemente dependente da tarefa motora⁽²³⁾. Já foi demonstrado que a caminhada realizada em diferentes níveis de inclinação demonstra diferentes estratégias de controle que auxiliam na adaptação das mudanças nas demandas ambientais^(37, 38). Neste sentido, Simonsen et. al. (1995)⁽⁷⁴⁾ demonstraram que o reflexo H foi fortemente modulado nas três condições de caminhada (plano horizontal, em aclave e em declive), verificando um aumento do reflexo H durante a fase de apoio e baixo ou ausente durante a fase de balanço. Contudo, a forma como aconteceu a modulação do reflexo H nas 3 condições foi diferente. Na caminhada em aclave, o reflexo H aumentou gradualmente durante toda a fase de apoio, parecendo seguir o padrão de eletromiografia do SO. Na condição em declive, a excitabilidade da via reflexa aumentou rapidamente no toque do calcanhar, assim como atividade eletromiográfica do SO, e foi observada uma co-contração do TA. Na caminhada em plano horizontal, houve um rápido aumento na excitabilidade reflexa percebido logo após o toque do calcanhar, mesmo com a atividade eletromiográfica do SO baixa ou ausente. De acordo com os autores, esta excitabilidade reflexa elevada logo antes do toque do calcanhar no solo e a co-contração do músculo TA, que aconteceu somente durante a caminhada em descida,

tem relação com a regulação da rigidez articular que é exigida com o objetivo de absorver a energia cinética do corpo que está em "queda livre"⁽⁷⁴⁾.

Das principais diferenças entre a caminhada em plano horizontal e a CD podemos citar que durante a CD, o joelho flexiona mais durante a fase de apoio para levar o corpo para baixo^(37, 38, 75), o que gera mudanças nas amplitudes de movimento do plano sagital de todas as três articulações dos membros inferiores⁽⁷⁶⁾. Na cinética articular, a caminhada inclinada induz maiores momentos de pico articular e forças de compressão articular nas articulações do quadril, joelho e tornozelo em comparação com a caminhada em plano horizontal, sendo maior para a articulação do joelho durante a CD⁽³⁷⁾. Durante a CD, por exemplo, a articulação do joelho gerou o trabalho mais negativo, o que levou a uma maior atividade dos extensores do joelho em comparação com a caminhada nivelada. O trabalho negativo é um fenômeno que acontece durante as contrações excêntricas, nas quais o músculo está gerando ativamente a força de contração enquanto é alongado na direção oposta. Portanto, o cálculo do trabalho negativo feito por um músculo pode ser usado para quantificar a quantidade de contrações excêntricas do músculo durante a caminhada.

Em estudo recente, Hu et. al. (2020)⁽⁷⁶⁾ demonstraram que os músculos dos membros inferiores realizaram grandes quantidades de trabalho negativo na CD em comparação com a caminhada nivelada. O fato da CD envolver uma complexidade motora maior do que a caminhada em plano horizontal, caracterizada por contrações excêntricas dos músculos do membro inferior e do aumento da instabilidade postural⁽³⁹⁾, por exemplo, pode explicar a redução da excitabilidade geral dos MNs. Durante as contrações musculares excêntricas, o estiramento é imposto ao músculo enquanto ele se contrai. Assim, o feedback aferente relacionado ao estiramento do fuso muscular aumenta durante a contração excêntrica comparada com as contrações musculares isométricas ou concêntricas. Isto pode acarretar em uma maior atividade cortical, causando um aumento na inibição espinhal mediada pelo córtex, manifestando-se como uma redução da excitabilidade espinhal⁽²⁾. O estudo de Vangsgaard et. al. (2013)⁽⁷⁷⁾ reportou uma redução no H50 (reflexo H a 50% do Hmax) após uma sessão de treino excêntrico no trapézio e no H50 e H75 (reflexo H a 75% do Hmax) após 24 h do treino excêntrico, o que corroborou com os resultados do presente estudo. Os autores sugerem que a curva de recrutamento do reflexo H sofreu um deslocamento para a direita, indicando que para a mesma intensidade usada para recrutar um reflexo H com 50% da amplitude do Hmax antes do exercício

excêntrico, foi encontrado um reflexo H com menor amplitude na curva do período após o exercício. De fato, foi possível verificar um reflexo de menor amplitude após o treino excêntrico⁽⁷⁷⁾, o mesmo observado no presente estudo para os parâmetros Hlim, H50 e H100.

É importante ressaltar que no presente trabalho avaliamos também os valores de corrente, e estes confirmam a hipótese dos autores de deslocamento da CR para a direita. A hiperpolarização atividade-dependente decorrente do disparo dos neurônios está associada a um aumento no limiar de ativação dos axônios observados durante estimulação elétrica. O mesmo poderia acontecer, por exemplo, após disparo repetitivo dos fusos musculares após exercício excêntrico. Dessa forma, o número de axônios aferentes la ativados por uma intensidade de estímulo constante provavelmente será menor imediatamente após o exercício. De acordo com Vangsgaard, a duração dessas mudanças depende do histórico de atividade, mas pode durar dezenas de minutos e, portanto, poderia contribuir para a mudança na curva de recrutamento do reflexo H na condição POS⁽⁷⁷⁾, como foi demonstrado no presente estudo (até 45 minutos para o H100). O motivo pelo qual o estudo de Vangsgaard não encontrou diferenças na razão H_{max} / M_{max} após exercício excêntrico realizado no trapézio é que o trapézio possui as fibras aferentes e eferentes trafegando em ramos nervosos separados. Como resultado, a colisão antidrômica (ou aniquilação), que é um fenômeno que afeta diretamente este parâmetro, não reduziu significativamente a amplitude reflexa. Além disso, como já mencionado, a razão H_{max} / M_{max} pode ser uma medida sensível, pois as respostas máximas representam uma maior fração do pool de MNs, e os efeitos condicionantes podem não ser fáceis de se observar. De fato, as mudanças na relação estímulo/resposta são mais facilmente detectáveis analisando um ponto na subida da curva de recrutamento devido a maior sensibilidade da resposta reflexa à condicionamentos de qualquer natureza⁽⁷¹⁾. Outros estudos relataram diminuição significativa na razão H_{max} / M_{max} imediatamente após o exercício excêntrico em outras musculaturas^(78, 79).

Reduções maiores no percentual de mudança na razão H_{max} / M_{max} após 20 min de corrida em declive a 50% Vo_{2max} comparado a corrida em plano horizontal na mesma intensidade relativa foram reportadas⁽⁷⁹⁾. De acordo Bulbulian e Bowles (1992), isto pode ter ocorrido em decorrência de uma seletividade da ativação das unidades motoras mais rápidas (tipo II) durante a contração excêntrica gerada durante

a corrida em declive, o que possivelmente gerou um desrecrutamento ou disfacilitação das unidades motoras ativadas previamente (fibras lentas), provavelmente mediado pela inibição recorrente⁽⁸⁰⁾. Devido ao fato de o reflexo H envolver primariamente a medidas dos MNs de menor limiar (fibras lentas), é possível que a supressão da razão H_{max} / M_{max} possa ter sido causada por uma inibição das fibras tipo I pelas fibras tipos II, preferencialmente ativadas durante a atividade excêntrica^(79, 81).

Outro ponto importante de destacar é que também foi encontrada uma da atividade eletromiográfica do TA maior imediatamente após o toque do calcanhar durante a CD em comparação com a caminhada em plano horizontal, ajudando a explicar o aumento da co-contração relatado para o declive⁽⁷⁴⁾. Essa ativação aumentada do músculo TA poderia facilitar a inibição recíproca do SO pelo TA, ajudando a explicar a diminuição do reflexo H do SO. Além disso, descobriu-se que a co-contração do TA-SO aumenta a inibição pré-sináptica e resulta na diminuição na amplitude do reflexo H do SO⁽⁷⁹⁾.

Em estudo anterior, Dragert e Zehr (2011) verificaram um aumento significativo no parâmetro $H@Limiar$ para o TA e o SO, fornecendo evidências de que após o treinamento de força de dorsiflexão unilateral, a capacidade de recrutar neurônios motores no arco reflexo foi aumentada no membro treinado. Essa adaptação induzida pelo treinamento foi atribuída a uma mudança na IPS ou na excitabilidade dos MNs de limiar de ativação menor. Apesar de muitos estudos constatarem que o padrão de modulação do reflexo H durante a caminhada normal segue o padrão clássico de inibição recíproca entre músculos antagonistas⁽²³⁾, quando foram mudados os padrões cinemáticos da marcha, como no presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas nas medidas de IPS em nenhum dos intervalos (D1 ou D2). Thompson et. al. (2006) também não encontraram diferenças significativas nas medidas de inibição pré-sináptica (90-120ms) e inibição recíproca (4ms), indicando que a caminhada em plano horizontal também não teve nenhum efeito inibitório significativo na atividade reflexa do SO por meio de estimulação do nervo que supre o músculo antagonista. Sabatier et. al. (2016) também não encontraram nenhuma diferença significativa na depressão homossináptica (DH).

Foram demonstradas diferenças no comando descendente para os grupos musculares responsáveis pela flexão plantar e pela dorsiflexão durante tarefas de movimento de curta duração⁽⁸²⁾. Estudos anteriores realizados em gatos revelaram que há possivelmente uma modulação diferencial da medula espinhal durante a

locomoção para flexores e extensores de perna durante o movimento rítmico, como a caminhada, sugerindo que os MNs desses grupos musculares podem ser influenciados por grupos separados de interneurônios durante a locomoção fictícia⁽⁸³⁾. O mesmo acontece em humanos e já foi demonstrado que existem diferenças na influência cortical nas respostas motoras do músculo dorsiflexor e flexor plantar do tornozelo durante o movimento⁽⁸²⁾. Além disso, observou-se que as conexões cortico-motoneuronais do TA são muito fortes, enquanto as conexões semelhantes ao SO são mais fracas⁽⁸⁴⁾. Descobriu-se ainda que durante a caminhada, o trato corticoespinal está mais intimamente ligado aos circuitos motores segmentares que controlam o músculo TA do que aqueles que controlam o músculo SO⁽⁸⁵⁾. Em outro trabalho, mostrou-se uma modulação bidirecional do reflexo H no TA durante o movimento rítmico do braço, enquanto os reflexos H do SO foram consistentemente suprimidos⁽⁸⁶⁾. Esses achados forneceram evidências adicionais de regulação diferencial entre os dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo durante uma tarefa motora de curta duração. Entretanto, a confirmação disto não pode ser verificada pelos métodos apresentados no presente estudo.

Um outro fato importante é que a relação demonstrada entre sinergistas e antagonistas durante a caminhada para a frente é extremamente complexa. Em 1985, Grillner propôs que a produção de diferentes movimentos rítmicos dos membros, com diferentes padrões locomotores, poderia ser controlada pelo mesmo grupo de neurônios geradores centrais de padrão (GCP)⁽⁸⁷⁾. Sugeriu-se, portanto, que os neurônios responsáveis pela excitação de diferentes grupos musculares poderiam ser "funcionalmente conectados" de diferentes maneiras para realizar diferentes tarefas locomotoras. O modelo proposto por Grillner consiste em unidades geradoras, cada uma responsável por um grupo de sinergistas sobre uma articulação, e que têm conexões excitatórias ou inibitórias com geradores de unidade de sinergistas e antagonistas, e o desempenho de diferentes padrões locomotores envolve diferentes combinações de conexões excitatórias ou inibitórias entre esses geradores de unidade. Já foram observadas ligações heterônimas entre os aferentes Ia de um nervo para o neurônio de músculos fornecidos por um nervo diferente, como por exemplo, a estimulação do nervo femoral gera uma excitação monossináptica Ia não apenas para os MNs do quadríceps, mas também para o conjunto de MNs do SO⁽⁸²⁾.

No caso da caminhada, por exemplo, existem algumas relações entre alguns músculos sinergistas que são mutuamente excitatórias, como no caso do reto femoral

e do vasto lateral, que estão quase perfeitamente em fase, assim como o SO e o gastrocnêmio. Porém, em alguns casos, como o glúteo máximo e o semitendíneo, estão parcialmente defasados. O semitendinoso e o bíceps femoral também estão um pouco defasados, com a atividade do semitendinoso atingindo o pico antes do contato do calcanhar, enquanto o bíceps femoral atinge o pico no início da postura. Em contraste, antagonistas como o semitendíneo e o reto femoral estão em fase em grande parte da postura e fora de fase na maior parte do balanço. Da mesma forma, o SO e o TA têm cerca de 25% de sobreposição em seus perfis de atividade⁽⁸⁸⁾. Esses dados sugerem relações mais complexas entre os grupos musculares do que simplesmente excitação ou inibição.

Foi demonstrado que a razão H_{max} / M_{max} é maior em pacientes com espasticidade, como em indivíduos pós-AVC ou com paralisia cerebral em comparação com pessoas saudáveis^(89, 90). Ou seja, quando maior a rigidez muscular, maior é a razão H_{max} / M_{max} . Portanto, intervenções que tem como benefício diminuir esta hiper-excitabilidade causada pela espasticidade podem ser interessantes para essas populações.

5.2 - Caminhada em declive com suporte de peso

Gerar força para suportar o peso corporal é uma das duas principais tarefas biomecânicas que contribuem para o custo metabólico durante a caminhada em plano horizontal. E foi demonstrado em estudos anteriores que a potência metabólica líquida não foi diferente entre a CD e em plano horizontal.

Diferentemente da CDPT, os resultados do presente estudo demonstraram que após realizar um suporte de 20% do peso corporal durante a CD, não foi mais possível detectar diferenças significativas para a razão H_{max} / M_{max} e nem para *Slope*. Além disso, foi possível detectar uma diferença significativa para o *Slope* mostrando diminuição na condição CDPT em comparação à CDSP. Isto sugere que possivelmente houve uma alteração no ganho de recrutamento, ou seja, uma compressão nos valores de limiar de ativação dos MNs do pool. Isto pode ser indício de aumento da excitabilidade geral do pool.

De acordo com os resultados de Watanabe et. al. (2014)⁽⁹⁾, a razão H_{max} / M_{max} aumentou após uma sessão de caminhada em plano horizontal durante 6

minutos na velocidade máxima suportada para as condições com PT e com suporte de 20% do peso corporal, e a taxa de mudança da razão H_{max} / M_{max} foi significativamente maior após a caminhada sob as condições PT e com suporte de 20% do peso corporal do que sob a condição com suporte de 40% do peso corporal na velocidade máxima. Esses achados corroboraram com os resultados relatados por Yanagisawa et. al. (1987), no qual a razão H_{max} / M_{max} do músculo SO aumentou linearmente imediatamente após o exercício quando o peso no membro inferior aumentou. Apesar do presente estudo não ter verificado nenhuma alteração significativa na razão H_{max} / M_{max} na condição com o SP, a CDSP mostrou uma redução significativa para este parâmetro entre os tempos PRE e POS, o que demonstra que de fato, quando o peso no membro inferior aumenta, a razão H_{max} / M_{max} pode sofrer também um aumento linear.

Apesar desta ausência de diferença no H_{max} , os outros parâmetros retirados da fase ascendente da curva demonstraram diferenças significativas semelhantes às observadas durante a caminhada com PT. Com exceção do parâmetro H_{lim} , que apresentou um aumento de 1% no percentual de mudança do tempo PRE para o POS na comparação entre as condições com e sem alívio de peso, para todos os outros parâmetros observou-se uma diminuição entre as condições, sendo de 6% para o H50 entre as situações POS x POS45 e 5% e 8% para o parâmetro H100 entre as situações PRE x POS e POS x POS45, respectivamente.

Mesmo estando o percentual de mudança das correntes bem similar entre as condições, só foi possível detectar diferenças significativas na CO-lim para a CDSP, demonstrando que a corrente necessária para evocar o H_{lim} foi maior para a situação POS do que para a situação PRE, o que pode indicar um deslocamento da CR para a direita, ou seja, aumento do limiar de disparo coincidindo com diminuição na amplitude na condição POS para os mesmos valores de corrente da condição PRE. O mesmo foi observado para o H50, mas não para o H100. Esses resultados sugerem que um alívio de 20% do peso corporal durante a CD diminuiu o trabalho realizado pelos membros inferiores para suportar o peso corporal, e que as adaptações neurofisiológicas se manifestaram para os MNs de menor limiar de disparo (aqueles que seriam recrutados primeiro). Portanto, o aumento do suporte corporal, pode ter gerado uma diminuição do trabalho negativo total, ou seja, um menor esforço excêntrico.

Estudos recentes que avaliaram a caminhada sugerem um efeito de dose-resposta sobre o reflexo H. Sabatier et al. (2016), por exemplo, relatou que 20 minutos de CD (-15%) em uma esteira causou cinco vezes mais depressão do reflexo H do SO do que 20 minutos de caminhada em esteira em plano horizontal (30% versus 6% de redução)⁽²⁾. Embora os mecanismos que explicam a supressão do reflexo H induzida pela CD não estejam claros, esses resultados parecem suportar a teoria de um efeito de dose-resposta da caminhada sobre o reflexo H, com a CD representando uma dose maior do que a caminhada em plano horizontal. Da mesma forma, podemos concluir que a corrida em declive poderia gerar uma dose ainda maior do que a CD, uma vez que a corrida em plano horizontal exibe uma redução maior comparada à caminhada normal. Por exemplo, Bulbulian et al. (1992)⁽⁷⁹⁾ relataram maior redução na amplitude do reflexo H do SO após 20 minutos de CD do que após 20 minutos de corrida em plano horizontal. Além disso, pode-se afirmar ainda que o nível de inclinação pode ser um fator importante para a dose-resposta do reflexo H, uma vez que Arnold et al. (2017) demonstraram que a CD por 20 min a -25% de declinação causou maior depressão da razão H_{max} / M_{max} do SO do que a CD durante 10 min a -15% de declinação e por 20 min a 0%, fornecendo evidências de um efeito dose-resposta provavelmente relacionado ao esforço dos membros inferiores⁽³⁵⁾. No mesmo sentido, CD com longa duração (40 minutos) gerou uma tendência a induzir um maior efeito depressivo agudo na excitabilidade do reflexo H do SO em comparação com durações mais curtas (20 minutos) de caminhada em esteira em declive⁽³⁶⁾. No presente estudo, também foi possível verificar esta dose-resposta decorrente de uma sessão de CD, onde foi verificado um efeito depressivo maior na excitabilidade do reflexo H durante a CDPT do que a CDSP, demonstrado pela ausência de diferença do H_{max} para a CDSP e pela diminuição dos percentuais de mudança entre as condições. Contudo, é possível concluir que mesmo com o aumento do suporte de peso para os membros inferiores, é possível observar adaptações neurofisiológicas com a CD.

Um dos objetivos primários de se estudar a caminhada com alívio de peso surge dos estudos que tiveram como objetivo retrainar indivíduos que foram acometidos por AVC, uma vez que muitos dos quais sobrevivem à fase aguda não conseguem andar e necessitam de um período de reabilitação para atingir um nível funcional de deambulação. E o treinamento com SP tem sido considerado uma estratégia

interessante para retirar a carga das extremidades inferiores com o objetivo de melhora da deambulação⁽⁵⁷⁾.

5.3 - Caminhada para trás

Os resultados observados para a CT demonstram muitas similaridades ao verificado durante a CD, com pequenas alterações nos percentuais de mudança das amplitudes dos parâmetros do reflexo H. No presente estudo, foi demonstrado que após a CT, houve uma redução significativa da razão H_{max} / M_{max} da situação PRE para a situação POS e POS45, porém não houve diferença entre o POS e o POS45. Adicionalmente, foi possível observar uma diminuição do *Slope* entre as situações PRE e POS45 somente, indicando uma redução do ganho de recrutamento após os 45 min do término da caminhada. Também verificou-se uma redução da excitabilidade reflexa para os MNs de menor limiar após 10 minutos do término da sessão de CT com uma recuperação após 45 min do término da caminhada. O mesmo aconteceu com os MNs de tamanho intermediário. Contudo, para os MNs de maior limiar ativados de forma reflexa, a redução na excitabilidade durou até 45 min após o término da caminhada.

É possível que os mesmos mecanismos que geraram alterações nos parâmetros da curva do reflexo H durante a CD sejam responsáveis pelos efeitos observados após a CT. O que pode sustentar esta teoria é o que foi demonstrado por Winter et. al. (1989)⁽⁸⁸⁾, onde o padrão cinemático de movimento da CT e da caminhada para frente foi notavelmente similar, como se uma fosse a imagem espelhada da outra, em reversão. Com esta semelhança nos padrões de momento articular para ambas os tipos de caminhada, foi sugerido que padrões de ativação muscular semelhantes pudessem ser usados em ambos os modos de locomoção, com exceção para uma reversão completa nos padrões de momento articular para o momento extensor do joelho durante a postura inicial na CT, que correspondeu a um momento flexor do joelho da caminhada para frente⁽⁸⁸⁾. Esta diferença pode ser explicada pela atividade eletromiográfica para o reto femoral e vasto medial, que era consideravelmente maior na CT durante este período⁽⁸⁸⁾. É importante lembrar que diferente da caminhada para frente em plano horizontal, a CD gerou maior redução na razão H_{max} / M_{max} (30% versus 6% de redução), possivelmente por possuir uma ênfase maior nas contrações excêntricas, como discutido acima. Neste sentido,

Winter et. al. (1989) verificou que a principal diferença entre a CT e a caminhada para frente é a direção da contração, demonstrados pelos padrões de potência muscular. Foi observado que tanto as velocidades angulares e a potência de cada articulação eram revertidas. Ou seja, em essência, os padrões motores são revertidos no tempo. Porém, a função de cada músculo como gerador (músculo agindo concêntrica) ou absorvedor de energia (músculo agindo excêntrica) é revertida. Músculos, como os flexores plantares do tornozelo, por exemplo, que eram dominantes concêntricos durante o impulso na caminhada para a frente, tornam-se dominantes excêntricos imediatamente após o toque do calcanhar, durante a fase de suporte da CT⁽⁸⁸⁾.

Outro mecanismo que difere os dois tipos de caminhada é a ativação muscular, uma vez que quando um músculo contrai-se concêntrica, requer uma ativação consideravelmente maior para produzir a mesma tensão do que durante a mesma velocidade de contração excêntrica (relação força-velocidade)⁽⁸⁸⁾. Por exemplo, a ação concêntrica SO e do GM têm atividade consideravelmente maior na caminhada para frente durante o impulso do que durante a CT na fase de apoio, mesmo que os momentos de força no tornozelo sejam aproximadamente os mesmos⁽⁸⁸⁾.

Sabe-se que a maioria dos pares de músculos antagonistas possui uma relação consistente com uma conexão excitatória (em fase) ou inibitória (fora de fase) no caminhar para a frente. Alguns desses pares mantêm esta relação (por exemplo, SO-TA) no andar para trás, embora outros (por exemplo, reto femoral-semitendíneo) mudam de um padrão excitatório no caminhar para a frente para uma relação inibitória no andar para trás.

Portanto, no presente trabalho, demonstrou-se que a CT gerou alterações neurofisiológicas semelhantes às verificadas durante a CD. O treinamento da CT causa mudanças no controle do movimento e nas características da marcha e exerce um efeito positivo na estabilidade postural^(45, 91). E por ter pouca dependência da visão, indivíduos que foram treinados utilizando a CT tiveram que confiar mais nos sentidos neuromusculares proprioceptivos e vestibulares para manter estabilidade postural⁽⁹¹⁾. Além dos outros vários benefícios provados como a melhora da velocidade da marcha e do comprimento da passada⁽⁹²⁾, redução da dor e melhora da função física em indivíduos com osteoartrite⁽⁵²⁾, aumento da força do quadríceps^(50, 52), aumento da flexibilidade dos isquiotibiais, melhora do equilíbrio para indivíduos

pós-AVC⁽⁹³⁾ e crianças com paralisia cerebral hemiparética⁽⁵³⁾, e os efeitos favoráveis na propriocepção em homens não atléticos⁽⁹⁴⁾ e indivíduos com reconstruções do ligamento cruzado anterior⁽⁹⁵⁾.

5.4 - Caminhada para trás com alívio de peso

Poucas foram as diferenças encontradas entre as condições quando os participantes caminharam para trás com alívio de peso. Os padrões de redução da excitabilidade motoneuronal foram os mesmos demonstrados durante a CTPT, com uma diferença entre as condições somente para os MNs de tamanho maior (H100), nos quais foi possível observar uma recuperação após os 45 minutos da caminhada, o que não foi observado após a CTPT. Esses resultados demonstram que mesmo com uma possível diminuição geral do esforço excêntrico, gerado por meio do SP, houve uma redução dos limiares de excitabilidade para os MNs, desde os de menor limiar, até os de maior limiar.

Com relação ao ganho de recrutamento, houve uma redução significativa apenas entre os tempos PRE e POS, diferente da CTPT, que demonstrou uma redução significativa entre os tempos PRE e POS45. Também, para a condição CTSP, foram demonstrados aumentos significativos das intensidades de corrente após os 10 minutos de caminhada, com recuperação após os 45 minutos para a corrente limiar e para corrente 50, mas não para a corrente 100.

Os resultados do presente estudo sugerem que a CT com SP tem capacidade de gerar alterações fisiológicas similares aos observados durante a CT com PT. Isso é importante, pois o treinamento com CT com SP foi eficiente em melhorar a capacidade de locomoção do lado afetado de pacientes com AVC⁽⁹⁶⁾. Ainda, quando o treino de CT com SP foi aliado a um treino de caminhada para frente com SP, foram detectadas diferenças maiores do que quando a CT ou a caminhada para frente eram realizados separadamente⁽⁹⁶⁾.

Posteriormente, com base nos benefícios apontados com relação ao uso da CT e do TSP, o estudo de Kim et. al. (2017)⁽⁹⁷⁾ verificou os efeitos da CT usando um TSP progressivo na capacidade de marcha em pacientes com AVC com marcha hemiplégica após período de 4 semanas e se o mesmo efeito era similar a caminhada para frente. O tempo de passada para a perna parética e o tempo da passada

demonstraram um aumento significativo em ambos os grupos, porém quando comparadas, o grupo que realizou a CT com SP progressivo foi mais efetivo do que o treinamento com caminhada para frente. Uma das mudanças observadas pelos autores foi na força muscular dos membros inferiores por meio do treino com CT com SP progressivo, que foram capazes de reduzir o arrasto do pé durante a fase de balanço, encurtando assim o período de permanência do membro inferior parético no ar e permitindo a transferência de peso para o lado parético⁽⁹⁷⁾. No mais, apesar da velocidade de marcha melhorar ambos os grupos, mudanças clinicamente significativas na velocidade foram observadas apenas no grupo CT com SP, que mostrou mudanças de 1,8 m/s após as quatro semanas do treinamento com CT. De acordo com os autores, o feedback fornecido por meio do treinamento com SP ajudou a manter um ritmo de passada e que gerou mudanças perceptíveis na velocidade da marcha⁽⁹⁷⁾.

5.5 - Limitações do Estudo

Uma das limitações do presente estudo foi de não ter testado se os músculos envolvidos durante a sessão de 20 minutos de caminhada poderiam estar fadigados, uma vez que redução no reflexo H pode estar associada à fadiga muscular, o que poderia representar a inibição reflexa do conjunto dos MNs⁽⁹⁸⁾. O mecanismo responsável por esta inibição não é completamente compreendido, mas sugeriu-se que aferentes musculares sensíveis à fadiga, como por exemplo, as aferentes dos grupos III e IV, podem contribuir para a redução da excitabilidade reflexa em alguns grupos de MNs⁽⁹⁹⁾. No estudo atual, isso poderia ter sido responsável por reduzir o reflexo H, diminuindo a ativação das aferentes. Em estudo recente publicado pelo nosso laboratório, foi verificado que após fadiga concêntrica realizada no TA, o parâmetro de amplitude que representa os primeiros MNs recrutados (Hlim) foi significativamente maior aos 5min, 10min, 15min e 20min após a falha da tarefa em comparação com o controle. O parâmetro que representa a ativação dos MNs de limiar relativamente mais alto (H100) foi reduzida, mas apenas 20 min após a falha da tarefa⁽¹⁰⁰⁾. Esse resultado demonstra que possivelmente a fadiga poderia ter exercido um efeito potencial de redução da excitabilidade por tempos maiores do que

10 minutos, mesmo após ter tempo suficiente para eliminar os subprodutos metabólicos e pode resultar na desativação das fibras aferentes dos grupos III e IV.

6 – CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu verificar que 20 minutos de caminhada em declive e para trás foram capazes de gerar adaptações neurofisiológicas no nível de excitabilidade dos MNs do SO. Aparentemente, o fato da CD e da CT envolverem uma complexidade motora maior do que a caminhada em plano horizontal, caracterizada principalmente pelas contrações excêntricas dos músculos do membro inferior, pode explicar a redução da excitabilidade geral dos MNs por meio de um aumento do feedback aferente relacionado ao estiramento do fuso muscular durante a contração excêntrica. Ou seja, uma maior atividade cortical poderia causar um aumento na inibição mediada pelo córtex, manifestando-se como uma redução da excitabilidade medular. Além disso, medidas de IPS-D1 e IPS-D2 não foram alteradas de forma significativa, sugerindo que possivelmente as ligações heterônimas dos nervos de diferentes musculaturas envolvidas durante a caminhada, e que vão muito além da simples ação de inibição pré-sináptica entre antagonistas, podem ter influenciado nas respostas apresentadas no presente estudo. Ainda, foi verificado que mesmo após um alívio do esforço excêntrico determinado pelo alívio de 20% do peso corporal com uma possível diminuição do trabalho realizado pelos membros inferiores para suportar o peso corporal, ambas as condições de caminhada manifestaram adaptações neurofisiológicas na excitabilidade dos MNs do SO. Estes resultados sugerem, por exemplo, que a CD e a CT podem ser utilizadas como estratégia de retraining para indivíduos que foram acometidos por AVC, uma vez que muitos dos quais sobrevivem à fase aguda não conseguem andar e necessitam de um período de reabilitação para atingir um nível funcional de deambulação. E o treinamento com suporte de peso tem sido considerado uma estratégia interessante por retirar a carga das extremidades inferiores com o objetivo de melhorar essa funcionalidade.

7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Tahayori B, Koceja DM. Activity-dependent plasticity of spinal circuits in the developing and mature spinal cord. *Neural plasticity*. 2012;2012:964843. Epub 2012/08/18.

2. Sabatier MJ, Wedewer W, Barton B, Henderson E, Murphy JT, Ou K. Slope walking causes short-term changes in soleus H-reflex excitability. *Physiol Rep.* 2015;3(3). Epub 2015/03/07.
3. Zehr PE. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology.* 2002;86(6):455-68.
4. Casabona A, Polizzi M, Perciavalle V. Differences in H-reflex between athletes trained for explosive contractions and non-trained subjects. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1990;61(1-2):26-32.
5. Nielsen J, Crone C, Hultborn H. H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1993;66(2):116-21.
6. Maffiuletti NA, Martin A, Babault N, Pensini M, Lucas B, Schieppati M. Electrical and mechanical Hmax-to-Mmaxratio in power-and endurance-trained athletes. *Journal of Applied Physiology.* 2001;90(1):3-9.
7. Llewellyn M, Yang J, Prochazka A. Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental brain research.* 1990;83(1):22-8.
8. Ferris DP, Aagaard P, Simonsen EB, Farley CT, Dyhre-Poulsen P. Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. *The Journal of physiology.* 2001;530(1):167-80.
9. Watanabe S, Oya Y, Iwata J, Someya F. Influences of Changes in the Level of Support and Walking Speed on the H Reflex of the Soleus Muscle and Circulatory Dynamics on Body Weight-supported Treadmill Training: Investigation in Healthy Adults. *Journal of physical therapy science.* 2014;26(9):1345-50.
10. Holtermann A, Roeleveld K, Engstrøm M, Sand T. Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European journal of applied physiology.* 2007;101(3):301-12.
11. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of athletic training.* 2004;39(3):268.
12. Klimstra M, Zehr EP. A sigmoid function is the best fit for the ascending limb of the Hoffmann reflex recruitment curve. *Experimental brain research.* 2008;186(1):93-105.
13. Knikou M. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. *Journal of neuroscience methods.* 2008;171(1):1-12.
14. Misiaszek JE. The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine.* 2003;28(2):144-60.
15. Mezzarane RA, Elias LA, Magalhães FH, Chaud VM, Kohn AF. Experimental and simulated EMG responses in the study of the human spinal cord. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research Rijeka: InTech.* 2013:57-87.
16. Mezzarane RA, Klimstra M, Lewis A, Hundza SR, Zehr EP. Interlimb coupling from the arms to legs is differentially specified for populations of motor units comprising the compound H-reflex during "reduced" human locomotion. *Experimental brain research.* 2011;208(2):157-68.
17. 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.* 2012;37(5):990-6.
18. 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.* 1994;34(8):477-89.
19. Walton C, Kalmar J, Cafarelli E. Caffeine increases spinal excitability in humans. *Muscle & nerve.* 2003;28(3):359-64.
20. Funase K, Higashi T, Yoshimura T, Imanaka K, Nishihira Y. Evident difference in the excitability of the motoneuron pool between normal subjects and patients with spasticity assessed by a new method using H-reflex and M-response. *Neuroscience letters.* 1996;203(2):127-30.

21. Kalmar J, Cafarelli E. Effects of caffeine on neuromuscular function. *Journal of applied physiology*. 1999;87(2):801-8.
22. Mezzarane RA, Elias LA, Magalhães FH, Chaud VM, Kohn AF. Experimental and simulated EMG responses in the study of the human spinal cord. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research: InTech*; 2013.
23. Capaday C, Stein R. Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing. *Journal of Neuroscience*. 1986;6(5):1308-13.
24. Morin C, Katz R, Mazieres L, Pierrot-Deseilligny E. Comparison of soleus H reflex facilitation at the onset of soleus contractions produced voluntarily and during the stance phase of human gait. *Neuroscience letters*. 1982;33(1):47-53.
25. Meunier S, Pierrot-Deseilligny E. Cortical control of presynaptic inhibition of Ia afferents in humans. *Experimental Brain Research*. 1998;119(4):415-26.
26. Nielsen J, Kagamihara Y. The regulation of presynaptic inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *The Journal of physiology*. 1993;464(1):575-93.
27. Crone C, Nielsen J. Central control of disynaptic reciprocal inhibition in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1994;152(4):351-63.
28. Mizuno Y, Tanaka R, Yanagisawa N. Reciprocal group I inhibition on triceps surae motoneurons in man. *Journal of neurophysiology*. 1971;34(6):1010-7.
29. Morita H, Petersen N, Christensen L, Sinkjær T, Nielsen J. Sensitivity of H-reflexes and stretch reflexes to presynaptic inhibition in humans. *Journal of neurophysiology*. 1998;80(2):610-20.
30. Mezzarane RA, Magalhães FH, Chaud VM, Elias LA, Kohn AF. Enhanced D1 and D2 inhibitions induced by low-frequency trains of conditioning stimuli: differential effects on H- and T-reflexes and possible mechanisms. *PloS one*. 2015;10(3):e0121496.
31. Capaday C, Lavoie B, Comeau F. Differential effects of a flexor nerve input on the human soleus H-reflex during standing versus walking. *Canadian journal of physiology and pharmacology*. 1995;73(4):436-49.
32. Crone C, Hultborn H, Jespersen B, Nielsen J. Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *The Journal of physiology*. 1987;389(1):163-85.
33. Magalhães FH, Elias LA, da Silva CR, de Lima FF, de Toledo DR, Kohn AF. D1 and D2 inhibitions of the soleus H-reflex are differentially modulated during plantarflexion force and position tasks. *PloS one*. 2015;10(11):e0143862.
34. Thompson AK, Doran B, Stein RB. Short-term effects of functional electrical stimulation on spinal excitatory and inhibitory reflexes in ankle extensor and flexor muscles. *Experimental brain research*. 2006;170(2):216-26.
35. Arnold E, Farmer B, Keightley M, Lee D, Rigel T, Hoque M, et al. Walking duration and slope steepness determine the effect of downslope walking on the soleus H-reflex pathway. *Neuroscience letters*. 2017;639:18-24.
36. Hoque MM, Ardizzone MA, Sabatier M, Borich MR, Kesar TM. Longer duration of downslope treadmill walking induces depression of H-reflexes measured during standing and walking. *Neurology (E-Cronicon)*. 2018;10(8):761.
37. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of biomechanics*. 2006;39(9):1621-8.
38. Lay AN, Hass CJ, Nichols TR, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *Journal of biomechanics*. 2007;40(6):1276-85.
39. Mezzarane RA, Kohn AF. Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental brain research*. 2007;180(2):377-88.
40. Motl RW, Dishman RK. Acute leg-cycling exercise attenuates the H-reflex recorded in soleus but not flexor carpi radialis. *Muscle & nerve*. 2003;28(5):609-14.
41. Motl RW, Knowles BD, Dishman RK. Acute bouts of active and passive leg cycling attenuate the amplitude of the soleus H-reflex in humans. *Neuroscience letters*. 2003;347(2):69-72.

42. Mazzocchio R, Kitago T, Liuzzi G, Wolpaw JR, Cohen LG. Plastic changes in the human H-reflex pathway at rest following skillful cycling training. *Clinical Neurophysiology*. 2006;117(8):1682-91.
43. Perez MA, Lugholt BK, Nielsen JB. Presynaptic control of group Ia afferents in relation to acquisition of a visuo-motor skill in healthy humans. *The Journal of physiology*. 2005;568(1):343-54.
44. Cha H-G, Kim T-H, Kim M-K. Therapeutic efficacy of walking backward and forward on a slope in normal adults. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(6):1901-3.
45. Klemenov A. Possibilities with backward walking for knee pathology (literature review). *Genij Ortopedii*. 2021;27(1):128-31.
46. Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*. 2003;18(3):134-42.
47. Thomas KS, Hammond M, Magal M. Graded forward and backward walking at a matched intensity on cardiorespiratory responses and postural control. *Gait & Posture*. 2018;65:20-5.
48. Terblanche E, Page C, Kroff J, Venter R. The effect of backward locomotion training on the body composition and cardiorespiratory fitness of young women. *International journal of sports medicine*. 2005;26(03):214-9.
49. Alghadir AH, Anwer S, Sarkar B, Paul AK, Anwar D. Effect of 6-week retro or forward walking program on pain, functional disability, quadriceps muscle strength, and performance in individuals with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial (retro-walking trial). *BMC musculoskeletal disorders*. 2019;20(1):1-10.
50. Gondhalekar GA, Deo MV. Retrowalking as an adjunct to conventional treatment versus conventional treatment alone on pain and disability in patients with acute exacerbation of chronic knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *North American journal of medical sciences*. 2013;5(2):108.
51. Anadkat H, Ajith S, Dhanesh Kumar K. Effectiveness of retro walking treadmill training on pain and disability in knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Int J Pharm Bio Sci*. 2015;6(4):43-50.
52. Chen Z-H, Ye X-L, Chen W-J, Chen G-Q, Wu J-T, Wu H, et al. Effectiveness of backward walking for people affected by stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine*. 2020;99(27).
53. Elnahhas AM, Elshennawy S, Aly MG. Effects of backward gait training on balance, gross motor function, and gait in children with cerebral palsy: a systematic review. *Clinical rehabilitation*. 2019;33(1):3-12.
54. Schneider C, Lavoie BA, Capaday C. On the origin of the soleus H-reflex modulation pattern during human walking and its task-dependent differences. *Journal of neurophysiology*. 2000;83(5):2881-90.
55. Lavoie BA, Devanne H, Capaday C. Differential control of reciprocal inhibition during walking versus postural and voluntary motor tasks in humans. *Journal of neurophysiology*. 1997;78(1):429-38.
56. Schneider C, Capaday C. Progressive adaptation of the soleus H-reflex with daily training at walking backward. *Journal of neurophysiology*. 2003;89(2):648-56.
57. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*. 1998;29(6):1122-8.
58. Sousa CO, Barela JA, Prado-Medeiros CL, Salvini TF, Barela AM. Gait training with partial body weight support during overground walking for individuals with chronic stroke: a pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2011;8(1):48.
59. Mezzarane RA, Nakajima T, Zehr EP. Bilateral Reflex Fluctuations during Rhythmic Movement of Remote Limb Pairs. *Frontiers in human neuroscience*. 2017;11:355.
60. Mezzarane RA, Nakajima T, Zehr EP. After stroke bidirectional modulation of soleus stretch reflex amplitude emerges during rhythmic arm cycling. *Frontiers in human neuroscience*. 2014;8:136.
61. Zai CZ, Grabowski AM. The metabolic power required to support body weight and accelerate body mass changes during walking on uphill and downhill slopes. *Journal of biomechanics*. 2020;103:109667.

62. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(5):683-91.
63. Ota M, Ohata K, Tateuchi H, Nishimura JMK, Ichihashi N. Immediate effects of the body weight supported treadmill training for the patient with orthopedics diseases. *Rigakuryoho Kagaku*. 2008;23:753-7.
64. Watanabe S, Someya F. Effect of body weight-supported walking on exercise capacity and walking speed in patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*. 2013;vol16_004.
65. Schindl MR, Forstner C, Kern H, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(3):301-6.
66. Miyai I, Fujimoto Y, Ueda Y, Yamamoto H, Nozaki S, Saito T, et al. Treadmill training with body weight support: its effect on Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(7):849-52.
67. Miyai I, Fujimoto Y, Yamamoto H, Ueda Y, Saito T, Nozaki S, et al. Long-term effect of body weight-supported treadmill training in Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(10):1370-3.
68. Colby SM, Kirkendall DT, Bruzga RF. Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation. *Gait & Posture*. 1999;10(3):200-5.
69. Borg G. Escalas de Borg para a dor eo esforço: percebido: Manole; 2000.
70. Burke J. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1997;37(5):277-86.
71. Crone C, Hultborn H, Mazieres 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*. 1990;81(1):35-45.
72. Pierrot-Deseilligny E, Burke D. The circuitry of the human spinal cord: spinal and corticospinal mechanisms of movement: Cambridge University Press; 2012.
73. Quadrado IC, Cândia RB, Silva BM, Vianna LC, Mezzarane RA. Modulation of spinal cord excitability following remote limb ischemic preconditioning in healthy young men. *Experimental Brain Research*. 2020.
74. Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Voigt M. Excitability of the soleus H reflex during graded walking in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1995;153(1):21-32.
75. Kuster M, Sakurai S, Wood G. Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical biomechanics*. 1995;10(2):79-84.
76. Hu X, Pickle NT, Grabowski AM, Silverman AK, Blemker SS. Muscle eccentric contractions increase in downhill and high-grade uphill walking. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2020;8.
77. Vangsgaard S, Nørgaard LT, Flaskager BK, Søgaard K, Taylor JL, Madeleine P. Eccentric exercise inhibits the H reflex in the middle part of the trapezius muscle. *European journal of applied physiology*. 2013;113(1):77-87.
78. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV, Rama D. Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *Journal of applied physiology*. 1999;86(4):1292-300.
79. Bulbulian R, Bowles DK. Effect of downhill running on motoneuron pool excitability. *Journal of applied physiology*. 1992;73(3):968-73.
80. Broman H, De Luca CJ, Mambrito B. Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles. *Brain research*. 1985;337(2):311-9.
81. Citterio G, Agostoni E. Selective activation of quadriceps muscle fibers according to bicycling rate. *Journal of applied physiology*. 1984;57(2):371-9.

82. Dragert K, Zehr EP. Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental Brain Research*. 2011;208(2):217-27.
83. Quevedo J, Fedirchuk B, Gosgnach S, McCrea D. Group I disynaptic excitation of cat hindlimb flexor and bifunctional motoneurons during fictive locomotion. *The Journal of physiology*. 2000;525(2):549-64.
84. Bawa P, Chalmers G, Stewart H, Eisen A. Responses of ankle extensor and flexor motoneurons to transcranial magnetic stimulation. *Journal of neurophysiology*. 2002;88(1):124-32.
85. Capaday C, Lavoie BA, Barbeau H, Schneider C, Bonnard M. Studies on the corticospinal control of human walking. I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *Journal of neurophysiology*. 1999;81(1):129-39.
86. Dragert K, Zehr EP. Rhythmic arm cycling modulates Hoffmann reflex excitability differentially in the ankle flexor and extensor muscles. *Neuroscience letters*. 2009;450(3):235-8.
87. Grillner S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. *Science*. 1985;228(4696):143-9.
88. Winter DA, Pluck N, Yang JF. Backward walking: a simple reversal of forward walking? *Journal of motor behavior*. 1989;21(3):291-305.
89. Parvin S, Mansouri M, Amiri S, Marzbani H, Kharazi MR, Mirbagheri MM, editors. Contribution of reflex hyper-excitability to muscle stiffness in children with cerebral palsy. 2016 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2016 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME); 2016: IEEE.
90. Tekgöl H, Polat M, Tosun A, Serdaroğlu G, Gökben S. Electrophysiologic assessment of spasticity in children using H-reflex. *Turk J Pediatr*. 2013;55(5):519-23.
91. Wang J, Yuan W, An R. Effectiveness of backward walking training on spatial-temporal gait characteristics: a systematic review and meta-analysis. *Human movement science*. 2018;60:57-71.
92. Kraan G, Van Veen J, Snijders C, Storm J. Starting from standing; why step backwards? *Journal of biomechanics*. 2001;34(2):211-5.
93. Kim C-Y, Lee J-S, Kim H-D. Comparison of the effect of lateral and backward walking training on walking function in patients with poststroke hemiplegia: a pilot randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2017;96(2):61-7.
94. Sedhom MG. Backward walking training improves knee proprioception in non athletic males. *International Journal of Physiotherapy*. 2017;4(1):33-7.
95. Shen M, Che S, Ye D, Li Y, Lin F, Zhang Y. Effects of backward walking on knee proprioception after ACL reconstruction. *Physiotherapy theory and practice*. 2019:1-8.
96. Kim K, Lee S, Lee K. Effects of progressive body weight support treadmill forward and backward walking training on stroke patients' affected side lower extremity's walking ability. *Journal of physical therapy science*. 2014;26(12):1923-7.
97. Kim KH, Lee KB, Bae Y-H, Fong SS, Lee SM. Effects of progressive backward body weight supported treadmill training on gait ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Technology and Health Care*. 2017;25(5):867-76.
98. Garland SJ, McComas A. Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *The Journal of physiology*. 1990;429(1):17-27.
99. Martin PG, Smith JL, Butler JE, Gandevia SC, Taylor JL. Fatigue-sensitive afferents inhibit extensor but not flexor motoneurons in humans. *Journal of Neuroscience*. 2006;26(18):4796-802.
100. Magalhães IE, Burgo VC, Neto RB, Mezzarane RA. Changes in the input-output relation of the Hoffmann reflex recruitment curve after submaximal fatiguing contraction of the antagonist muscles. *Somatosensory & Motor Research*. 2021;38(1):54-9.