

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

SABRINA TIAGO PEDÃO

**EFEITOS DE DIFERENTES FREQUÊNCIAS
E AMPLITUDES DE VIBRAÇÃO
UNILATERAL DO TENDÃO CALCÂNEO NA
ORIENTAÇÃO POSTURAL E NO REFLEXO
H EM HUMANOS**

SÃO PAULO
2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

SABRINA TIAGO PEDÃO

**EFEITOS DE DIFERENTES FREQUÊNCIAS
E AMPLITUDES DE VIBRAÇÃO
UNILATERAL DO TENDÃO CALCÂNEO NA
ORIENTAÇÃO POSTURAL E NO REFLEXO
H EM HUMANOS**

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Neurociências e Comportamento

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn

SÃO PAULO
2010

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES TRABALHOS, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na publicação

Biblioteca Dante Moreira Leite

Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Pedão, Sabrina Tiago.

Efeitos de diferentes frequências e amplitudes de vibração unilateral do tendão calcâneo na orientação postural e no reflexo H em humanos / Sabrina Tiago Pedão; orientador André Fabio Kohn. -- São Paulo, 2010.

112 f.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Postura 2. Vibração 3. Eletromiografia 4. Reflexo H 5. Fusos musculares I.
Título.

RA781.5

FOLHA DE APROVAÇÃO

Sabrina Tiago Pedão

Efeitos de diferentes frequências e amplitudes de vibração unilateral do tendão calcâneo na orientação postural e no reflexo H em humanos

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Neurociências e Comportamento

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Prof. (a). Dr(a). _____

Instituição: _____ **Assinatura:** _____

Dedico, com muito carinho, este trabalho aos meus pais José Ap. Pedão e Neuza M^a Silva Pedão, e a minha Tia Neide Ap. Pedão pelo eterno amor. Vocês são o meu alicerce e a luz que me guia para eu continuar em busca dos meus objetivos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. André Fabio Kohn, em especial, pela oportunidade de tê-lo como orientador e por ter confiado e acreditado na minha força de vontade para realizar este trabalho. Agradeço também o apoio, os ensinamentos e a paciência durante toda a orientação deste trabalho.

A amiga Dr. Líria Akie Okai, com carinho por ter me apresentado, através do projeto de iniciação científica, o fantástico caminho da pesquisa que hoje eu continuo trilhando com enorme prazer. Obrigada por todo o apoio, incentivo e por ter acreditado em mim.

Aos meus pais, e ao meu irmão Diego M. Pedão, tão queridos... Pelo carinho, apoio, incentivo e, especialmente por compreenderem a minha dedicação dispensando-me muitas vezes do vosso convívio para realizar as minhas obrigações e concretizar os meus objetivos.

Ao meu noivo Marcio A. da Silva (*Magu*), tão especial... Por estar nove anos ao meu lado repleto de carinho, amor, companheirismo e apoio incondicional. Os momentos felizes ao seu lado são sempre maravilhosos, os seus sorrisos me contagiam e distraem as minhas horas de seriedade. Obrigada por tudo! Agradeço também o apoio da sua família.

As minhas tias Neide P. e Cristiane M., e ao meu primo Raul M. pelo incentivo, apoio e pela alegria do convívio diário. A toda a minha família, que são muitos, mas estão sempre presentes com muito carinho acompanhando cada fase da minha vida.

A amiga Valéria F. de Arruda, sempre presente,... pela amizade sincera, pela alegria e pelo companheirismo. Obrigada por tudo!

A todos os amigos, próximos ou distantes, mas que me proporcionam momentos de muitas risadas e aventuras, em especial: Edilaine e Valmir; Kátia e Samuel; Lilian e Eduardo. É um grande prazer ter a amizade de vocês!

Aos colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB-EPUSP), pela amizade, alegria do convívio diário, apoio, aprendizagem, auxílio na coleta e na análise dos dados. Agradeço, especialmente, o Sandro A. Miqueleti, o Fernando Magalhães e a querida amiga Eugenia C. T. de Mattos. Obrigada por tudo!

A todos os voluntários que gentilmente aceitaram participar desta pesquisa. Sem eles, a realização deste trabalho não seria possível.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de pessoal de Nível Superior) pela aprovação deste projeto e pela bolsa de mestrado concedida.

“Apesar dos nossos defeitos, precisamos enxergar que somos pérolas únicas no teatro da vida e entender que não existem pessoas de sucesso e pessoas fracassadas. O que existem são pessoas que lutam pelos seus sonhos ou desistem deles”.

Augusto Cury

RESUMO

PEDÃO, S. T. **Efeitos de diferentes freqüências e amplitudes de vibração unilateral do tendão calcâneo na orientação postural e no reflexo H em humanos.** São Paulo, 2010. Dissertação (Mestrado) – Programa de Neurociências e Comportamento / Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo.

Uma vibração aplicada a um tendão muscular aumenta a freqüência de disparos de aferentes, como os de fusos neuromusculares Ia e II, cujas terminações afetam circuitos da medula espinhal e com isto podem influenciar o controle motor. O objetivo deste estudo foi analisar o efeito de vibrações a duas freqüências (15 e 80Hz) e amplitudes de 1 e 2,5mm aplicadas ao tendão calcâneo direito sobre o sistema de controle postural e sobre a circuitaria neural associada a reflexos monossinápticos da perna. A hipótese era de que a vibração de alta freqüência ativasse preferencialmente os aferentes de fuso neuromuscular de tipo Ia enquanto a vibração a 15 Hz ativasse preferencialmente os aferentes de tipo II. Isto significaria que a vibração a 80 Hz teria forte efeito sobre o reflexo H, enquanto a vibração a 15 Hz teria um efeito significativo sobre a postura. Participaram deste estudo 14 sujeitos sãos. Na postura ereta quieta, foi realizada a aquisição do reflexo H enquanto o tendão calcâneo era vibrado. Após um intervalo de descanso, foi realizada a aquisição do Centro de Pressão (COP) tanto na direção Ântero-Posterior (AP) quanto na Médio-Lateral (ML) em paralelo à aquisição bilateral do EMG dos músculos (SO, TA, GL e GM) nas três condições (antes, durante e após a vibração do tendão calcâneo). Para os estímulos de 1 e 2,5mm realizados a 80 Hz as diferenças foram significativas em relação a todas as variáveis quando comparadas nas três condições, com exceção apenas do DP do TA e GM e, do valor médio do COP ML a 1mm. Em relação à freqüência de 15 Hz, notou-se que não houve diferenças significativas tanto no COP AP e ML quanto no DP do EMG dos músculos da perna esquerda entre as três condições. Quanto aos dados referentes ao DP dos músculos analisados na perna direita, os resultados mostraram que não houve efeitos significativos tanto ao utilizar 15Hz como 80Hz em todas as três condições. Em geral, estes dados mostraram que durante um estímulo vibratório mais forte o COP deslocou-se mais para a direção posterior e lateral esquerda do sujeito. E, após interromper o estímulo, em alguns casos o COP ainda mostrava uma alteração prolongada. Em relação à amplitude média do reflexo H, para as amplitudes de vibração de 1 e 2,5 mm a 15 e 80 Hz, as análises apontaram que durante a vibração houve uma forte redução na amplitude do reflexo, sendo que em alguns casos ainda permaneceram reduzidas na condição pós-vibratória. Os resultados mostram que a vibração aplicada ao tendão calcâneo pode ser um forte estímulo à medula e capaz de alterar o controle postural, dependendo de suas características, uma vez que, com parâmetros apropriados, induziu alterações imediatas nos resultados do reflexo H, do COP e do EMG (p.e.). Porém, as alterações a vibrações aplicadas de modo a ativar seletivamente as fibras aferentes do grupo Ia e II mostraram efeitos diferenciais. Vibrações a 80Hz de freqüência e a 1 e 2,5mm foram as que mais causaram alterações. A significativa ação sobre o reflexo H é

compatível com o aumento da frequência de disparos dos aferentes Ia. Entretanto a forte ação sobre o COP dessas vibrações a 80 Hz sugere que os aferentes Ia podem ter uma importância maior do que a literatura recente tem preconizado, pelo menos para correções a perturbações posturais, uma vez que pode-se supor que a 80 Hz e 1 mm de amplitude os aferentes tipo II são pouco ativados. Por outro lado, a vibração a 15 Hz teve um efeito significativo sobre o reflexo H mas sem afetar o COP, o que sugere que esta frequência consegue ativar a via Ia, causando depressão homossináptica e/ou inibição pré-sináptica dos aferentes Ia, mas sem chegar a influir no COP de forma significativa. Os resultados são interessantes do ponto de vista de aplicações em potencial para áreas como fisioterapia e reabilitação de pessoas com alterações posturais na clínica. Adicionalmente, abrem novas questões quanto às interpretações fisiológicas de vibrações a diferentes frequências sobre o tendão calcâneo.

Palavras-chave: Postura, Vibração, Eletromiografia, Reflexo H, Fusos Musculares.

ABSTRACT

PEDÃO, S. T. **Effects of Achilles tendon vibration of different frequencies and amplitudes on postural orientation and H reflex in humans.** São Paulo, 2010. Thesis (Master's degree) – Neuroscience and Behavior Program / Institute of Psychology, University of São Paulo.

A vibration applied to a muscle tendon increases the firing frequency of afferents of types Ia and II innervating muscle spindles, and hence affects the spinal cord circuits and this can affect motor control. The aim of this study was to analyze the effect of vibrations of two frequencies (15 and 80Hz) and two amplitudes (1 and 2.5 mm) applied to the right Achilles' tendon on the standing posture and on the H reflex. The hypothesis was that the high frequency vibration activates preferentially the Ia axons while the 15 Hz vibration activates preferentially the type II axons and hence the 80 Hz vibration would have a strong effect on the H reflex and the 15 Hz vibration would have a strong effect on posture. Fourteen subjects participated in this study. Their H reflex was acquired in the upright position while their Achilles tendon was vibrated. After an interval of rest, the center of pressure (COP) signal was acquired for both the antero-posterior (AP) and the medio-lateral (ML) directions in parallel with the acquisition of bilateral electromyograms (EMG) (SO, TA, and GL GM) in the three conditions (before, during and after the vibration of the Achilles tendon). For 1 and 2.5 mm vibrations at 80 Hz the differences were significant for all variables compared in the three conditions, except for the standard deviation (SD) of the TA and GM EMGs and the average value of COP ML for 1mm vibration. For the 15 Hz vibration, there were no significant differences in both the AP and ML COP and SD of the EMG of the left leg in the three conditions. The results for the EMG SD of the right leg showed no significant effects when using both 15Hz and 80Hz in all three conditions. These data showed that during a stronger vibratory stimulus the COP shifted more to the posterior direction and the left side of the subject. And, after stopping the stimulus, in some cases, the COP had not returned to the initial position. In relation to the mean H reflex amplitude for 1 and 2.5 mm vibrations at 15 and 80 Hz, the analysis showed that during vibration there was a stronger reduction in the amplitude of the H reflex, and in some cases the amplitude remained reduced in the post-vibratory period. The results showed that the vibration applied to the Achilles tendon can be a powerful stimulus to the spinal cord and capable of altering the postural control. The effects depended on the vibration features, since, with appropriate parameters, it led to immediate changes in the results of the H reflex, the COP and left leg EMG. However, 80 Hz vibration (1 and 2.5 mm) was the one that caused the largest changes both on COP and H reflex amplitude. The significant action on the H reflex is consistent with the increased frequency of firing of Ia afferent. However the strong action on the COP of vibrations at 80 Hz suggests that the Ia afferents may have a greater importance than what the recent literature has suggested, at least for postural corrections to disturbances, since it can be assumed that the type II afferents are little activated at 80 Hz and 1 mm amplitude. Furthermore, vibration at 15 Hz had a significant effect on the H reflex without affecting the COP, suggesting that vibrations at this frequency can activate Ia afferents, causing homosynaptic depression and / or presynaptic inhibition of Ia afferents, but without influencing the COP significantly. The results are interesting from the standpoint of potential

applications to areas such as physical therapy and rehabilitation of patients in the clinic. Additionally, they raise new questions about the physiological mechanisms behind vibratory stimuli applied at different frequencies on the Achilles tendon.

Keys-words: Posture, Vibration, Electromyography, H reflex, Muscle Spindles.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Imagem representativa da resposta reflexa descrita por Hoffmann (reflexo H) no músculo SO. A seta representada pela cor rosa indica a estimulação elétrica superficial e de baixa intensidade aplicada no NT.6
- Figura 2:** Imagem do vibrador da marca Labworks utilizado neste trabalho. O equipamento é composto de um amplificador de potência (indicado pela seta da cor vermelha) e um transdutor eletro-mecânico (apontado pela seta da cor verde). 12
- Figura 3:** Imagem da tela principal do programa elaborado em LabView para ajuste da frequência e duração da vibração. O círculo em vermelho indica o campo onde a frequência utilizada foi estabelecida..... 13
- Figura 4:** A figura mostra o condicionador de sinal do acelerômetro (caixa preta indicada por A). Após passar por este condicionador, o sinal do acelerômetro chega até o osciloscópio (B) em cuja tela pode-se observar a amplitude pico-pico da vibração na forma de onda senoidal (círculo vermelho) que foi ajustada pelo amplificador de potencia (C)..... 14
- Figura 5:** Esquema ilustrativo do sincronismo entre os cinco equipamentos (vibrador, LabView, DataWave, PF e Nihon) utilizado neste trabalho. Primeiramente, o circuito representado pela cor azul indica os sinais que saem inicialmente do DataWave para disparar os equipamentos. Depois, o circuito de cor vermelha, indica os sinais que saem dos equipamentos para serem captados e adquiridos pelo sistema DataWave. Já o circuito de cor preta, representa o sinal que sai do acelerômetro acoplado ao vibrador e chega até o osciloscópio onde visualiza-se a amplitude pico a pico de vibração..... 15
- Figura 6:** Foto ilustrativa do eletrodo de captação de superfície. 16
- Figura 7:** Posicionamento dos eletrodos de captação dos sinais eletromiográficos dos músculos: SO (A), TA (B), GL (C) e GM (D)..... 17
- Figura 8:** (A) Ilustração do local onde foi colocado o eletrodo de estimulação e de captação do SO. (B) Ilustração do eletrodo de estimulação utilizado para estimular o nervo tibial. 18
- Figura 9:** A foto ilustra um sujeito posicionado sobre a PF, com a ponta do vibrador levemente pressionando o tendão calcâneo (círculo vermelho)..... 19
- Figura 10:** Imagem ilustrando o primeiro experimento que foi realizado para a aquisição do reflexo H do SO em paralelo com a aplicação do estímulo vibratório. .21

Figura 11: Em (A) observa-se o sinal original do COP. Já em (B) nota-se os trechos selecionados de cada período AV, DV e PV que são considerados estacionários para fins de cálculo de parâmetros.23

Figura 12: A figura ilustra os trinta reflexos H do SO captados durante a primeira condição experimental. Observe que existem três condições (AV, DV e PV), sendo que em cada uma delas foram sobrepostos 10 reflexos H. Na divisão que ilustra a condição AV (Antes da Vibração), um círculo da cor verde mostra os reflexos H captados e um círculo da cor preta mostra o momento de aplicação do estímulo que seguem de forma idêntica nas outras duas divisões (DV e PV).....25

Figura 13: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo (AV, DV e PV) e frequência (15Hz e 80Hz) do estímulo vibratório ao utilizar 1mm de amplitude durante a modulação do reflexo H. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.29

Figura 14: O gráfico corresponde a amplitude média do reflexo H normalizado durante as condições AV, DV, PV. Nota-se uma diminuição da amplitude, estatisticamente significativa ($p=0,027$), somente durante a condição DV em relação a AV. Após o estímulo vibratório, o reflexo H ainda mostrou uma amplitude inferior em relação à condição basal (AV).....30

Figura 15: O gráfico mostra a amplitude média do reflexo H normalizado durante as três condições experimentais. Nota-se uma diminuição da amplitude, estatisticamente bastante significativa durante a condição DV ($p<0,001$) e PV ($p=0,003$) em relação a AV.31

Figura 16: Imagens dos dez reflexos H do músculo SO captados em cada condição experimental mostrando uma diminuição da amplitude dos reflexos H durante a condição DV e um retorno gradual da amplitude na condição PV. Os quadros (A) e (B) são dados de um sujeito da amostra estudada e são referentes às situações 15 e 80Hz de frequência a 1mm de amplitude.32

Figura 17: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo (AV, DV e PV) e frequência (15Hz e 80Hz) do estímulo vibratório ao utilizar 2,5mm de amplitude durante a modulação do reflexo H. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.33

Figura 18: O gráfico corresponde a amplitude média do reflexo H normalizado durante as três condições. Nota-se uma diminuição da amplitude, bastante significativa ($p<0,001$), somente durante a condição DV em relação a AV. Após o estímulo vibratório, o reflexo H mostrou uma tendência de retorno à sua condição basal (AV).....34

Figura 19: O gráfico mostra a amplitude média do reflexo normalizado durante as três condições experimentais. Observa-se uma diminuição da amplitude, bastante significativa, durante a condição DV ($p<0,001$) e PV ($p=0,002$) em relação a AV.....35

- Figura 20:** Imagens dos dez reflexos H do músculo SO de um dos sujeitos da amostra estudada, captados em cada condição experimental, mostrando uma diminuição da amplitude durante a condição DV, principalmente no quadro B. Os quadros (A) e (B) são referentes às situações 15 e 80Hz de freqüência a 2,5mm de amplitude.....36
- Figura 21:** O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.39
- Figura 22:** Valor médio do COP AP nas três condições ao utilizar uma vibração tendinosa com amplitude de 1 mm e freqüência de 80Hz. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação na direção posterior (redução do valor médio do COP) durante a vibração a partir do valor médio (cm). Durante a condição PV há uma inclinação levemente ainda posterior em relação à AV ($p = 0,002$).40
- Figura 23:** Posição ântero-posterior média do COP em função do tempo, calculada dos dados de quatorze sujeitos da amostra. Vibração a 15Hz (A) e 80 Hz (B) foi aplicada entre 30 s e 60 s, com amplitude de 1mm. As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). O sinal negativo corresponde a oscilação posterior do corpo e positivo uma oscilação anterior.41
- Figura 24:** O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....42
- Figura 25:** Valor médio do COP AP nas três condições ao utilizar uma amplitude de 2,5mm e freqüência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação na direção posterior (redução do sinal) durante a vibração. Após o estímulo vibratório, o COP mostrou uma tendência de retorno à sua condição basal.43
- Figura 26:** Imagens da inclinação antero-posterior média a partir do COP AP dos sujeito da amostra quando utilizada vibração com 2,5mm de amplitude e uma freqüência de 15Hz (A) e 80 Hz (B). As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde a deslocamento posterior do corpo.....44
- Figura 27:** O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP médio do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.46

Figura 28: Comparação do DP do COP AP nas três condições ao utilizar uma frequência de 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($P=0,011$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal ainda um pouco elevada após o estímulo vibratório.47

Figura 29: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório de 2,5mm de amplitude nas três condições experimentais (AV, DV e PV) no desvio padrão do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....47

Figura 30: Comparação do DP do COP AP nas três condições ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($P=0,004$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal ainda um pouco elevada após o estímulo vibratório.48

Figura 31: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na velocidade média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....50

Figura 32: Comparação da velocidade média do COP AP nas três condições experimentais ao utilizar uma frequência de 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($p<0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração (DV). E, durante a condição PV em relação à AV ($p=0,042$) uma leve redução desta velocidade de oscilação porém ainda maior do que o encontrado no basal.....51

Figura 33: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na velocidade média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....51

Figura 34: Comparação da velocidade média do COP AP entre as três condições ao utilizar uma 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p<0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, após interromper o estímulo vibratório, uma redução desta velocidade de oscilação em relação a DV, porém ainda um pouco superior comparado a AV (não significativo).52

Figura 35: O Gráfico não mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm

de amplitude na média do COP ML. Observe que as linhas mostram-se quase paralelas em todas as condições.54

Figura 36: Imagens da inclinação médio-lateral partir do COP médio dos sujeitos da amostra quando utilizada vibração com 1mm de amplitude e uma freqüência de 15Hz (A) e 80 Hz (B). As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde ao deslocamento lateral esquerdo do corpo.....55

Figura 37: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....56

Figura 38: Valor médio do COP ML entre as três condições ao utilizar uma amplitude de 2,5mm e freqüência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação para o lado esquerdo (redução do sinal) durante a vibração. E, após o estímulo vibratório, uma inclinação do corpo ainda um pouco inferior do que à condição basal.57

Figura 39: Imagens da inclinação ML a partir do COP médio dos sujeitos da amostra quando utilizada 2,5mm de amplitude a 15Hz (A) e 80 Hz (B) de vibração. As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde a oscilação lateral para o lado esquerdo do corpo.....58

Figura 40: O Gráfico mostra que não houve interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais ao utilizar 1mm de amplitude no DP médio do COP ML. Observe que na condição DV, apesar da figura mostrar um espaço entre as linhas, este é muito pequeno.60

Figura 41: Comparação do DP do COP ML nas três condições ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($P = 0,007$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal semelhante ao controle.61

Figura 42: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no desvio padrão do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço entre as linhas.....61

Figura 43: Comparação do DP do COP ML entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Observe uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($P = 0,006$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma

diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal semelhante ao controle.62

Figura 44: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na velocidade média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço entre as linhas.64

Figura 45: Velocidade média do COP ML entre as três condições ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, durante a condição PV em relação à AV um valor ainda elevado em relação ao controle (não significativo).65

Figura 46: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na velocidade média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.65

Figura 47: Velocidade média do COP ML nas três condições ao utilizar uma freqüência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração (DV). E, durante a condição PV em relação à AV um valor ainda elevado em relação ao controle porém não significativo.66

Figura 48: As Figuras mostram os EMGs músculo SO adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de freqüência a 1 e 2,5mm de amplitude.69

Figura 49: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude em relação ao DP do EMG do músculo SO. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.70

Figura 50: Comparação do DP do sinal eletromiográfico do SO entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Observe uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p = 0,008$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p = 0,011$) um leve aumento desta variação de atividade muscular porém ainda menor que o encontrado no basal.71

Figura 51: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório de 2,5mm nas três condições (AV, DV e PV) em relação ao DP do EMG do músculo SO. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.71

Figura 52: DP do sinal eletromiográfico do SO entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,009$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,040$) um leve aumento desta variação de atividade muscular porém ainda menor que o encontrado no basal.....	72
Figura 53: As Figuras mostram a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna esquerda de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.	73
Figura 54: As Figuras mostram a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna esquerda de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.	74
Figura 55: As Figuras mostram o deslocamento do COP AP de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.	75
Figura 56: As Figuras mostram o deslocamento do COP AP de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.	76
Figura 57: A Figura mostra a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna direita de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.....	77
Figura 58: A Figura mostra a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna direita de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.....	78
Figura 59: Trecho do sinal eletromiográfico bruto do músculo SO (cor verde) da perna direita de um sujeito da amostra, adquirido durante a condição DV de 15Hz a 2,5mm de amplitude. O sinal do acelerômetro (cor magenta) foi adquirido simultaneamente durante o experimento. O pico positivo corresponde à compressão do tendão. A cor azul na Figura representa a latência, aproximadamente 57ms, entre as respostas.	79
Figura 60: As Figuras mostram o EMG do músculo TA adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.	81
Figura 61: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório de 1mm, nas três condições experimentais (AV, DV e PV), em relação ao DP do EMG do músculo TA. Observe que na condição DV, há uma pequena alteração do DP a 80Hz.	82

Figura 62: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no DP do EMG do músculo TA. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....83

Figura 63: As Figuras mostram o EMG do músculo GL adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.85

Figura 64: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP do EMG do músculo GL. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.....86

Figura 65: Comparação do DP do sinal eletromiográfico do GL entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,003$), mostrando uma menor variabilidade de atividade muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,894$) uma diferença não significativa dos dados porém uma variabilidade da atividade muscular ainda menor em relação ao basal.87

Figura 66: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no DP do EMG do músculo GL. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.....88

Figura 67: DP do sinal eletromiográfico do GL nas três condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,045$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,232$) uma diferença não significativa dos dados porém uma variabilidade da atividade muscular ainda menor comparado a condição basal.....89

Figura 68: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP do EMG do músculo GM. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.....90

Figura 69: As Figuras mostram o EMG do músculo GM adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.91

Figura 70: O esquema descreve as possíveis conexões sinápticas das aferentes Ia (Group Ia) e II (Group II) durante a condição controle (Control), vibratória (Vibration) e pós-vibratória (Post-Vibr) (BOVE *et al.*, 2003). As conexões oligosinápticas

oriundas das aferentes do grupo II são representadas por um interneurônio (II-IN). As setas da cor branca, cinza escuro e claro mostram a unidade aferente (periférica e supra-espinhal) e a unidade central, sob a condição controle, vibratória e pós-vibratória, respectivamente. O termo “Presyn-I” refere-se ao interneurônio inibitório pré-sináptico. Observe também as conexões oligosinápticas la divergindo-se entre o Presyn-I, o motoneurônio Alpha (α MN) e o interneurônio (II-IN).99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores da Média (MD) e Desvio Padrão (DP) da amplitude do reflexo H normalizado	28
Tabela 2: Valores da Média (MD) e Desvio Padrão (DP) do sinal do COP AP (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados.	38
Tabela 3: Média (MD) e Desvio Padrão (DV) dos valores do DP do COP AP (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados	45
Tabela 4: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores da Velocidade Média do COP AP (cm/s) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados	49
Tabela 5: Valores da Média (MD) e do Desvio Padrão (DP) do sinal do COP ML(cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados	53
Tabela 6: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do COP ML (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados	59
Tabela 7: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores da velocidade média do COP ML (cm/s) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados	63
Tabela 8: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do SO e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados	68
Tabela 9: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do TA e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados	80
Tabela 10: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do GL e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados.....	84
Tabela 11: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do GM e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados.....	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
AP	Ântero-Posterior
AV	Antes da Vibração
CEPH	Comitê de Ética e Pesquisa em Humanos
CM	Centro de Massa
COP	<i>Centre Of Pressure</i> (Centro de Pressão)
COP_AP	Direção Ântero-Posterior do COP
COP_ML	Direção Médio-Lateral do COP
DP	Desvio Padrão
DV	Durante a Vibração
EMG	Eletromiografia
GL	Gastrocnêmio Lateral
GM	Gastrocnêmio Medial
IP	Instituto de Psicologia
IPUSP	Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo
ML	Médio-Lateral
Mmax	Resposta Motora Máxima
MNs	Motoneurônios
NT	Nervo Tibial
PF	Plataforma de Força
PVD	<i>Postvibration Depression</i> (Depressão Pós Vibração)
PV	Após a Vibração
REFLEXO H	Reflexo de Hoffmann
SNC	Sistema Nervoso Central
SO	Sóleos
TA	Tibial Anterior

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	OBJETIVO	10
3.	METODOLOGIA	11
3.1.	Equipamentos e sistemas integrados	11
3.2.	Procedimentos realizados para a obtenção do reflexo H e dos sinais eletromiográficos dos músculos SO e TA	16
3.3.	Condições experimentais e aquisição dos dados	19
3.3.1.	Aquisição do reflexo H do SO em paralelo com a aplicação do estímulo vibratório.....	19
3.3.2.	Aquisição do emg e dos dados da plataforma de força em paralelo ao estímulo vibratório.	21
3.4.	Tratamento dos dados	22
3.4.1.	Processamento do sinal eletromiográfico.....	23
3.4.2.	Processamento do sinal de EMG do SO referente ao reflexo H	24
3.4.3.	Processamento do sinal referente ao COP AP e ML	26
3.5.	Tratamento Estatístico	27
4.	RESULTADOS	28
4.1.	Efeito da frequência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a amplitude do reflexo H do músculo SO	28
4.1.1.	Efeito de vibração com 1mm de amplitude e frequência de 15 e 80Hz sobre a amplitude do reflexo H do músculo SO.....	29
4.1.2.	Efeito de vibração com 2,5mm de amplitude e frequência 15 e 80Hz sobre a amplitude do reflexo H do músculo SO.....	33
4.2.	Efeito da frequência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a postura ortostática.....	37
4.2.1.	Resultados referentes ao valor médio do COP_AP	37
4.2.1.1.	Efeito de vibração a 15 e 80Hz, com 1mm de amplitude, sobre a média do cop ap.....	38
4.2.1.2.	Efeito de vibração a 15 e 80Hz e 2,5mm de amplitude sobre a média do cop.....	42
4.2.2.	Resultados referentes ao desvio padrão (DP) do COP_AP.....	45

4.2.2.1. Efeito da vibração a 15 e 80Hz, a 1mm de amplitude, sobre o desvio padrão do cop ap	45
4.2.2.2. Efeito da vibração de amplitude 2,5mm a 15 e 80Hz sobre o desvio padrão do cop ap	47
4.2.3. Resultados referentes à velocidade média do COP_AP	49
4.2.3.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre a velocidade média do cop ap	49
4.2.3.2. Efeito da vibração a 15 e 80Hz e 2,5mm de amplitude sobre a velocidade média do cop ap	51
4.2.4. Resultados referentes ao valor médio do COP_ML	53
4.2.4.1. Efeito de vibração a 15 e 80Hz, 1mm de amplitude, sobre a média do cop ml	53
4.2.4.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre a média do cop ml.....	56
4.2.5. Resultados referentes ao desvio padrão do COP_ML	59
4.2.5.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre o desvio padrão do cop ml.....	59
4.2.5.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre o desvio padrão do cop ml.....	61
4.2.6. Resultados referentes à velocidade média do COP_ML.....	63
4.2.6.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre a velocidade média do cop ml.....	63
4.2.6.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre a velocidade média do cop ml.....	65
4.3. Efeito da freqüência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre o DP do sinal eletromiográfico dos músculos so, ta, gl e gm.	67
4.3.1. Resultados referentes ao DP do sinal eletromiográfico do músculo SO analisados na perna esquerda	68
4.3.1.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo SO.....	70
4.3.1.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo SO.....	71
4.3.2. Resultados referentes ao DP do sinal eletromiográfico do músculo TA analisados na perna esquerda	79

4.3.2.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo TA.	81
4.3.2.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo TA.	82
4.3.3. Resultados referentes ao DP do sinal eletromiográfico do músculo gl da perna esquerda	83
4.3.3.1. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo GL.	85
4.3.3.2. Efeito da vibração ao utilizar uma freqüência de 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude sobre o DP do sinal eletromiográfico do músculo GL.	87
4.3.4. Resultados referentes ao DP do sinal eletromiográfico do músculo GM analisados na perna esquerda	89
5. DISCUSSÃO	92
5.1. Efeito da freqüência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a modulação do reflexo H do músculo SO	93
5.2. Efeito da freqüência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a postura ortostática.....	96
5.2.1. COP AP.....	96
5.2.2. COP ML	101
5.3. Efeito da freqüência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre o DP do sinal eletromiográfico dos músculos so, ta, gl e gm.	102
6. CONCLUSÃO	106

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANEXO 1

APÊNDICE A

1. INTRODUÇÃO

O sistema de controle postural em humanos promove a estabilidade do corpo, enquanto controla os movimentos detectados pelos segmentos corporais e coordena respostas musculares voluntárias e reflexas. Esse sistema gera seus sinais de controle no sistema nervoso central (SNC) com base na integração das informações sensoriais oriundas do sistema somatossensorial, visual e vestibular (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001; PETERKA, 2002; FRANSSON *et al.*, 2003; THOMPSON *et al.*, 2007).

A estabilidade postural durante a manutenção da postura ortostática é mantida enquanto a projeção vertical do Centro de Massa (CM) do corpo está dentro da base de suporte dos pés (CORBEIL *et al.*, 2004). Além disso, para o ajuste de controle da postura, o SNC utiliza importantes mecanismos antecipatórios e adaptativos que estão ligados a aspectos cognitivos (HORAK, 1987). Os mecanismos antecipatórios do controle postural preparam os sistemas sensoriais e motor para as demandas posturais com base na experiência prévia e na aprendizagem. Já os mecanismos adaptativos, envolvem a modificação do sistema sensorial e motor em resposta às alterações nas demandas da tarefa e do ambiente (HORAK, 1987).

Neste contexto, diversos estudos estão sendo realizados com o objetivo de melhorar o entendimento do sistema do controle postural. Os autores, (SIMONEAU *et al.*, 1995), por exemplo, investigaram os efeitos dos déficits somatossensoriais na postura estática em indivíduos que apresentavam principalmente perda de sensibilidade decorrente da neuropatia diabética. Essa

condição clínica levou a um aumento da variação do Centro de Pressão (*Centre Of Pressure - COP*), mas as informações oriundas dos sistemas visuais e vestibulares permitiram a manutenção da postura ortostática.

O sistema vestibular fornece informações sobre a aceleração linear e angular dos movimentos e posições da cabeça no espaço por meio de receptores sensoriais localizados na orelha interna (DIETZ *et al.*, 1994; CHIARI *et al.*, 2000). Já, o sistema visual fornece dados referentes à posição e movimentos de todo o corpo em relação aos objetos presentes no ambiente (ADAMCOVA e HLAVACKA, 2007).

Quanto ao sistema somatossensorial, o mesmo é constituído por receptores somatossensitivos, como: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de golgi (são exemplos de proprioceptores - sensíveis ao comprimento e tensão dos músculos), os receptores articulares (sensíveis ao movimento e tensão das articulações) e os diferentes mecanorreceptores (sensíveis a vibrações, ao toque, à pressão e também sensíveis ao alongamento da pele) (DUYSENS *et al.*, 2000; THOMPSON *et al.*, 2007). As informações somatossensitivas destes receptores fornecem ao SNC características sobre a posição, a movimentação e o alinhamento do corpo em relação à superfície de apoio, além de relatar informações entre os segmentos do corpo (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001).

As influências dos sistemas sensoriais sobre o controle postural humano podem ser analisadas de diversas formas, entre estas destacam-se: movimentos da superfície de suporte (KLUZIK *et al.*, 2007; REYNOLDS e BRONSTEIN, 2007), rotação do cenário visual (NASHNER e BERTHOZ, 1978; ADAMCOVA e HLAVACKA, 2007) e estimulação mecânica do tipo vibratória aplicada sobre o tendão ou sobre o ventre muscular (HLAVACKA *et al.*, 1995;

UIMONEN *et al.*, 1996; WIERZBICKA *et al.*, 1998; POLONYOVA e HLAVACKA, 2001; BOVE *et al.*, 2003; CAPICIKOVA *et al.*, 2006; MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2006; CEYTE *et al.*, 2007).

A técnica de vibração muscular ou tendinosa tem sido muito utilizada para investigar a influência de aferências proprioceptivas, particularmente daquelas provenientes dos fusos musculares, na percepção espacial e no controle motor (ROLL e VEDEL, 1982; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1989b; ROLL *et al.*, 1989; HLAVACKA *et al.*, 1995; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1998; ADAMCOVA e HLAVACKA, 2007; CEYTE *et al.*, 2007; THOMPSON *et al.*, 2007)

Os fusos musculares são pequenas estruturas formadas por fibras musculares chamadas intrafusais e que estão localizadas em paralelo com as fibras musculares extrafusais de um músculo esquelético (ROTHWELL, 1994). Na região central destes fusos estão localizadas as terminações sensoriais primárias e secundárias que dão origem, respectivamente, às fibras aferentes do grupo Ia e do grupo II (NARDONE e SCHIEPPATI, 2005).

Estas terminações sensoriais, quando perturbadas, respondem de forma diferenciada. Ou seja, as terminações sensoriais primárias, respondem com alta sensibilidade a pequenas variações de comprimento da fibra muscular. Já as terminações secundárias, são sensíveis somente a pequenas mudanças destas fibras (FALLON e MACEFIELD, 2007). Os autores (1998; SCHIEPPATI e NARDONE, 1999; NARDONE e SCHIEPPATI, 2005) complementam que diferente das fibras aferentes do grupo Ia que apresentam uma resposta reflexa de curta latência, as fibras aferentes do grupo II mostram uma resposta reflexa de média

latência que por sua vez podem estar intimamente relacionadas com controle reflexo e ajuste da postura.

A vibração tendinosa é um forte estímulo mecânico capaz de ativar receptores do fuso muscular (EKLUND, 1972a; ROLL *et al.*, 1989; BOVE *et al.*, 2003). Os autores (HAGBARTH *et al.*, 1976; ROLL e VEDEL, 1982; ROLL *et al.*, 1989; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1998) utilizaram o método de microneurografia, pelo qual é possível registrar a atividade unitária de aferentes sensoriais, e relataram que os estímulos vibratórios aplicados sobre o ventre muscular ou tendão podem excitar tanto as terminações primárias como as secundárias do fuso muscular. Porém, em músculos relaxados, as terminações primárias (fibras Ia) são preferencialmente excitadas quando estão expostas a freqüências mais altas (80-100Hz) com amplitude de 1,5mm de vibração (com disparos observados tendo relação 1:1 com o estímulo vibratório aplicado), enquanto as terminações secundárias (fibras II) são preferencialmente excitadas quando expostas a freqüências mais baixas (10 – 30 Hz), conforme mostrado por (ROLL *et al.*, 1989). Além de ativar as terminações fusais, (ABBRUZZESE *et al.*, 1996b; ABBRUZZESE *et al.*, 2001; MEYER *et al.*, 2004) complementam que os estímulos vibratórios aplicados no tendão podem se propagar por todo o membro e também causar uma ampla excitação dos receptores cutâneos, mecanoreceptores e conseqüentemente afetar a manutenção do controle postural.

O aumento da atividade das fibras Ia durante a vibração é interpretado pelo SNC como um estiramento do músculo vibrado e tal interpretação pode gerar sensações ilusórias sinestésicas de deslocamento articular (POLONYOVA e HLAVACKA, 2001; CAPICIKOVA *et al.*, 2006; CEYTE *et al.*, 2007;

THOMPSON *et al.*, 2007). No caso da vibração do tendão calcâneo ou do músculo sóleo, estes deslocamentos ilusórios podem desencadear uma alteração postural compensatória que se caracteriza por uma inclinação do corpo no sentido do músculo vibrado (HLAVACKA *et al.*, 1995; WIERZBICKA *et al.*, 1998; THOMPSON *et al.*, 2007).

Com o intuito de entender os mecanismos neurofisiológicos associados ao controle da postura ortostática durante a aplicação de estímulos vibratórios nos músculos ou tendões da perna, muitos trabalhos têm utilizado o estabilograma obtido por meio da plataforma de força, e realizado medidas eletrofisiológicas, como por exemplo, o reflexo H (ASHBY *et al.*, 1980; VAN BOXTEL, 1986; ABBRUZZESE *et al.*, 2001; FALLON e MACEFIELD, 2007).

Originalmente descrito por Paul Hoffmann em 1926, o reflexo H (Hoffmann) é considerado na literatura como uma resposta análoga ao reflexo de estiramento, que pode ser evocado em diferentes músculos com estimulação elétrica de superfície em seus respectivos nervos (ZEHR, 2002; MISIASZEK, 2003). Por exemplo, como mostra a Figura 1, no caso de uma estimulação elétrica de baixa intensidade e com duração de 1ms no Nervo Tibial (NT), localizado internamente na fossa poplíteia, pode-se observar uma resposta reflexa do tipo descrito por Hoffmann no músculo Sóleos (SO). Ou seja, esta estimulação elétrica é mais efetiva sobre as fibras aferentes Ia, uma vez que estas apresentam um maior calibre e, portanto, possuem um menor limiar de disparo para estimulação. Após serem estimuladas eletricamente, as fibras Ia transmitem potenciais de ação que seguem até a medula onde realizam sinapses com motoneurônios (MNs) homólogos, e geram uma resposta motora (onda H) com cerca de 30ms de latência que pode ser observada

por meio de eletrodos de captação de superfície sobre o ventre muscular (ROTHWELL, 1994).

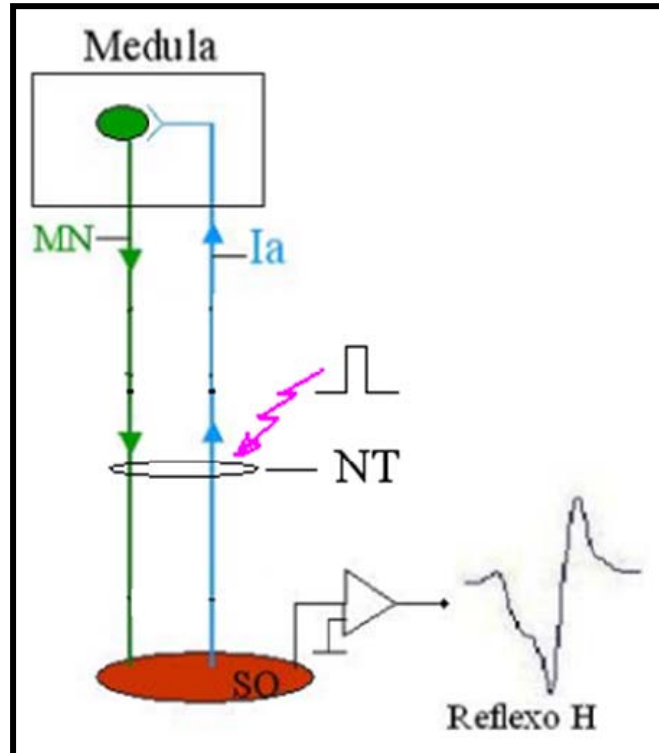


Figura 1: Imagem representativa da resposta reflexa descrita por Hoffmann (reflexo H) no músculo SO. A seta representada pela cor rosa indica a estimulação elétrica superficial e de baixa intensidade aplicada no NT.

Uma das formas de expressar a relativa excitabilidade da via reflexa e dos MNs do SO causados por comandos excitatórios oriundos das aferentes Ia do NT é por meio da amplitude do reflexo H do SO. Muitos são os trabalhos que utilizam a amplitude do reflexo H para melhor compreensão da circuitaria medular responsável pelo controle motor normal (MEUNIER e MORIN, 1989; GOULART *et al.*, 2000; MEZZARANE e KOHN, 2002; MEUNIER *et al.*, 2007). Entretanto, para melhor compreender os mecanismos pelos quais a amplitude deste reflexo é modulada, diferentes estudos foram realizados sobre a inibição pré-sináptica dos terminais sensoriais Ia (MEUNIER e MORIN, 1989; MEUNIER e BOREJSZA, 2005), a inibição-recíproca (CRONE *et al.*, 1987; CRONE *et al.*, 1990), a inibição recorrente

(KATZ e PIERROT-DESEILLIGNY, 1998) e a depressão homosináptica (KOHN *et al.*, 1997) em indivíduos normais ou com algum tipo de lesão neurológica.

Muitos autores utilizaram estímulos vibratórios aplicados nos ventres musculares do SO ou no tendão calcâneo para explicar os fenômenos de inibição do reflexo H que eram freqüentemente atribuídos aos mecanismos de inibição pré-sináptica das terminações aferentes Ia (ASHBY *et al.*, 1980; VAN BOXTEL, 1986; ABBRUZZESE *et al.*, 2001; BOVE *et al.*, 2006). No entanto, atualmente, a diminuição da amplitude do reflexo H tem sido atribuída também a outros mecanismos. Os autores Abruzzese (2001; BOVE *et al.*, 2006) acreditam no envolvimento de uma possível redução na capacidade de transmissão sináptica (depressão homosináptica nas sinapses das Ia para MNs) devido a ativações subseqüentes das terminações sensoriais e que causam redução da amplitude reflexa.

De acordo com a literatura (WIERZBICKA *et al.*, 1998; MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2006), a sensibilidade dos fusos musculares e a resposta gerada por eles à vibração no tendão é dependente de características mecânicas como força, deslocamento, freqüência e duração do estímulo. Entretanto, apesar da técnica de vibração ser um tema bastante discutido nos últimos anos, não foi encontrado trabalhos que avaliaram os efeitos das diferentes freqüências e amplitudes de vibração aplicada sobre o tendão calcâneo na amplitude do reflexo H. Foram encontrados apenas poucos trabalhos realizados com este objetivo sobre a posição do centro de pressão.

Os autores (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2006), por exemplo, confirmam o fato da sensibilidade dos fusos musculares e a resposta gerada por eles à vibração no tendão ser dependente de características mecânicas, em um

estudo realizado com o objetivo de comparar o efeito das diferentes frequências (50, 70 e 90Hz) de vibração aplicadas sobre o tendão do músculo tibial anterior no controle da postura e equilíbrio. Como resultado, foi encontrado que o uso da frequência de 70 e 90Hz causou um aumento significativamente maior na distância do COP movido na direção ântero-posterior. Por outro lado, Uimonen (UIMONEN *et al.*, 1996) descreveram que os estímulos vibratórios aplicados com uma frequência de 50 e 90Hz, amplitude de 0.7 e 0.3mm sobre o ventre muscular do músculo gastrocnêmio mostraram um aumento na velocidade de oscilação do corpo. Já (CAPICIKOVA *et al.*, 2006) pôde demonstrar a importância da duração do estímulo vibratório na sensibilidade do fuso muscular. Esses autores realizaram um estudo cujo objetivo foi analisar a influência da duração do estímulo vibratório aplicado sobre o músculo SO no controle da postura e equilíbrio. Os resultados mostraram que, utilizando uma frequência e amplitude de vibração de 60Hz e 1mm, a amplitude de oscilação do corpo foi maior aplicando uma duração de estimulação de 30s quando comparado a duração do estímulo vibratório de 10 e 20s.

No caso do reflexo H, foi encontrado somente um estudo que apontou diferenças sobre a sensibilidade dos fusos musculares e a resposta gerada por eles à vibração no tendão calcâneo quando os sujeitos foram expostos a posturas corporais diferentes. O estudo realizado por (BOVE *et al.*, 2006), investigou os efeitos induzidos por um estímulo vibratório aplicado sobre o tendão calcâneo com uma frequência de 90Hz sobre o reflexo H do músculo SO durante a postura ereta quieta e em prono. Como resultado, os autores observaram que o estímulo vibratório reduziu a amplitude do reflexo H nas duas diferentes posturas estabelecidas, porém a redução mostrou-se maior quando o sujeito permaneceu em postura ereta.

Portanto, em função da importância do sistema somatossensorial no controle postural, serão estudados os efeitos de um estímulo vibratório no tendão calcâneo direito para verificar (1) as alterações causadas na manutenção do controle postural durante a postura ereta quieta e (2) as alterações causadas por esta vibração na circuitaria neural ipsolateral associada à geração do reflexo H do músculo SO. Para isso, serão quantificadas as alterações no COP ântero-posterior e médio-lateral, nos eletromiogramas dos músculos SO, Tibial Anterior (TA), Gastrocnêmio Lateral (GL), Gastrocnêmio Medial (GM) de ambos os membros inferiores e no reflexo de Hoffmann (reflexo H) em função de dois parâmetros diferentes de frequência e amplitude do estímulo vibratório aplicado ao tendão calcâneo.

2. OBJETIVO

O objetivo geral deste trabalho é:

- Verificar se vibração a duas frequências, uma baixa (15 Hz) e outra alta (80 Hz), aplicada ao tendão calcâneo direito pode afetar de forma diferenciada a postura ereta quieta e o reflexo H.

3. METODOLOGIA

Os experimentos foram realizados em quatorze sujeitos normais sendo sete do sexo feminino e sete do sexo masculino, com idade média de $27,57 \pm 4,05$ ano, peso de $63,57 \pm 20,04$ kg e altura de $1,69 \pm 0,10$ m. Primeiramente, todos foram informados sobre os detalhes da metodologia experimental e em seguida assinaram um termo de consentimento (APÊNDICE A). Como critério de seleção, foi necessário que o indivíduo não apresentasse antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares. A metodologia deste trabalho foi aprovada pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP) da Universidade de São Paulo (ANEXO 1).

3.1. EQUIPAMENTOS E SISTEMAS INTEGRADOS

Com o intuito de alcançar o objetivo proposto neste trabalho, durante os experimentos foi necessário realizar a interação entre cinco equipamentos: um vibrador da marca *Labworks*, modelo LW-126-13; um sistema para ajuste da frequência e duração do estímulo vibratório baseado em uma placa de aquisição de sinais da marca *National Instruments*, modelo PCI-6221, comandado por um programa desenvolvido em *LabView*; uma plataforma de força da marca *AMTI* (modelo OR6-7-1000); um eletromiógrafo modelo Nihon MEB 4200 (marca *Nihon-Kohden*); e, um sistema de aquisição de sinais e gerador de pulsos de sincronismo comandado por um programa desenvolvido no sistema *Workbench* (marca *Datawave Technologies*).

O sistema de vibração, utilizado neste trabalho para promover perturbações mecânicas capazes de ativar as fibras aferentes primárias e secundárias do fuso muscular e gerar perturbações no controle postural, é composto de um amplificador de potência e um transdutor eletro-mecânico (corpo cilíndrico, diâmetro de 10.5 cm e 13.5 cm de comprimento) que foi fixado a uma tábua de madeira, conforme pode ser visto na Figura 2.

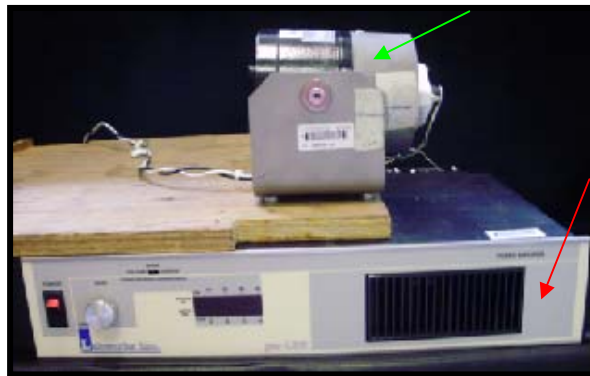


Figura 2: Imagem do vibrador da marca Labworks utilizado neste trabalho. O equipamento é composto de um amplificador de potência (indicado pela seta da cor vermelha) e um transdutor eletro-mecânico (apontado pela seta da cor verde).

Um sistema de ajuste da frequência e duração do estímulo do vibrador foi implementado por meio de um programa desenvolvido por Sandro A. Miqueleti (do Lab. Eng. Biomédica da EPUSP) baseado no ambiente LabView, consistindo de uma tela principal com dois campos onde a frequência e duração do estímulo vibratório foi estabelecida e ajustada pelo experimentador durante os experimentos. A Figura 3 mostra a tela principal do programa utilizado.

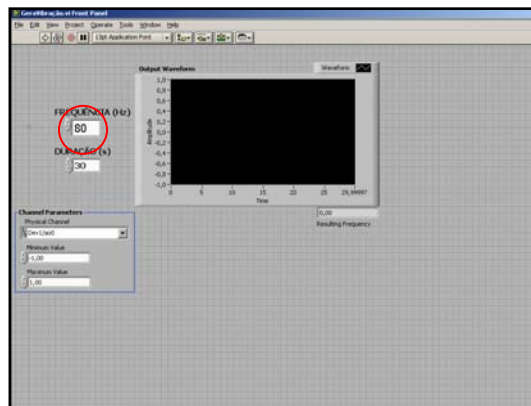


Figura 3: Imagem da tela principal do programa elaborado em LabView para ajuste da frequência e duração da vibração. O círculo em vermelho indica o campo onde a frequência utilizada foi estabelecida.

Visando o correto ajuste manual da amplitude da vibração por meio de um controle no painel do amplificador de potência (Labworks), foi necessário desenvolver um sistema que permitisse mensurar a amplitude da vibração na ponta do transdutor. Este foi baseado em um acelerômetro pequeno e de baixa massa da marca *Analog Devices* (modelo ADXL78) acoplado ao vibrador. O sinal deste acelerômetro chegou até o osciloscópio após passar por um condicionador de sinal desenvolvido no laboratório. Com isso, a amplitude pico a pico da vibração na forma de onda senoidal observada na tela do osciloscópio (Figura 4-B) pôde ser calculada utilizando a fórmula:

$$x = \frac{a}{(4 * \pi^2 * f^2)}$$

Onde,

a = amplitude de aceleração;

x = amplitude de vibração;

f = frequência de vibração.

O procedimento, portanto, para cada sujeito foi aumentar a partir de zero a intensidade de vibração até se obter no osciloscópio a amplitude vibratória

desejada. A Figura 4, a seguir, mostra os equipamentos utilizados para mensurar a amplitude pico-pico de vibração.

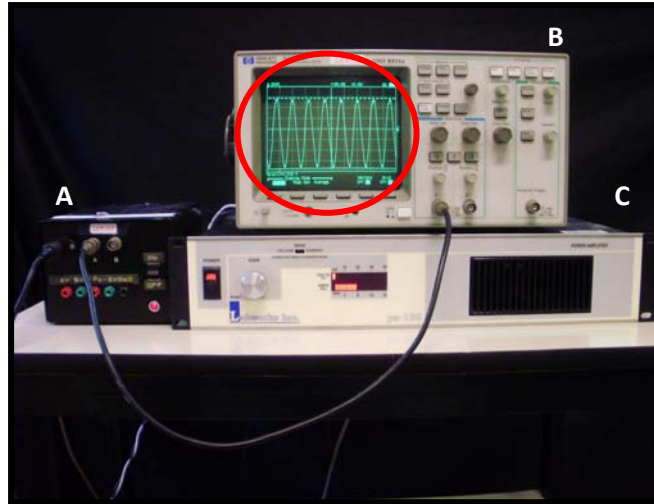


Figura 4: A figura mostra o condicionador de sinal do acelerômetro (caixa preta indicada por A). Após passar por este condicionador, o sinal do acelerômetro chega até o osciloscópio (B) em cuja tela pode-se observar a amplitude pico-pico da vibração na forma de onda senoidal (circulo vermelho) que foi ajustada pelo amplificador de potencia (C).

Ainda foi utilizada uma Plataforma de Força (PF) que forneceu as forças e os momentos nos três eixos (X, Y e Z) do sistema de coordenadas, e a partir desses dados foi possível calcular o COP. Os sinais analógicos da plataforma foram amplificados e filtrados localmente (a 1KHz) para eliminação de ruído antes de serem adquiridos a 2.500Hz e reamostrados (decimados) por software a 100Hz.

De forma simultânea, foi também utilizado um eletromiógrafo para a captação e o condicionamento dos sinais eletromiográficos dos músculos SO e TA. Além disso, este equipamento também serviu para controlar a intensidade dos estímulos aplicados na fossa poplítea para a obtenção do reflexo H.

O sincronismo entre os cinco sistemas foi realizado por meio de um disparo manual (tecla de computador) que iniciou o sistema do Workbench (DataWave) e simultaneamente o sistema LabView instalados em dois computadores diferentes interconectados via entrada e saída de sinais de

sincronismo. O sistema de aquisição baseado no ambiente Workbench (Datawave Technologies) instalado em um PC converteu os sinais obtidos dos equipamentos utilizados e, realizou a temporização entre os disparos dos estímulos de forma a automatizar a realização do experimento (veja a Figura 5).

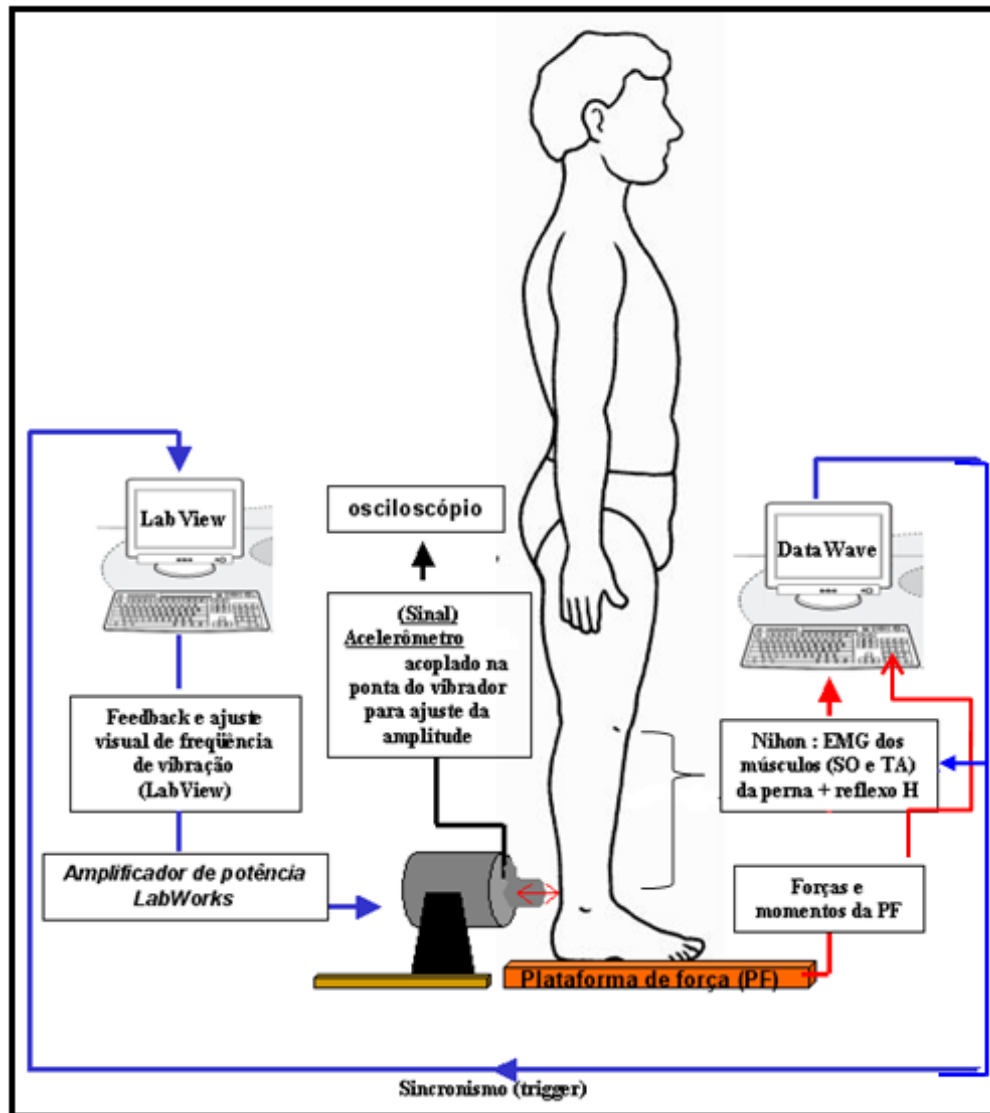


Figura 5: Esquema ilustrativo do sincronismo entre os cinco equipamentos (vibrador, LabView, DataWave, PF e Nihon) utilizado neste trabalho. Primeiramente, o circuito representado pela cor azul indica os sinais que saem inicialmente do DataWave para disparar os equipamentos. Depois, o circuito de cor vermelha, indica os sinais que saem dos equipamentos para serem captados e adquiridos pelo sistema DataWave. Já o circuito de cor preta, representa o sinal que sai do acelerômetro acoplado ao vibrador e chega até o osciloscópio onde visualiza-se a amplitude pico a pico de vibração.

3.2. PROCEDIMENTOS REALIZADOS PARA A OBTENÇÃO DO REFLEXO H E DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS MÚSCULOS SO E TA

Os sujeitos foram posicionados na postura ortostática. Logo em seguida, foi realizada a higienização das regiões da pele com álcool 90% onde os eletrodos de captação foram fixados.

Com o objetivo de reduzir a impedância da pele para que não houvesse assimetria entre as amplitudes dos sinais eletromiográficos, epiderme foi esfoliada através de uma fita abrasiva (3M[®]) para que as impedâncias medidas em cada eletrodo necessariamente fossem menores que 20 k Ω .

Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados dois pares de eletrodos de superfície (discos de cloreto de prata) com 0,8 cm de diâmetro como mostra a Figura 6. Estes eletrodos foram firmemente fixados à pele com um esparadrapo micropore (3M[®]) a uma distância de 2cm entre cada um como se pode observar na Figura 6. Além disso, foi utilizado também um gel eletrolítico para contato entre os eletrodos e a pele. Este mesmo procedimento também foi utilizado com o eletrodo terra (disco metálico e redondo) com 3 cm de diâmetro que foi fixado medialmente na porção inferior da tíbia.

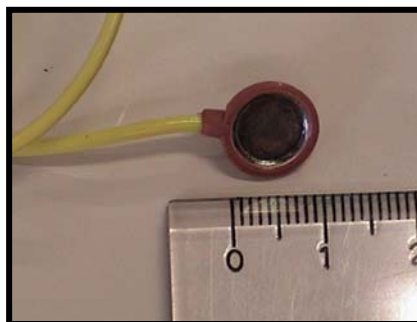


Figura 6: Foto ilustrativa do eletrodo de captação de superfície.

Os sinais eletromiográficos foram adquiridos nos músculos SO, TA, GL e GM tanto da perna direita como da esquerda e a colocação dos eletrodos nestes músculos seguiu as seguintes convenções (Figura 7):

- a) SO (Sóleus): com o eletrodo posicionado a 4 cm abaixo da junção das duas cabeças do músculo gastrocnêmio (Burke 1997);
- b) TA (Tibial Anterior): com o eletrodo posicionado no $\frac{1}{4}$ proximal entre a distância da cabeça da fibula e o maléolo lateral (MORIMOTO, 2003);
- c) GL (Gastrocnêmio Lateral) e GM (Gastrocnêmio Medial): seguiu a revisão Européia de posicionamento de sensores para músculos superficiais, SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) (HERMENS, 2000).

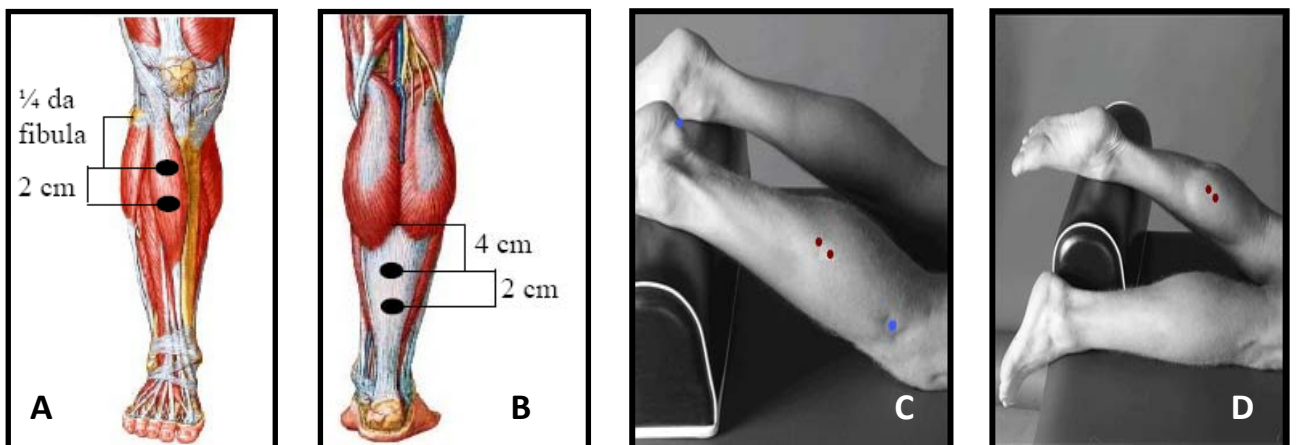


Figura 7: Posicionamento dos eletrodos de captação dos sinais eletromiográficos dos músculos: SO (A), TA (B), GL (C) e GM (D)

O reflexo H foi gerado por estimulação elétrica (duração de 1 ms; frequência de 0.3 Hz), utilizando-se eletrodos bipolares de superfície (7 mm de

Metodologia

diâmetro, separados entre si por 2 cm, sendo o contato feito por meio de um feltro embebido em solução salina, ver Figura 8. Dessa forma, o Nervo Tibial (NT) foi estimulado posicionando-se o eletrodo na região da fossa poplíteia, fixado por uma fita velcro (com o cátodo posicionado de forma mais proximal).

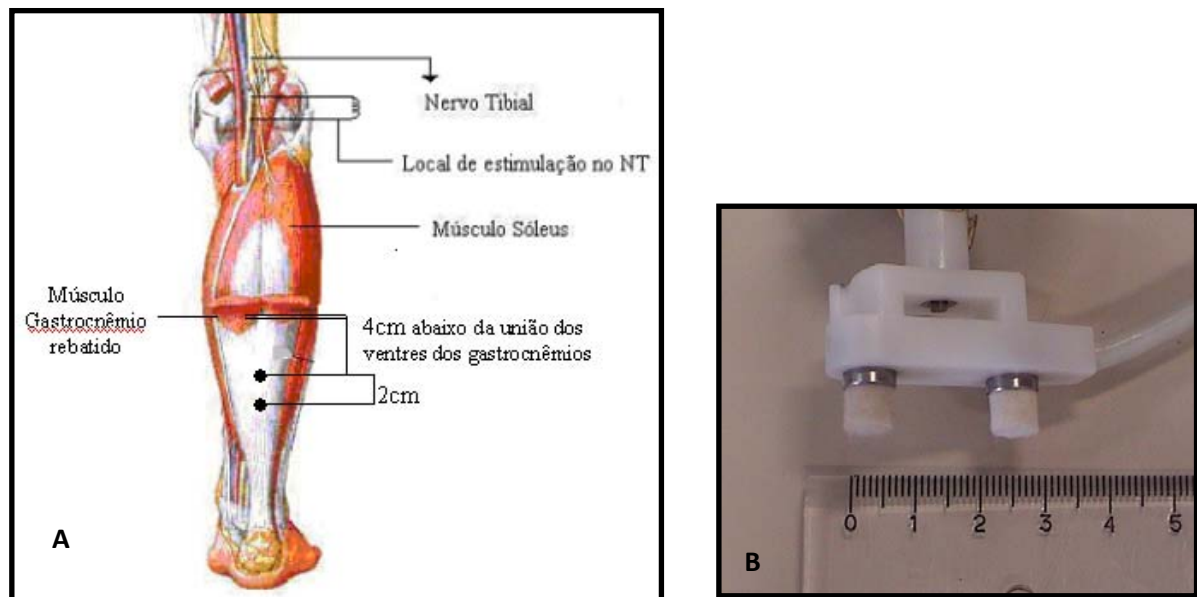


Figura 8: (A) Ilustração do local onde foi colocado o eletrodo de estimulação e de captação do SO. (B) Ilustração do eletrodo de estimulação utilizado para estimular o nervo tibial.

A captação do reflexo H no músculo SO seguiu os mesmos procedimentos e convenções descritos acima. Cada sinal de EMG foi amplificado e passado por um filtro passa-banda com frequência de corte de 10 a 1KHz e, utilizada uma frequência de amostragem da EMG de 2500 Hz por canal.

Para uma melhor comparação da possível diminuição nas amplitudes do reflexo H em decorrência dos estímulos vibratórios aplicados sobre o tendão calcâneo, foi necessário estabelecer uma faixa constante (controle) da amplitude da onda H em porcentagem da onda M máxima (Mmax) durante a situação de repouso.

A onda M é a resposta à estimulação direta dos axônios eferentes (provenientes dos motoneurônios Alpha) e sua amplitude pico a pico máxima (Mmax) é utilizada na maioria das vezes como referência (para fins de normalização), uma vez que é a resposta elétrica atribuída ao disparo síncrono de todos os axônios dos motoneurônios (ROTHWELL, 1994). A literatura sugere uma padronização na amplitude do reflexo H em torno de 20% da onda Mmax pois os efeitos de inibições e excitações geradas na medula espinhal foram mostradas dependerem do valor basal da amplitude do reflexo H (CRONE *et al.*, 1990).

Após a realização destes procedimentos, foi dado início ao experimento propriamente dito e à aquisição dos dados para alcançar o objetivo deste trabalho.

3.3. CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS E AQUISIÇÃO DOS DADOS

3.3.1. AQUISIÇÃO DO REFLEXO H DO SO EM PARALELO COM A APLICAÇÃO DO ESTÍMULO VIBRATÓRIO

Inicialmente, como mostra a Figura 9, os sujeitos foram colocados à frente do estimulador vibratório para que fossem feitos os ajustes de altura, de forma que a ponta do mesmo ficasse levemente pressionada sobre a pele e na posição central do tendão calcâneo da perna direita.

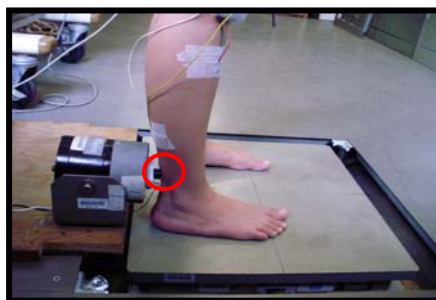


Figura 9: A foto ilustra um sujeito posicionado sobre a PF, com a ponta do vibrador levemente pressionando o tendão calcâneo (circulo vermelho).

Logo em seguida, após obter uma onda H do SO com uma amplitude em torno de 20% da onda Mmax foi dado início ao primeiro experimento, que teve o intuito de estudar os possíveis efeitos causados por uma vibração no tendão calcâneo direito sobre a circuitaria neural ipsilateral associada a reflexos monossinápticos da perna. Para isso, constou na aquisição do reflexo H do SO em paralelo com a aplicação do estímulo vibratório.

Com o sujeito na postura ereta quieta, continuamente de olhos abertos, foi possível ajustar a frequência e a amplitude de vibração, lembrando que a frequência foi ajustada pelo programa elaborado no LabView e a amplitude pico a pico foi ajustada pelo ganho do amplificador de potência controlada visualmente por meio do osciloscópio. Depois destes ajustes, o experimentador disparou o programa de aquisição elaborado no Datawave para iniciar a coleta dos dados. Estes procedimentos foram realizados no início de cada um dos quatro blocos coletados com 90 segundos cada.

Cada bloco possuía três condições diferentes de 30 segundos, sendo elas: i) Antes da Vibração (AV) ou controle; ii) Durante a Vibração (DV); iii) Pós-Vibração (PV). Em cada condição foram captados dez reflexos H com um intervalo de 3 segundos entre eles, totalizando desta forma trinta reflexos captados de forma contínua em cada bloco.

Dos quatro blocos realizados, dois foram efetuados com uma frequência de vibração ajustada a 15Hz e os outros dois com uma frequência a 80Hz. Além disso, os dois blocos realizados para cada frequência também foram ajustados de modo a abranger uma amplitude pico a pico de estímulo vibratório diferente para cada um, sendo elas: 1 mm e 2,5 mm. Vale ressaltar que a coleta de dados foi realizada de forma aleatória e com intervalos de 3 minutos de descanso

entre cada um dos quatro blocos efetuados. Estas descrições podem ser melhor visualizadas na Figura 10 a seguir.

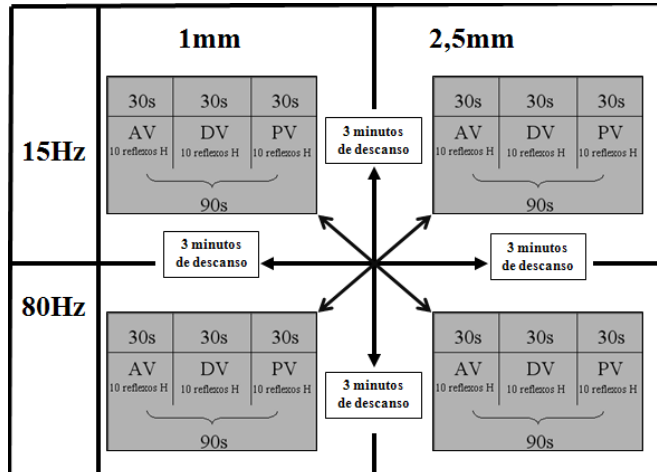


Figura 10: Imagem ilustrando o primeiro experimento que foi realizado para a aquisição do reflexo H do SO em paralelo com a aplicação do estímulo vibratório.

Após a conclusão deste primeiro experimento, foi feita a retirada do eletrodo de estimulação do reflexo H que estava posicionado sobre a fossa poplítea do sujeito e depois de um intervalo de 10 minutos de descanso foi iniciada a segunda condição experimental (sem aquisição do reflexo H) que consistiu somente na aquisição do Eletromiograma (EMG) e dos dados da PF a aquisição juntamente com a aplicação da vibração.

3.3.2. AQUISIÇÃO DO EMG E DOS DADOS DA PLATAFORMA DE FORÇA EM PARALELO AO ESTÍMULO VIBRATÓRIO.

Semelhante à condição anterior este experimento também foi realizado de forma aleatória, com quatro blocos de 90 segundos cada, que foram separados com intervalos de descanso de 3 minutos. Dos blocos efetuados, dois foram ajustados com uma frequência de vibração a 15Hz e os outros dois com uma frequência a 80Hz. Além disso, para cada frequência foram ajustadas duas amplitudes pico a pico de estímulo vibratório diferente, sendo elas: 1 mm e 2,5 mm.

Os sujeitos foram posicionados sobre a PF, de olhos abertos na postura ereta quieta, de modo que ficassem à frente do estimulador vibratório, com a ponta do mesmo levemente pressionando o tendão calcâneo. Após realizar os ajustes dos parâmetros vibratórios por meio do programa em LabView e do osciloscópio, o experimentador através do sistema Datawave disparou o programa de aquisição dos dados. Novamente, estes procedimentos foram realizados no início de cada um dos quatro blocos coletados.

Assim como anteriormente (Figura 8), porém sem a aquisição do reflexo H, cada bloco possuía três condições diferentes de 30 segundos. Sendo elas: i) AV; ii) DV; iii) PV onde foi realizada de forma contínua a aquisição do COP Ântero-Posterior (AP), do COP Médio-Lateral (ML) por meio da plataforma de força e a aquisição do EMG bilateral dos músculos SO, TA, GL e GM.

Após a aquisição dos dados durante as condições experimentais, os sinais eletromiográficos e da PF foram convertidos para ASCII e processados em ambiente MATLAB (versão 7.4.0.287, R2007a, Mathworks, Inc.).

3.4. TRATAMENTO DOS DADOS

A duração da aquisição do COP e do EMG de forma contínua foi de 90s, como descrito no item 3.3.2. No entanto, houve a necessidade de selecionar alguns trechos destes dados, durante o processamento, uma vez que foi observada nos primeiros 10s de cada condição uma fase de adaptação em relação ao paradigma proposto e isso poderia gerar informações errôneas durante a análise dos dados. Sendo assim, para analisar o efeito da frequência e amplitude de vibração sobre o controle postural foram calculados: i) Desvio Padrão (DP) do EMG; ii) valor médio, DP, e velocidade média do COP AP e ML. Estes parâmetros foram

medidos em trechos de 20s contidos em cada período, ou seja: a) 10 a 30s (AV); b) 40 a 60s (DV); c) 70 a 90s (PV). Veja um exemplo do COP AP na Figura 11 a seguir.

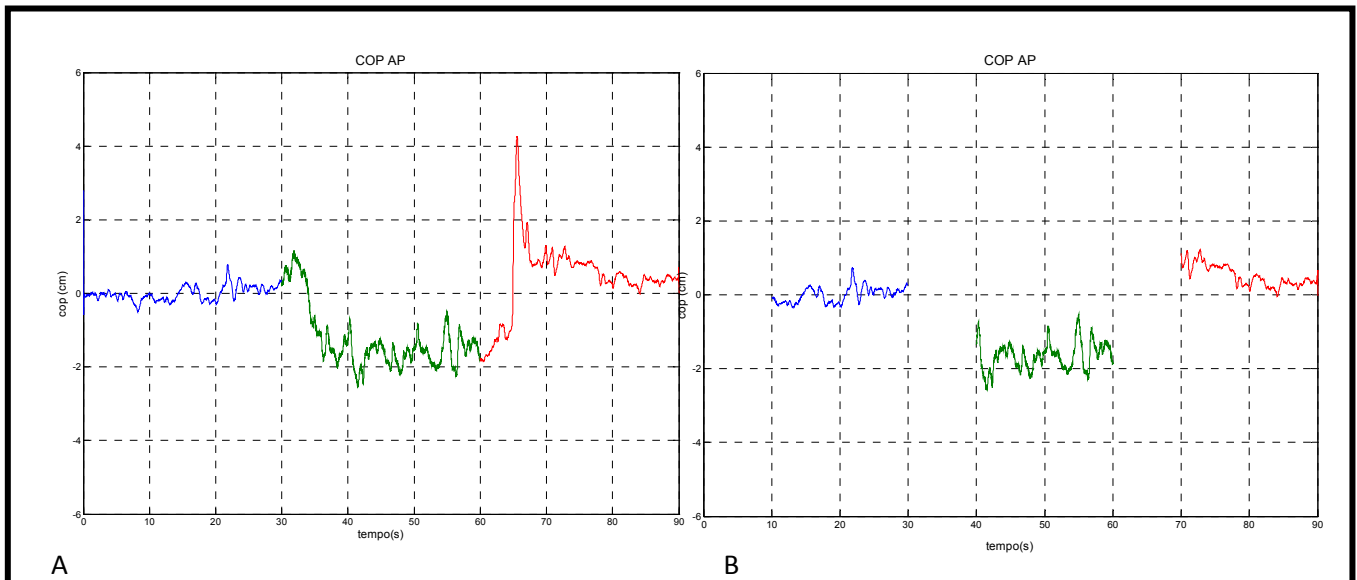


Figura 11: Em (A) observa-se o sinal original do COP. Já em (B) nota-se os trechos selecionados de cada período AV, DV e PV que são considerados estacionários para fins de cálculo de parâmetros.

3.4.1. PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Para quantificar os dados referentes aos sinais eletromiográficos dos músculos SO, TA, GL e GM, primeiramente utilizou-se o comando “*detrend*” do MatLab em todos os sinal dos EMG’s (90s) para que tivessem uma média zero. Posteriormente, estes foram passados por um filtro rejeita-faixa (Notch) a fim de eliminar a interferência eletromagnética do estimulador vibratório referente às frequências de 80 ou 15 Hz. Após a passagem pelo filtro Notch, os sinais ainda foram retificados e passados por um filtro passa-baixas *Butterworth*, com frequência de corte de 0,5Hz, obtendo-se assim uma estimativa da envoltória de cada sinal eletromiográfico que serviu para visualização das respostas de cada um destes

músculos. Esta envoltória do EMG em função do tempo é mostrada em algumas figuras na seção de Resultados.

No entanto, para quantificar a amplitude do EMG foi utilizado o desvio-padrão (DP) a partir dos valores brutos e posteriormente realizada a normalização dos dados utilizando-se o valor de amplitude da respectiva onda M_{\max} encontrada durante a aquisição do reflexo H. Porém, vale ressaltar que como o sinal do EMG possui média zero (pois utilizou-se o comando *detrend* do MatLab) o DP e o valor RMS (*Root Mean Square*) coincidem.

3.4.2. PROCESSAMENTO DO SINAL DE EMG DO SO REFERENTE AO REFLEXO H

A quantificação do reflexo H foi realizada sem a retificação e filtragem, uma vez que estes procedimentos podem gerar a perda de informações importantes como, por exemplo, o valor da amplitude pico a pico do reflexo H.

Janelas de aquisição de 100s, contendo as ondas do reflexo H bem como os artefatos de estímulos aplicados no NT, foram sobrepostas de modo que os trinta reflexos H captados fossem exibidos em cada condição do experimento (AV, DV, PV), como mostra a Figura 12 a seguir.

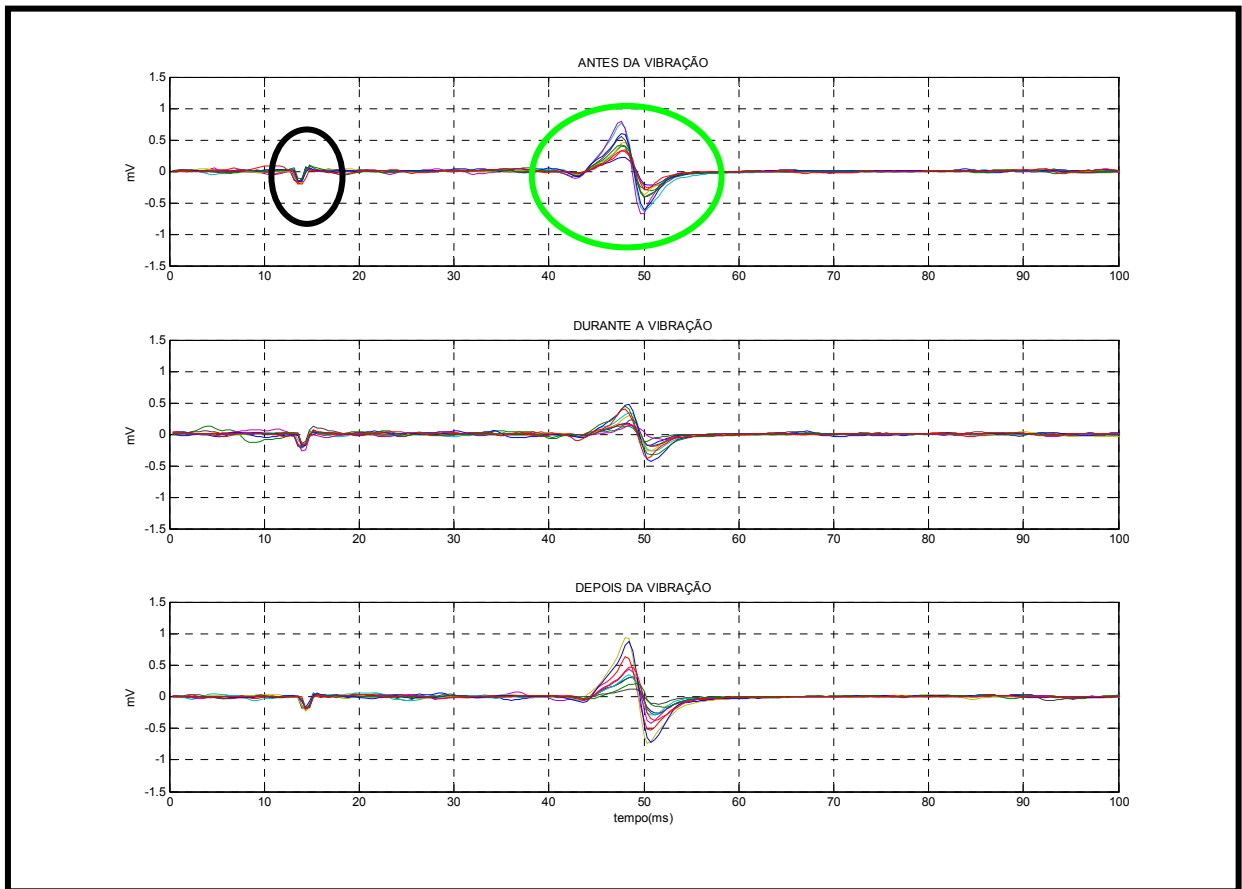


Figura 12: A figura ilustra os trinta reflexos H do SO captados durante a primeira condição experimental. Observe que existem três condições (AV, DV e PV), sendo que em cada uma delas foram sobrepostos 10 reflexos H. Na divisão que ilustra a condição AV (Antes da Vibração), um círculo da cor verde mostra os reflexos H captados e um círculo da cor preta mostra o momento de aplicação do estímulo que seguem de forma idêntica nas outras duas divisões (DV e PV).

A seguir foi realizado o cálculo da amplitude pico a pico para então calcular a média dos dez reflexos adquiridos em cada condição, com o objetivo de avaliar se houve uma facilitação ou inibição dos reflexos durante e/ou após o período vibratório.

3.4.3. PROCESSAMENTO DO SINAL REFERENTE AO COP AP E ML

Antes de quantificar os dados do COP, primeiramente, foi utilizada uma rotina escrita em ambiente MatLab para a realização da calibração dos sinais adquiridos pela PF em unidades de força (Newton) e momento (Newton*metro) .

Depois da calibração dos valores fornecidos pela PF referentes às forças e os momentos nos três eixos (X, Y e Z) do sistema de coordenadas, foi possível calcular os valores do COP (convertidos em centímetros) em ambas as direções (AP e ML) utilizando a seguinte fórmula:

$$X = -(M_y - F_x * Z_0) / F_z$$

$$Y = (M_x + F_y * Z_0) / F_z$$

$$Z_0 = - 43,577\text{mm}$$

Onde,

M_x e y = momento da força em relação ao eixo x e y ;

F_x , y e z = força na direção x , y e z

Z_0 = distância do centro da plataforma de força à superfície.

No Matlab, os sinais do COP AP e ML adquiridos pela plataforma de força foram passados por um filtro passa-baixas do tipo *Butterworth* com frequência de corte de 5Hz para uma melhor visualização dos dados. Como dito no item 3.4 (tratamento dos dados), em cada um dos trechos de 20s contidos em cada período (AV, DV e PV) foi calculado o valor médio, o DP (após aplicar em cada trecho o comando “detrend” do MatLab), e a velocidade média do COP. A velocidade média

foi calculada pela divisão entre a soma dos valores absolutos das diferenças entre amostras adjacentes do COP e a duração do COP.

3.5. TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para analisar o efeito da frequência e amplitude de vibração sobre o controle postural e sobre o reflexo H, em cada bloco experimental foram calculados: o DP do EMG dos músculos SO, TA, GL e GM; o DP, o valor médio e a velocidade média do COP AP e do COP ML; o valor médio das amplitudes pico a pico dos 10 reflexos H para cada condição (AV, DV e PV).

Para a análise estatística destes resultados foi utilizado em todos os casos, o software SPSS (versão 15.0) e aplicado o teste paramétrico *Two-Way* ANOVA de medidas repetidas ($p < 0,05$) que foi seguido pelo *post-teste* de Bonferroni para comparar as três condições (AV, DV e PV) em função de cada frequência e amplitude de vibração utilizada.

4. RESULTADOS

Os resultados deste trabalho, descritos a seguir conforme as organizações do capítulo anterior referem-se aos dados obtidos pela: aquisição do reflexo H do SO, aquisição dos dados da plataforma de força (COP AP e ML) e aquisição do EMG (SO, TA, GL e GM) quando utilizado um estímulo vibratório com uma frequência de 15 e 80Hz a 1 e 2,5mm de amplitude.

4.1. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE A AMPLITUDE DO REFLEXO H DO MÚSCULO SO

A variabilidade média e DP da amplitude do reflexo H durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística (Two-Way ANOVA de medida repetidas com pós-teste de Bonferroni) podem ser visualizadas na Tabela 1. Nesta é possível observar que durante a vibração (DV), tanto ao utilizar uma frequência de 15Hz como 80Hz a 1 e 2,5mm de amplitude, houve uma diminuição na amplitude do reflexo H quando comparada com a situação controle (AV). Além disso, observa-se também que apesar da amplitude média do reflexo H na condição PV ter aumentado em relação à condição DV, ela ainda permanecia um pouco inferior quando comparada à condição basal (AV).

Tabela 1: Valores da Média (MD) e Desvio Padrão (DP) da amplitude do reflexo H normalizado

	TEMPO(TP)						VALOR P (p<0,05)						
	AV		DV		PV		TP			PÓS-TESTE (Bonferroni) (p<0,05)			
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP	TP	TP/FREQ	FREQ	Parâmetro	TP	AV/DV	AV/PV
15Hz/1mm	0,2	0,05	0,14	0,05	0,16	0,05	0,000	0,005	0,061	15Hz/1mm	0,033	0,027	0,063
80Hz/1mm	0,19	0,03	0,08	0,04	0,14	0,05				80Hz/1mm	0,000	0,000	0,003
15Hz/2,5mm	0,18	0,04	0,11	0,05	0,17	0,05	0,000	0,001	0,070	15Hz/2,5mm	0,000	0,000	0,489
80Hz/2,5mm	0,19	0,03	0,05	0,03	0,15	0,05				80Hz/2,5mm	0,000	0,000	0,002

4.1.1. EFEITO DE VIBRAÇÃO COM 1MM DE AMPLITUDE E FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ SOBRE A AMPLITUDE DO REFLEXO H DO MÚSCULO SO.

A análise estatística mostrou não haver diferença ($p=0,061$) para o fator frequência (independente do tempo) quando utilizada a 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Porém, em relação ao fator tempo (AV, DV e PV) independente da frequência observou-se que o resultado foi significativo ($p<0,001$). Já, ao verificar a interação entre estes fatores ou seja, se as frequências utilizadas são diferentes em relação ao tempo, notou-se como pode ser visto ainda na Tabela 1, uma significância dos dados ($p=0,005$). Veja a Figura 13 a seguir.

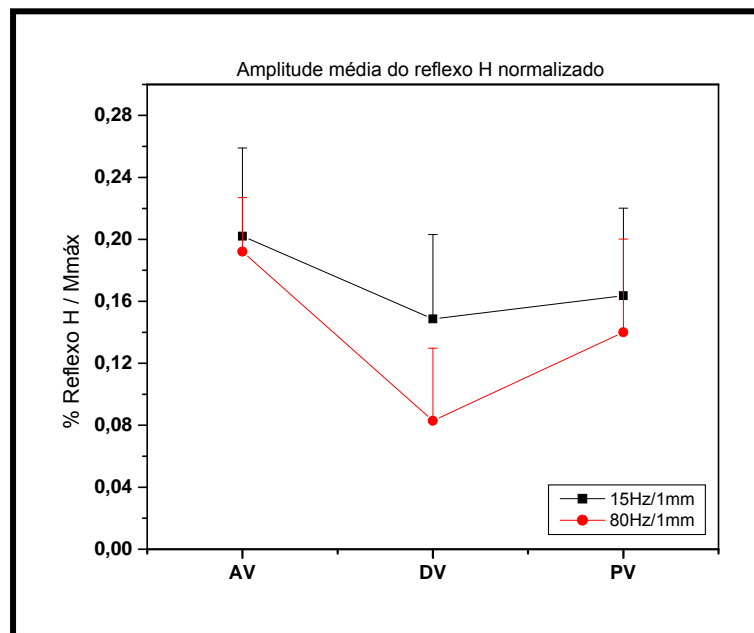


Figura 13: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo (AV, DV e PV) e frequência (15Hz e 80Hz) do estímulo vibratório ao utilizar 1mm de amplitude durante a modulação do reflexo H. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Após aplicar o pós-teste de Bonferroni, observou-se que nos dados referentes aos estímulos de 15Hz houve uma diminuição significativa de 26,07% ($p=0,027$) da amplitude média do reflexo H durante a aplicação do estímulo vibratório ($0,14\pm0,05$) em relação à condição controle ($0,20\pm0,05$). Os dados

referentes à condição PV ($0,16\pm 0,05$) em relação à AV não mostraram significância ($p=0,063$). Apesar dos resultados entre as condições AV e PV não diferirem, pode-se observar qualitativamente de acordo com a Figura 14-PV que a amplitude do reflexo H após a aplicação do estímulo vibratório ainda mostrou-se inferior em relação à condição basal (AV). Veja a Figura 14.

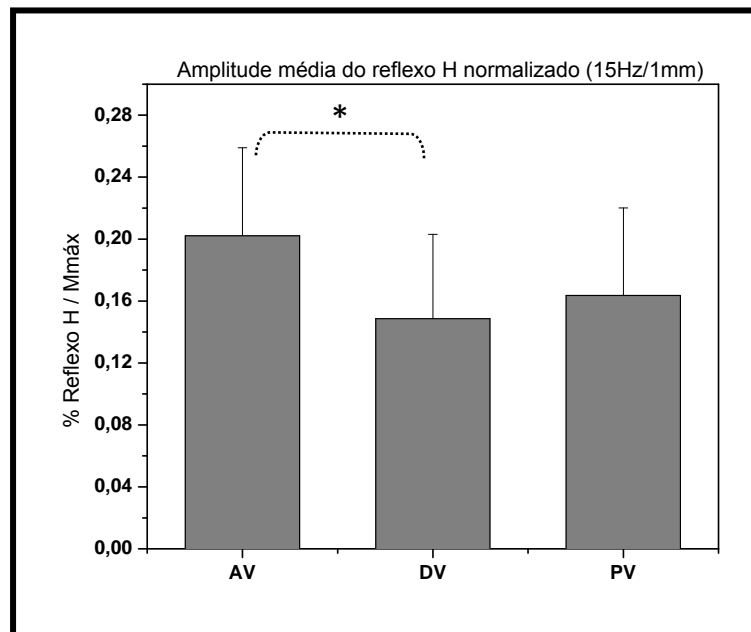


Figura 14: O gráfico corresponde a amplitude média do reflexo H normalizado durante as condições AV, DV, PV. Nota-se uma diminuição da amplitude, estatisticamente significativa ($p=0,027$), somente durante a condição DV em relação a AV. Após o estímulo vibratório, o reflexo H ainda mostrou uma amplitude inferior em relação à condição basal (AV).

Em relação aos estímulos aplicados com uma frequência de 80Hz, a diferença estatística encontrada foi nas condições DV ($p<0,001$) e PV ($p=0,003$) em relação a AV. Estes dados, como podem ser observados na Figura 15, mostram uma diminuição respectivamente de 56,15% e de 27,30% nas amplitudes médias do reflexo H na condição DV ($0,08\pm 0,04$) e PV ($0,14\pm 0,06$) quando comparados à condição controle ($0,19\pm 0,03$).

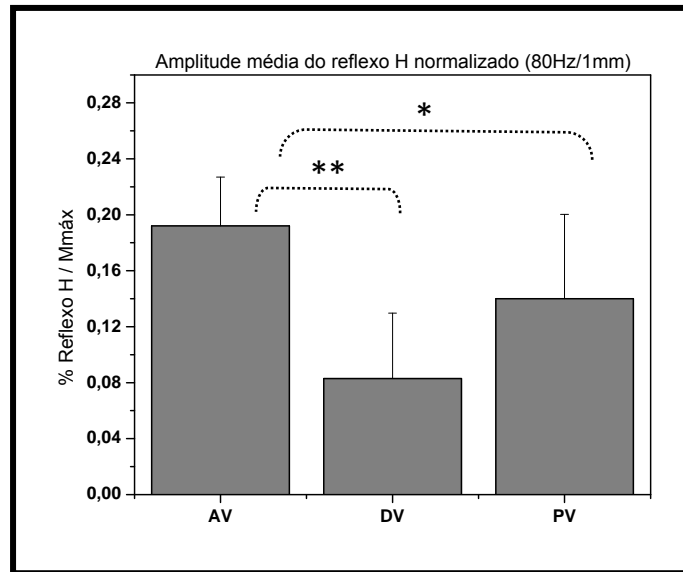


Figura 15: O gráfico mostra a amplitude média do reflexo H normalizado durante as três condições experimentais. Nota-se uma diminuição da amplitude, estatisticamente bastante significativa durante a condição DV ($p < 0,001$) e PV ($p = 0,003$) em relação a AV.

A Figura 16-A mostra uma imagem das amplitudes pico a pico dos dez reflexos adquiridos em cada condição de um dos sujeitos da amostra estudada, quando utilizada uma amplitude de 1mm e frequência de vibração a 15Hz. Da mesma forma, a Figura 16-B mostra uma imagem semelhante, porém quando foi utilizada uma frequência a 80Hz. Considerando as condições (AV, DV e PV) pode-se notar, qualitativamente, que na Figura 16-A há uma diminuição da amplitude dos dez reflexos H durante a vibração e um retorno gradual desta amplitude para a condição basal (AV) após interromper o estímulo vibratório. Na Figura 16-B, observa-se o mesmo descrito anteriormente, porém com o aumento da frequência de vibração para 80Hz, durante a condição DV houve uma redução maior da amplitude do reflexo H.

Resultados

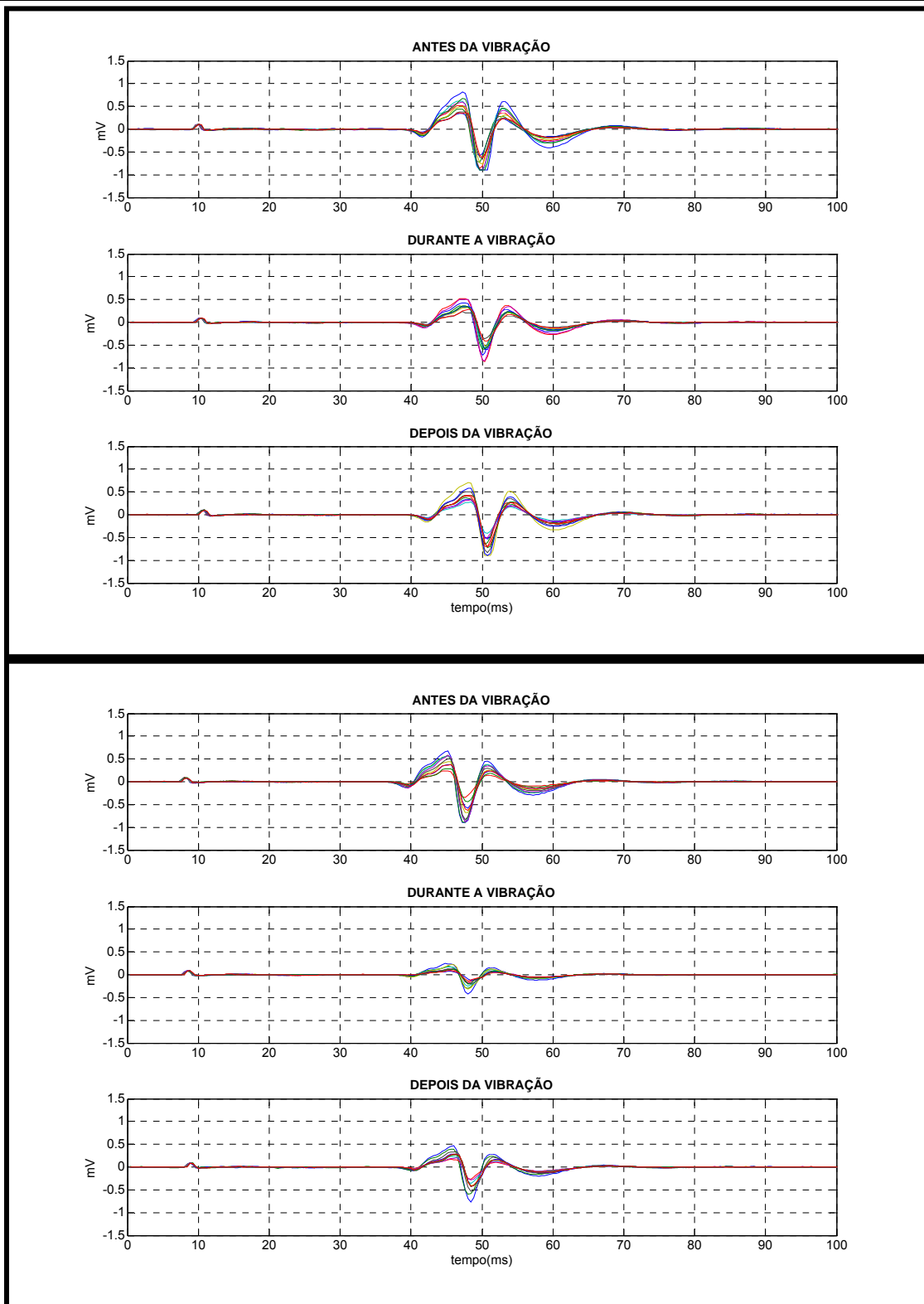


Figura 16: Imagens dos dez reflexos H do músculo SO captados em cada condição experimental mostrando uma diminuição da amplitude dos reflexos H durante a condição DV e um retorno gradual da amplitude na condição PV. Os quadros (A) e (B) são dados de um sujeito da amostra estudada e são referentes às situações 15 e 80Hz de frequência a 1mm de amplitude.

4.1.2. EFEITO DE VIBRAÇÃO COM 2,5MM DE AMPLITUDE E FREQUÊNCIA 15 E 80HZ SOBRE A AMPLITUDE DO REFLEXO H DO MÚSCULO SO.

Quando utilizado 15 e 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória verificou-se que não há diferença ($p=0,070$) para o fator frequência Porém, em relação ao fator tempo ($p<0,001$) e interação entre os fatores ($p=0,001$) os resultados mostraram-se significativos. Veja a Figura 17 abaixo.

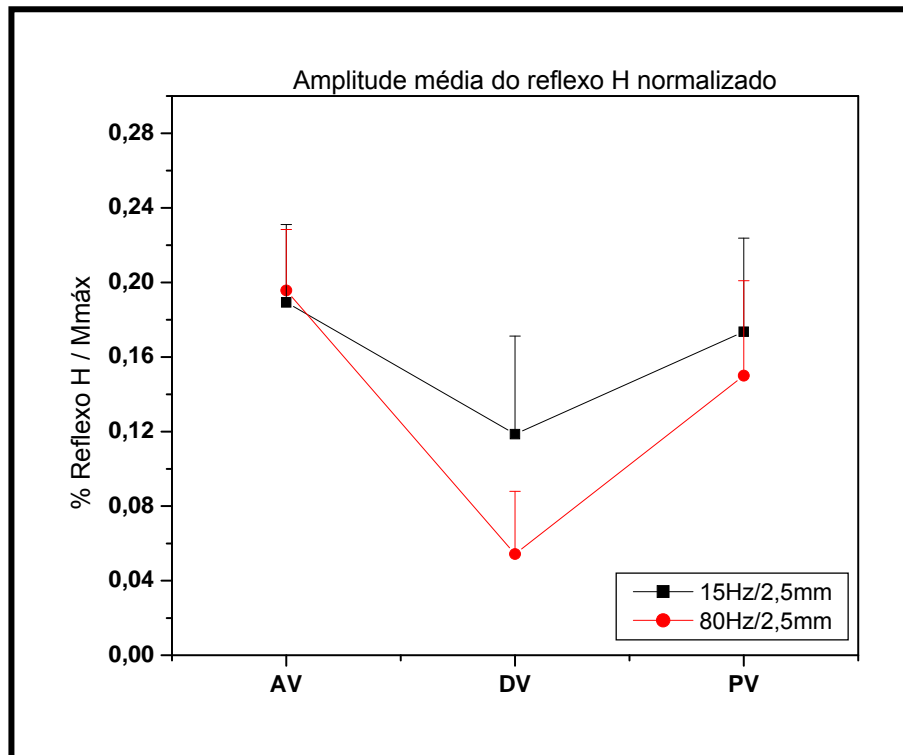


Figura 17: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo (AV, DV e PV) e frequência (15Hz e 80Hz) do estímulo vibratório ao utilizar 2,5mm de amplitude durante a modulação do reflexo H. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Semelhante ao item anterior (4.1.1), ao aplicar o pós-teste de Bonferroni, observou-se que nos dados referentes aos estímulos de 15Hz houve uma diminuição bastante significativa ($p<0,001$) de 37,06% da amplitude média do reflexo H na condição DV ($0,11\pm0,05$) quando comparada a situação AV ($0,18\pm0,04$).

Resultados

Os dados referentes à condição PV ($0,17 \pm 0,05$) em relação à AV não mostraram significância ($p=0,489$). Novamente, apesar dos resultados entre as condições AV e PV não diferirem, pode-se dizer qualitativamente de acordo com a Figura 18 que a amplitude do reflexo H após a cessação da aplicação do estímulo vibratório ainda mostrou-se levemente inferior em relação à condição basal.

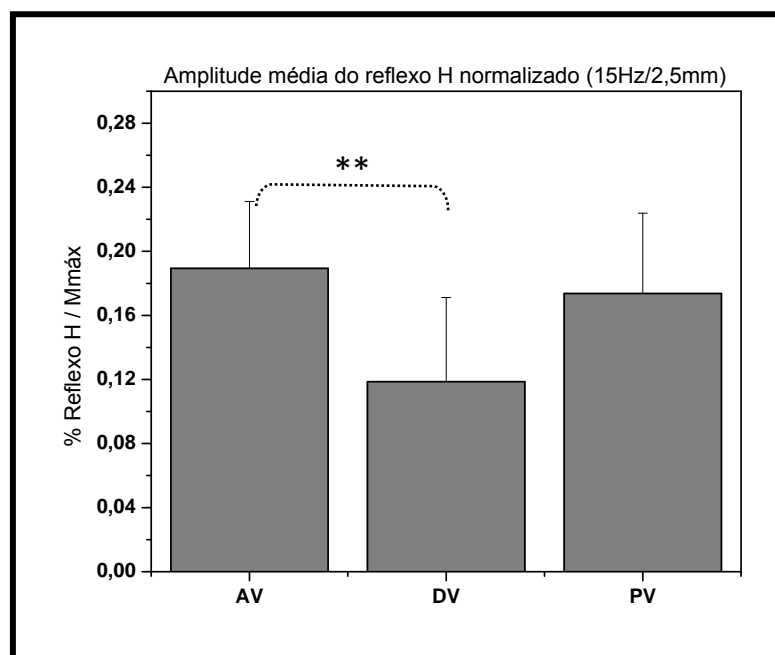


Figura 18: O gráfico corresponde a amplitude média do reflexo H normalizado durante as três condições. Nota-se uma diminuição da amplitude, bastante significativa ($p<0,001$), somente durante a condição DV em relação a AV. Após o estímulo vibratório, o reflexo H mostrou uma tendência de retorno à sua condição basal (AV).

A Figura 19 a seguir, mostra os dados do pós-teste referentes aos estímulos aplicados com uma frequência de 80Hz. Observe que houve uma diminuição de respectivamente, 72,17% ($p<0,001$) e de 22,87% ($p=0,002$) na amplitude média do reflexo H durante a condição DV ($0,05 \pm 0,03$) e PV ($0,15 \pm 0,05$) quando comparado ao controle ($0,19 \pm 0,03$).

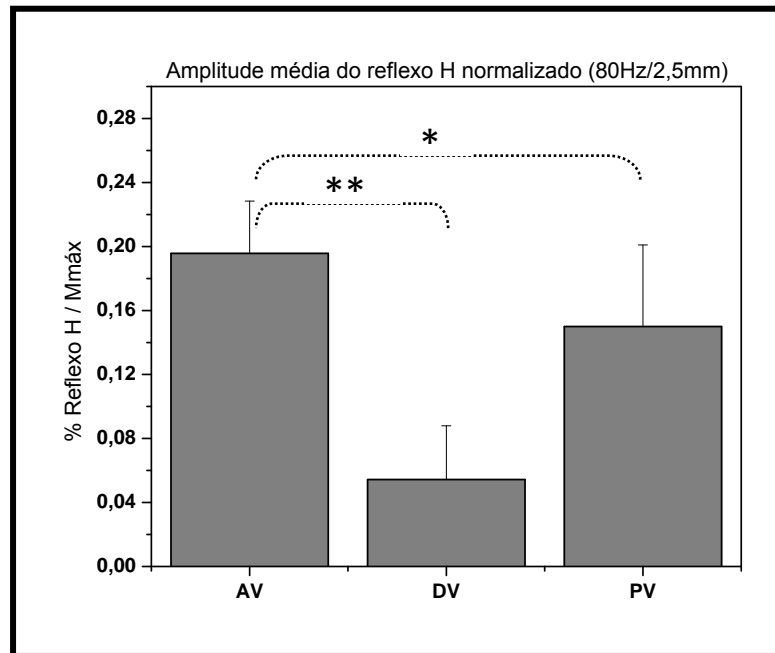


Figura 19: O gráfico mostra a amplitude média do reflexo normalizado durante as três condições experimentais. Observa-se uma diminuição da amplitude, bastante significativa, durante a condição DV ($p < 0,001$) e PV ($p = 0,002$) em relação a AV.

Imagens dos dez reflexos adquiridos em cada condição de um dos sujeitos da amostra estudada podem ser visualizadas na Figura 20 para uma amplitude de 2,5mm e uma frequência de vibração a 15 e 80Hz. Considerando as três condições experimentais pode-se notar, qualitativamente, como visto na Figura 20-A para vibração de 15Hz, que há uma diminuição da amplitude dos dez reflexos H durante a vibração (DV) e um retorno gradual da amplitude do reflexo gerado após o término do estímulo vibratório. Já na Figura 20-B, observa-se para vibração a 80Hz o mesmo resultado descrito anteriormente, porém com uma maior redução da amplitude do reflexo H durante a aplicação da vibração.

Resultados

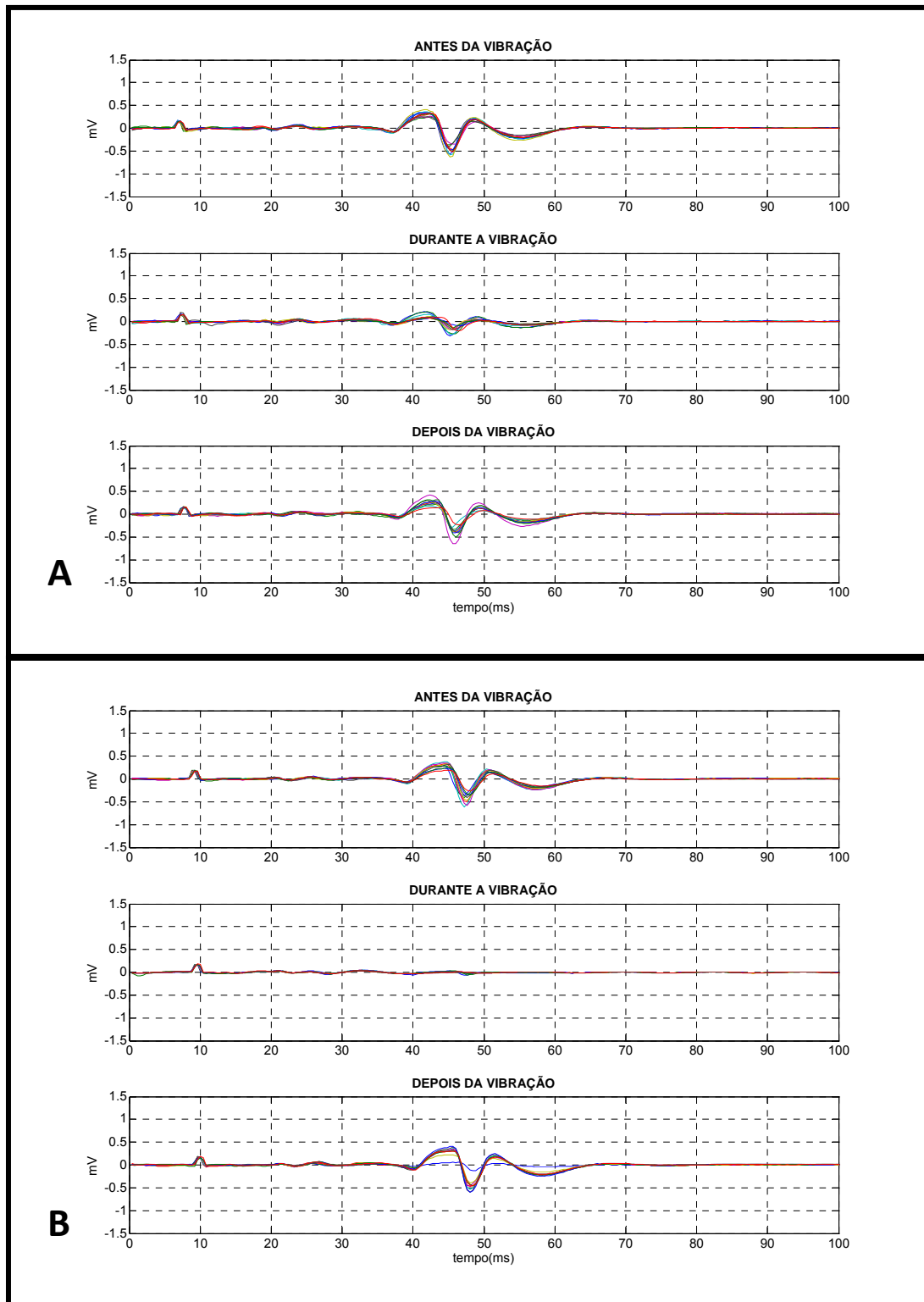


Figura 20: Imagens dos dez reflexos H do músculo SO de um dos sujeitos da amostra estudada, captados em cada condição experimental, mostrando uma diminuição da amplitude durante a condição DV, principalmente no quadro B. Os quadros (A) e (B) são referentes às situações 15 e 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

4.2. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE A POSTURA ORTOSTÁTICA

Os resultados referentes aos efeitos da frequência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a postura ortostática, após realizar a análise estatística (Two-Way ANOVA de medidas repetidas) seguido pelo pós-teste de Bonferroni, mostraram que não houve diferença estatística para o fator frequência (independente do tempo) ao utilizar 15 e 80Hz tanto a 1mm como a 2,5mm de amplitude vibratória. Além disso, após a análise pós-teste para comparar as três condições experimentais (AV, DV e PV) para vibração de 15Hz em ambas amplitudes (1 e 2,5mm) verificou-se que os dados não foram significativamente diferentes. Estes achados podem ser melhor visualizados nas tabelas e nas figuras ilustrativas que virão a seguir.

Dessa forma, para uma maior objetividade, os resultados pós-testes descritos a seguir são referentes ao valor médio, desvio padrão e velocidade média do COP na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) em resposta a vibração de 80 Hz, visando avaliar o fator tempo (AV, DV e PV) e a amplitude da vibração.

4.2.1. RESULTADOS REFERENTES AO VALOR MÉDIO DO COP_AP

A Tabela 2 ilustrada abaixo mostra os valores da média do COP na direção ântero-posterior (AP), DP durante as três condições experimentais e valores de p após aplicar a análise estatística. Observe que durante a vibração a 80Hz existem valores médios que são menores do que a condição AV. Esta redução dos

Resultados

valores, no caso para próximo de zero, indica que os indivíduos tiveram uma predominante inclinação posterior e como pode ser visto na tabela, esta foi maior quando utilizou-se um estímulo vibratório maior.

Tabela 2: Valores da Média (MD) e Desvio Padrão (DP) do sinal do COP AP (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados.

Parâmetro	TEMPO (TP)						VALOR P (p<0,05)						
	AV		DV		PV		VALOR P (p<0,05)			PÓS-TESTE (Bonferroni) (p<0,05)			
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP	TP	TP/FREQ	FREQ	Parâmetro	TP	AV/DV	AV/PV
15 Hz/1mm	1,61	1,75	1,6	1,89	1,67	2,09	0,000	0,000	0,461	15 Hz/1mm	0,910	1,000	1,000
80 Hz/1mm	1,6	2,1	0,38	1,93	1,23	2,08				80 Hz/1mm	0,000	0,000	0,002
15 Hz/2,5mm	1,61	1,91	1,6	2,05	1,39	1,99	0,000	0,000	0,278	15 Hz/2,5mm	0,346	1,000	0,463
80 Hz/2,5mm	1,61	2,24	-0,78	1,97	1,31	1,98				80 Hz/2,5mm	0,000	0,000	0,510

4.2.1.1. EFEITO DE VIBRAÇÃO A 15 E 80HZ, COM 1MM DE AMPLITUDE, SOBRE A MÉDIA DO COP AP

Os resultados referentes à análise estatística para vibração a 15 Hz e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória mostraram-se bastante significativos para o fator tempo ($p < 0,001$) e interação entre os fatores ($p < 0,001$). Veja a Figura 21 seguir.

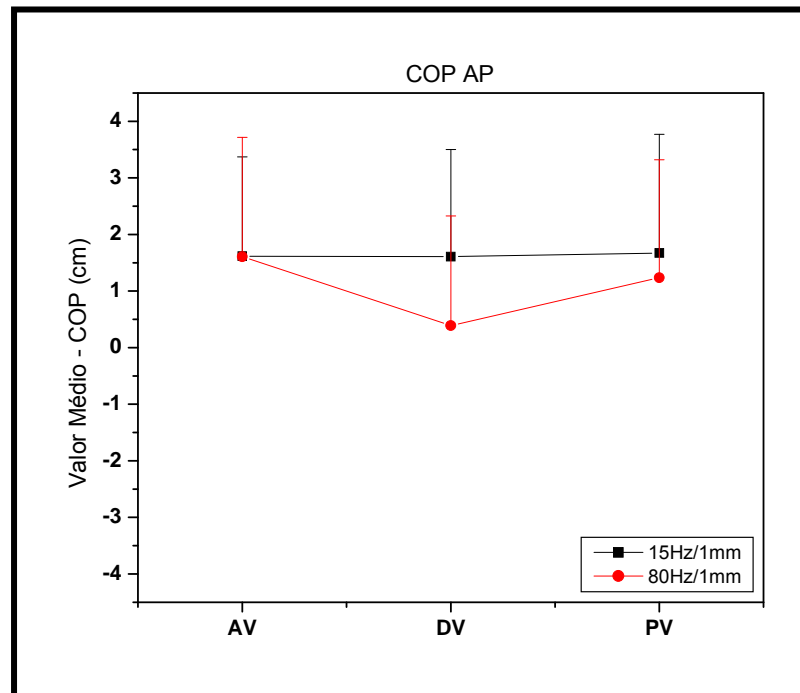


Figura 21: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Ao aplicar 80Hz, notou-se uma diferença bastante significativa na situação DV ($p < 0,001$) e PV ($p = 0,002$) quando comparada com o controle. Estes resultados estatisticamente significativos, como indicado na Figura 22, mostraram que durante a vibração ($0,38 \pm 1,93\text{cm}$) os sujeitos inclinaram $1,22\text{cm}$ na direção posterior em relação à condição AV ($1,60 \pm 2,10\text{cm}$), sendo que após a vibração ($1,23 \pm 2,08\text{cm}$) estes sujeitos ainda apresentaram uma inclinação residual do corpo ($0,37\text{cm}$) na direção posterior.

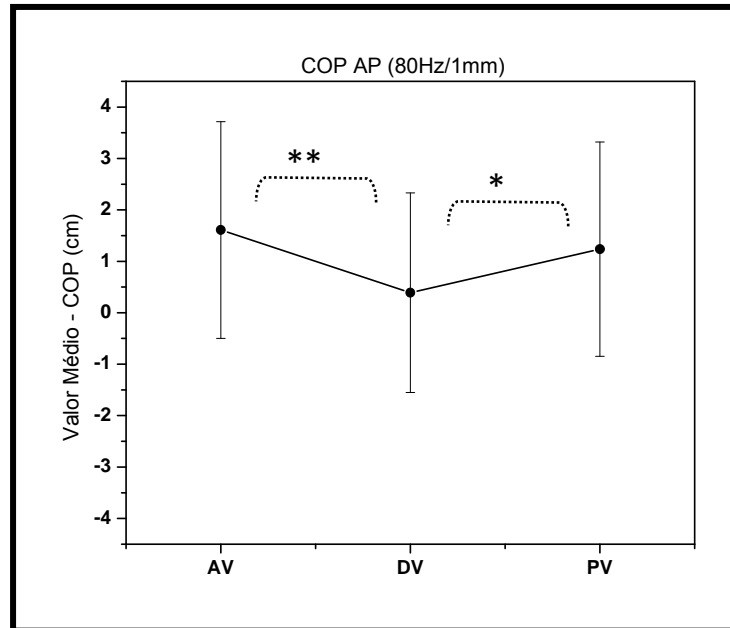


Figura 22: Valor médio do COP AP nas três condições ao utilizar uma vibração tendinosa com amplitude de 1 mm e frequência de 80Hz. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação na direção posterior (redução do valor médio do COP) durante a vibração a partir do valor médio (cm). Durante a condição PV há uma inclinação levemente ainda posterior em relação à AV ($p = 0,002$).

De forma qualitativa, a Figura 23 mostra os resultados apresentados anteriormente a partir de duas imagens da média do COP AP dos quatorze sujeitos da amostra quando utilizada vibração a 15Hz (A) e a 80Hz (B) com amplitude de 1mm. Observe que no período de 90s, mesmo durante a aplicação da vibração de 15Hz, não houve mudanças significativas no sinal do COP. Entretanto, ao utilizar 80Hz, a situação foi diferente, ou seja, durante o estímulo vibratório representado pela cor verde os sujeitos claramente apresentaram uma inclinação mais posterior (sinal negativo) em relação à condição controle (cor azul), e, mesmo após interromper o estímulo (condição PV – cor vermelha), permanecia uma inclinação posterior do corpo em relação à condição pré-vibração.

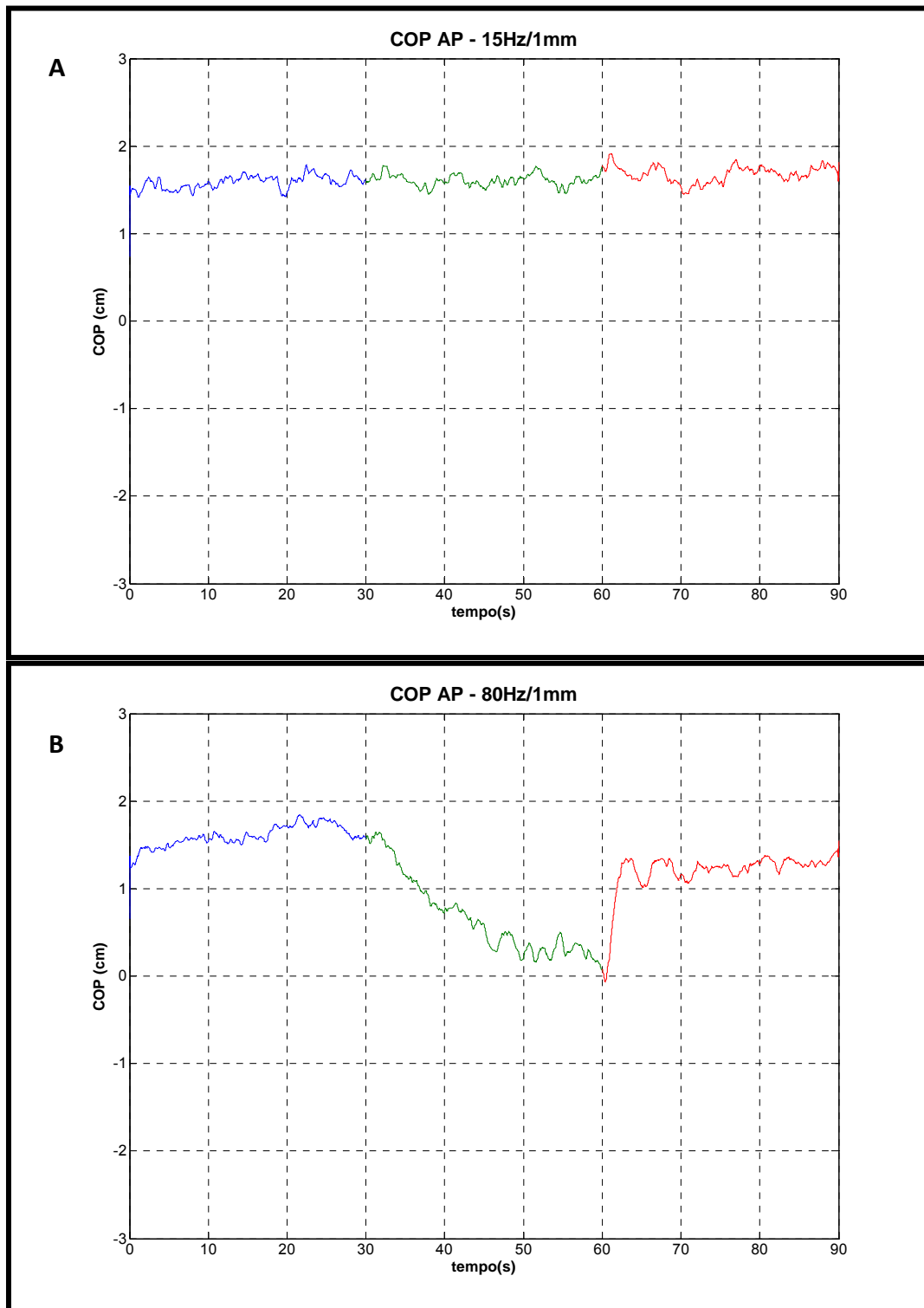


Figura 23: Posição ântero-posterior média do COP em função do tempo, calculada dos dados de quatorze sujeitos da amostra. Vibração a 15Hz (A) e 80 Hz (B) foi aplicada entre 30 s e 60 s, com amplitude de 1mm. As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). O sinal negativo corresponde a oscilação posterior do corpo e positivo uma oscilação anterior.

4.2.1.2. EFEITO DE VIBRAÇÃO A 15 E 80HZ E 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE A MÉDIA DO COP AP

Para os efeitos sobre a média do COP AP ao utilizar 2,5mm de amplitude, verificou-se, como mostra a Figura 24 abaixo, uma diferença bastante significativa apenas em relação ao fator tempo ($p < 0,001$) e interação ($p < 0,001$) entre os fatores (tempo e frequência).

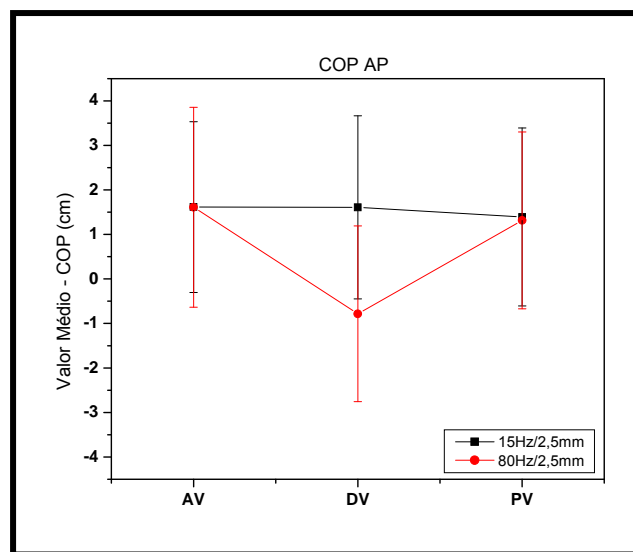


Figura 24: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

No entanto, após a realização do pós-teste verificou-se como mostra a Figura 25 uma diferença significativa ao utilizar 80Hz entre a condição DV ($p < 0,001$) em relação a AV. A condição PV comparada à AV ($p = 0,510$) não mostrou resultados significativos, sugerindo ao observar qualitativamente a Figura 25, que após a vibração os sujeitos estariam possivelmente retornando a sua posição para próxima da apresentada no controle. Em outras palavras, estes resultados mostram que quando comparado com o valor médio do COP na condição AV ($1,61 \pm 2,24$ cm), durante a vibração ($-0,78 \pm 1,97$ cm) os sujeitos inclinaram, em média, 2,39cm na

direção posterior. Após cessada a vibração ($131 \pm 1,98\text{cm}$) os sujeitos apresentaram uma inclinação posterior do corpo pequena ($0,30\text{cm}$), próxima da condição AV.

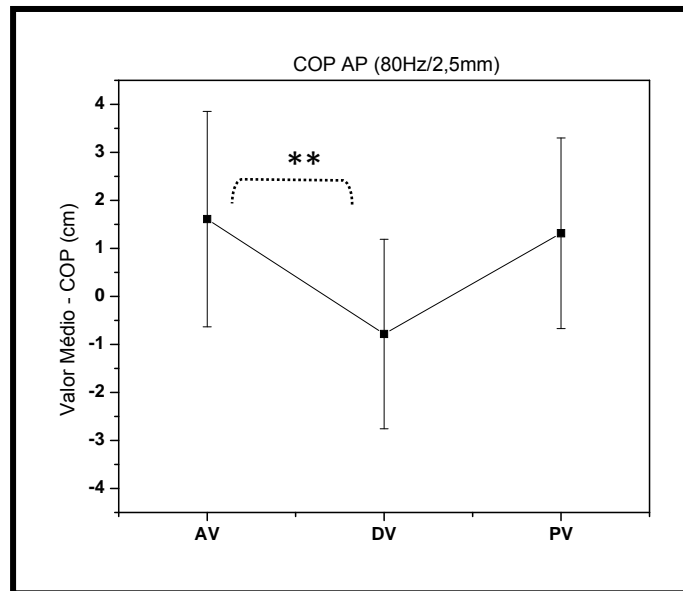


Figura 25: Valor médio do COP AP nas três condições ao utilizar uma amplitude de 2,5mm e frequência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação na direção posterior (redução do sinal) durante a vibração. Após o estímulo vibratório, o COP mostrou uma tendência de retorno à sua condição basal.

A Figura 26 a seguir mostra qualitativamente os resultados apresentados anteriormente a partir de duas imagens da média do COP AP dos quatorze sujeitos da amostra em função do tempo, quando foi utilizada vibração de 15Hz (A) e 80Hz (B) com amplitude de 2,5mm. Observe que no período de 90s ao aplicar 15Hz não houve mudanças significativas no sinal do COP. Mas, ao utilizar 80Hz, durante o estímulo vibratório (cor verde) os sujeitos apresentaram inclinação nitidamente mais para a direção posterior (sinal negativo) em relação à condição controle (cor azul), e, após interromper o estímulo (cor vermelha), os mesmos apresentaram uma inclinação próxima ao basal (AV).

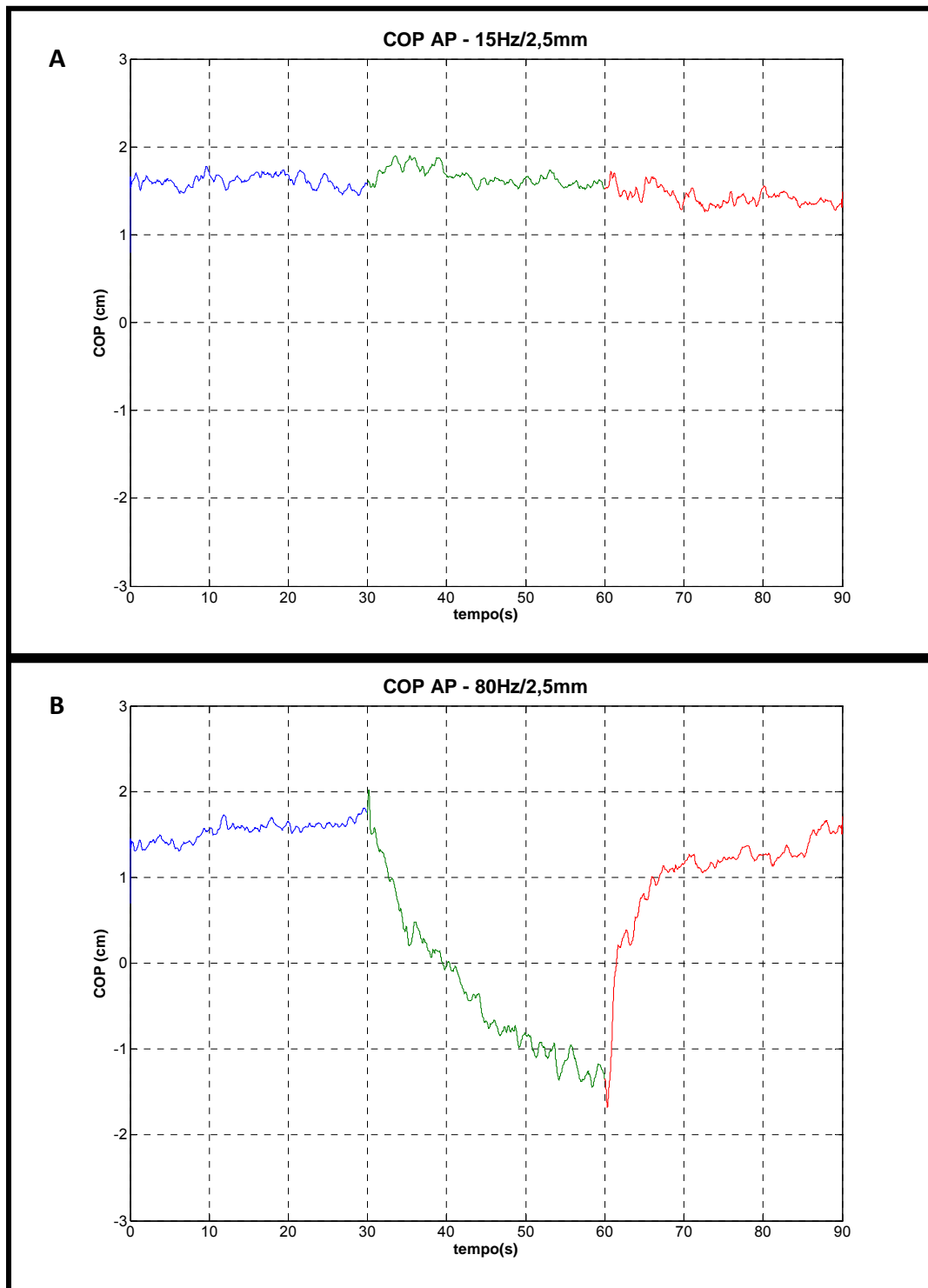


Figura 26: Imagens da inclinação antero-posterior média a partir do COP AP dos sujeito da amostra quando utilizada vibração com 2,5mm de amplitude e uma frequência de 15Hz (A) e 80 Hz (B). As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde a deslocamento posterior do corpo.

4.2.2. RESULTADOS REFERENTES AO DESVIO PADRÃO (DP) DO COP_AP

A Tabela 3 ilustrada abaixo mostra os valores do DP do COP_AP durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística. Note que durante a vibração houve um aumento na média deste desvio comparada com a condição AV principalmente quando utilizada uma frequência de 80 Hz para ambas as amplitudes (1 e 2,5mm). Além disso, observa-se também que apesar do DP ter diminuído após a interrupção da vibração em relação a condição DV, este ainda permaneceu um pouco elevado quando comparado à condição controle.

Tabela 3: Média (MD) e Desvio Padrão (DV) dos valores do DP do COP AP (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados

Parâmetro	TEMPO (TP)						VALOR P (p<0,05)					
	AV		DV		PV		VALOR P (p<0,05)			PÓS-TESTE (Bonferroni) (p<0,05)		
	MD	DP	MD	DP	MD	DP	TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
15Hz/1mm	0,23	0,94	0,25	0,09	0,26	0,13	0,011	0,124	0,513	0,505	0,743	0,999
80Hz/1mm	0,24	0,08	0,31	0,09	0,26	0,1				0,018	0,011	0,999
15Hz/2,5mm	0,23	0,06	0,22	0,04	0,28	0,08	0,019	0,003	0,223	0,170	1,000	0,316
80Hz/2,5mm	0,23	0,06	0,34	0,11	0,27	0,15				0,007	0,004	0,806

4.2.2.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO A 15 E 80HZ, A 1MM DE AMPLITUDE, SOBRE O DESVIO PADRÃO DO COP AP

Os resultados encontrados, como pode-se observar na Figura 27, ao se utilizar uma frequência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória mostram

Resultados

que não houve interação ($p=0,124$) entre os fatores (tempo e frequência). A diferença significativa encontrada foi somente para o fator tempo ($p=0,011$).

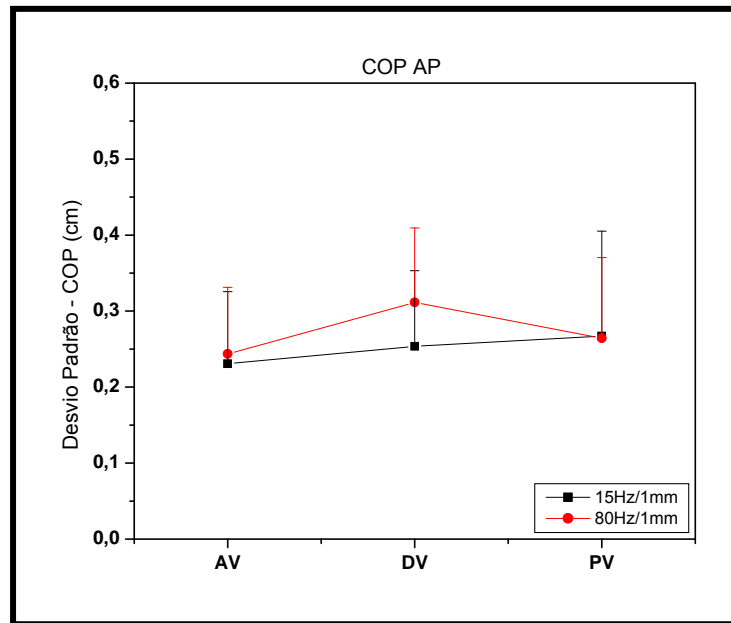


Figura 27: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP médio do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Para 80Hz de frequência, ao realizar a análise pós-teste, verificou-se uma diferença estatística entre a condição DV comparada a AV ($p=0,011$), uma vez que os dados referentes à condição PV em relação a AV ($p=0,999$) não foram significativos. Em outras palavras, isto indica que durante a vibração os sujeitos apresentaram desvio padrão da oscilação corporal 27,22% maior ($0,31\pm 0,09\text{cm}$) do que a encontrada na situação controle ($0,24\pm 0,08\text{cm}$), sendo que, apesar dos sujeitos após a vibração apresentarem um desvio padrão (diferença não significativa) de oscilação menor ($0,26\pm 0,10\text{cm}$), esta ainda permanecia 7,54% maior se comparado ao controle. A Figura 28 a seguir mostra os resultados descritos.

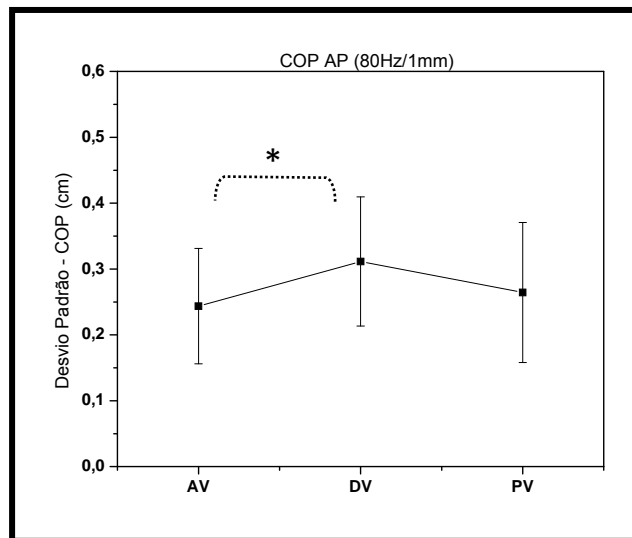


Figura 28: Comparação do DP do COP AP nas três condições ao utilizar uma frequência de 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($P=0,011$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal ainda um pouco elevada após o estímulo vibratório.

4.2.2.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO DE AMPLITUDE 2,5MM A 15 E 80Hz SOBRE O DESVIO PADRÃO DO COP AP

Ao utilizar 2,5mm de amplitude vibratória os dados mostraram uma interação ($p=0,003$) entre os fatores e uma diferença estatística para o fator tempo ($p=0,019$), veja a Figura 29.

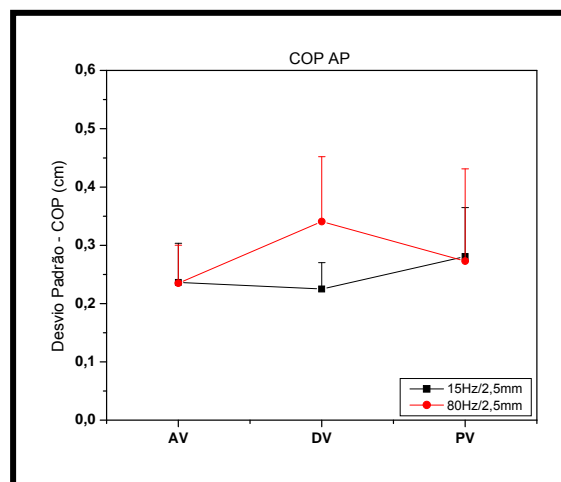


Figura 29: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório de 2,5mm de amplitude nas três condições experimentais (AV, DV e PV) no desvio padrão do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Semelhante ao item anterior, após a análise pós-teste verificou-se uma diferença estatística entre as três condições quando utilizou-se 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. No entanto, esta diferença está apenas entre a condição DV comparada a AV ($p=0,004$), em que durante a vibração os sujeitos apresentaram uma oscilação corporal 45% maior ($0,34\pm 0,11\text{cm}$) do que a encontrada na situação controle ($0,23\pm 0,06\text{cm}$). E, apesar destes sujeitos após a vibração apresentarem um padrão de oscilação menor ($0,27\pm 0,15\text{cm}$) este ainda permanecia 16,02% elevado se comparado ao controle. Entretanto, os dados referentes à condição PV em relação a AV ($p=0,806$) não foram significativos. Veja a Figura 30.

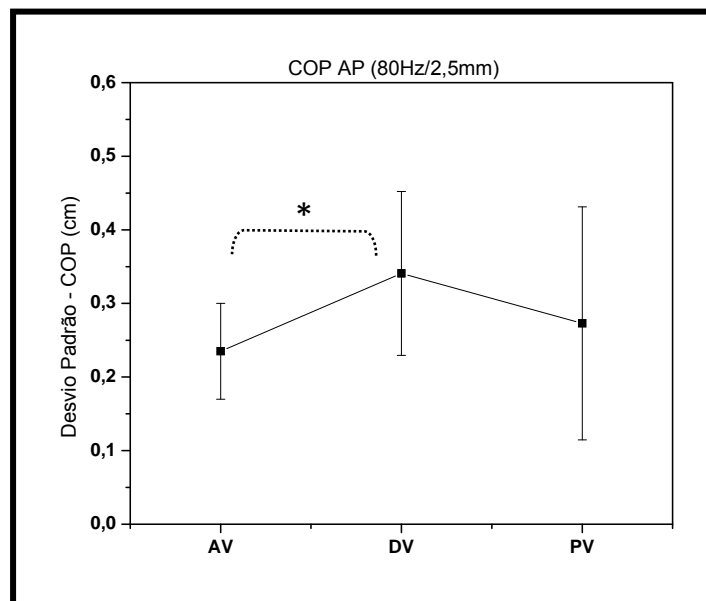


Figura 30: Comparação do DP do COP AP nas três condições ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($P=0,004$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal ainda um pouco elevada após o estímulo vibratório.

4.2.3. RESULTADOS REFERENTES À VELOCIDADE MÉDIA DO COP_AP

Os valores da velocidade média do COP e o desvio padrão do COP na direção ântero-posterior durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística podem ser visualizadas na Tabela 4. Note que durante a vibração a velocidade média foi maior ao utilizar principalmente 80Hz de frequência. Além disso, observa-se que, independente do parâmetro vibratório, após o término da vibração a média ainda mostrava-se elevada em relação a condição AV.

Tabela 4: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores da Velocidade Média do COP AP (cm/s) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados

	TEMPO(TP)											
	AV		DV		PV		VALORP($p<0,05$)			PÓS-TESTE(Bonferroni)- ($p<0,05$)		
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP	TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
15-h/1mm	0,54	0,18	0,54	0,15	0,57	0,18	0,000	0,001	0,061	0,562	1,000	0,822
80-h/1mm	0,48	0,17	0,66	0,15	0,58	0,24				0,000	0,000	0,042
15-h/2,5mm	0,55	0,19	0,53	0,15	0,67	0,21	0,000	0,000	0,266	0,062	1,000	0,070
80-h/2,5mm	0,51	0,18	0,91	0,28	0,57	0,19				0,000	0,000	0,275

4.2.3.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE A VELOCIDADE MÉDIA DO COP AP

A Figura 31 mostra que houve interação ($p=0,001$) entre os fatores e diferença estatística para o fator tempo ($p<0,001$) ao utilizar 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória.

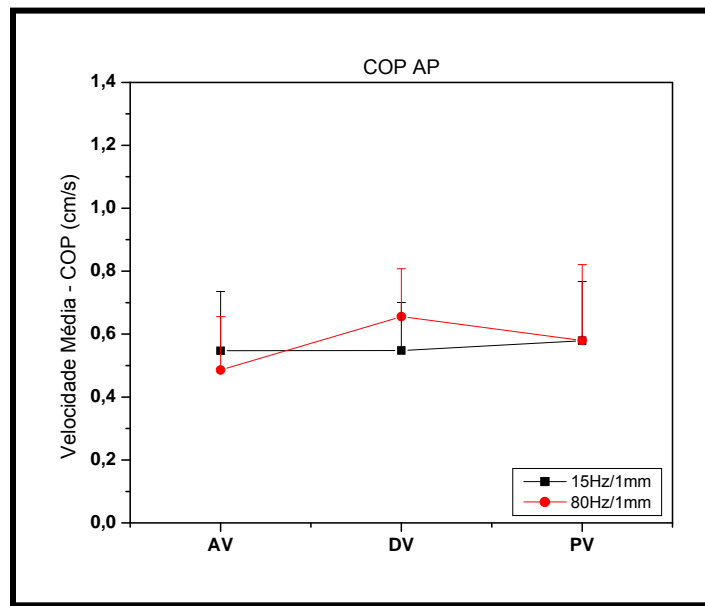


Figura 31: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na velocidade média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

A diferença estatística encontrada após a análise pós-teste foi apenas ao utilizar uma frequência de vibração a 80Hz. Ao observar a Figura 32, nota-se uma diferença entre a situação DV ($p < 0,001$) e PV ($p = 0,042$) em relação a AV. Estes resultados mostram que quando comparado com a velocidade média do COP na condição AV ($0,48 \pm 0,17 \text{ cm/s}$), durante a vibração ($0,65 \pm 0,15 \text{ cm/s}$) os sujeitos oscilaram 34,76% mais rápido. Sendo que após interromper o estímulo vibratório ($0,58 \pm 0,24 \text{ cm/s}$), mesmo que a velocidade média tenha sido menor que a condição DV, os sujeitos ainda apresentaram uma velocidade de oscilação corporal de 19,39% mais rápida que o encontrado no basal.

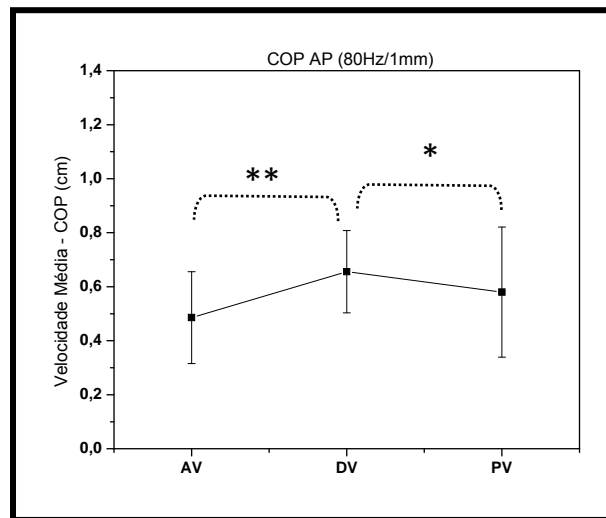


Figura 32: Comparação da velocidade média do COP AP nas três condições experimentais ao utilizar uma freqüência de 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note um aumento desta relação durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração (DV). E, durante a condição PV em relação à AV ($p = 0,042$) uma leve redução desta velocidade de oscilação porém ainda maior do que o encontrado no basal.

4.2.3.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO A 15 E 80HZ E 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE A VELOCIDADE MÉDIA DO COP AP

Semelhante ao item anterior, a próxima Figura 33 mostra que houve diferença estatística para o fator tempo ($p < 0,001$) e uma grande interação ($p < 0,001$) entre os fatores ao aplicar 15 e 80Hz de freqüência a 2,5mm de amplitude vibratória.

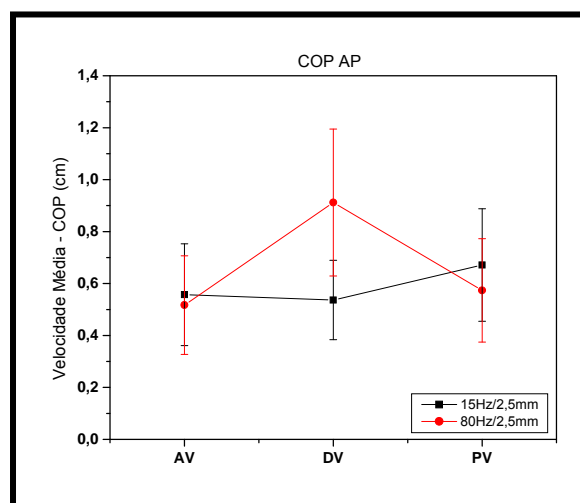


Figura 33: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na velocidade média do COP AP. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Com a análise pós-teste verificou-se uma diferença estatística entre as condições apenas quando utilizada uma frequência de 80Hz. No entanto, esta diferença está entre a condição DV comparada a AV ($p < 0,001$), pois os dados referentes à condição PV em relação à AV ($p = 0,275$) não mostraram efeitos significativos. Isto mostra que durante a vibração, os sujeitos apresentaram uma velocidade de oscilação corporal 79% mais rápida ($0,91 \pm 0,28 \text{ cm/s}$) do que a encontrada na situação controle ($0,51 \pm 0,18 \text{ cm/s}$). Sendo que após interromper a vibração ($0,57 \pm 0,19 \text{ cm/s}$), mesmo que a velocidade média ainda estivesse 12% elevada em relação a condição AV, as análises estatísticas não apontaram efeitos significativos. A Figura 34 ilustra os resultados descritos.

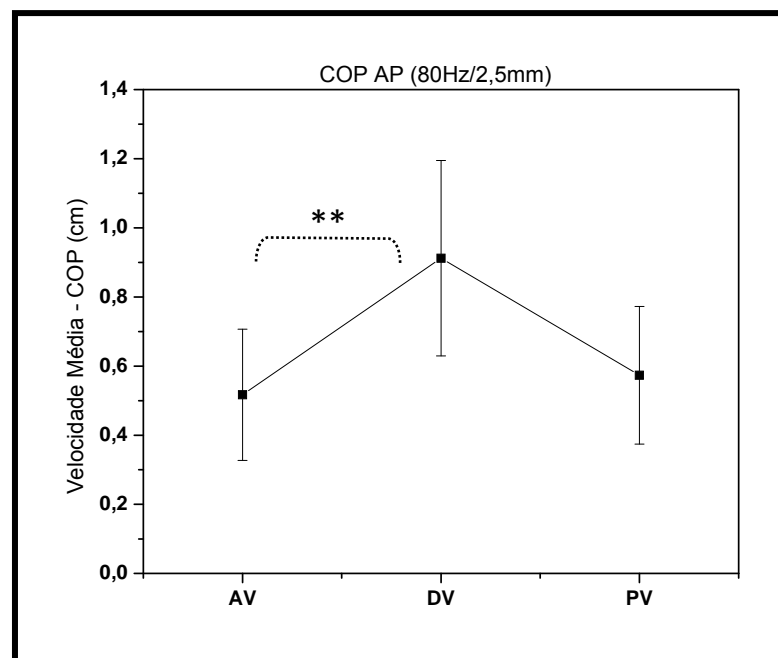


Figura 34: Comparação da velocidade média do COP AP entre as três condições ao utilizar uma 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, após interromper o estímulo vibratório, uma redução desta velocidade de oscilação em relação a DV, porém ainda um pouco superior comparado a AV (não significativo).

4.2.4. RESULTADOS REFERENTES AO VALOR MÉDIO DO COP_ML

A Tabela 5 ilustrada a seguir mostra os valores da média do COP na direção médio-lateral (ML), DP durante as três condições experimentais e valores de p após aplicar a análise estatística. Observe que durante e após a vibração ao utilizar 80Hz os valores médios do COP ML foram menores que o controle (AV). A redução destes valores em relação à condição AV indica que os indivíduos tiveram uma predominante inclinação para o lado esquerdo, ou seja, para o lado não vibrado.

Tabela 5: Valores da Média (MD) e do Desvio Padrão (DP) do sinal do COP ML(cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados

Parâmetro	TEMPO (TP)						VALOR P ($p < 0,05$)			PÓS-TESTE (Bonferroni) ($p < 0,05$)		
	AV		DV		FV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
15Hz/1mm	1,36	1,91	1,44	1,93	1,36	1,95	0,122	0,060	0,432	0,344	0,441	1,000
80Hz/1mm	2,14	2,11	1,79	2,26	2,06	2,09				0,071	0,073	1,000
15Hz/2,5mm	1,31	2,08	1,33	2,19	1,31	2,27	0,000	0,000	0,622	0,957	1,000	1,000
80Hz/2,5mm	1,32	1,90	0,40	2,01	1,07	1,91				0,000	0,000	0,300

4.2.4.1. EFEITO DE VIBRAÇÃO A 15 E 80Hz, 1MM DE AMPLITUDE, SOBRE A MÉDIA DO COP ML

Os resultados encontrados ao utilizar uma frequência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória mostraram que além do fator frequência ($p=0,432$), o fator tempo ($p=0,122$) e interação entre eles ($p=0,060$) não foram estatisticamente significativos. Veja a Figura 35.

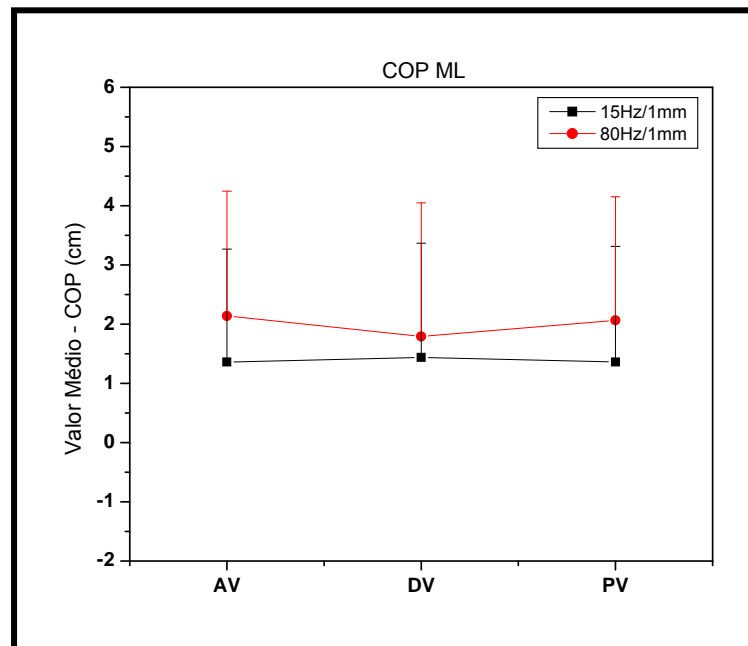


Figura 35: O Gráfico não mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na média do COP ML. Observe que as linhas mostram-se quase paralelas em todas as condições.

De forma qualitativa, estes dados também podem ser visualizados na Figura 36 a seguir, a partir de duas imagens da média do sinal do COP na direção ML dos quatorze sujeitos da amostra quando utilizado 15Hz (A) e 80Hz (B) a 1mm de amplitude de estímulo vibratório. Observe que não houve mudanças muito significativas no sinal do COP durante as três condições experimentais realizadas em um período de 90s.

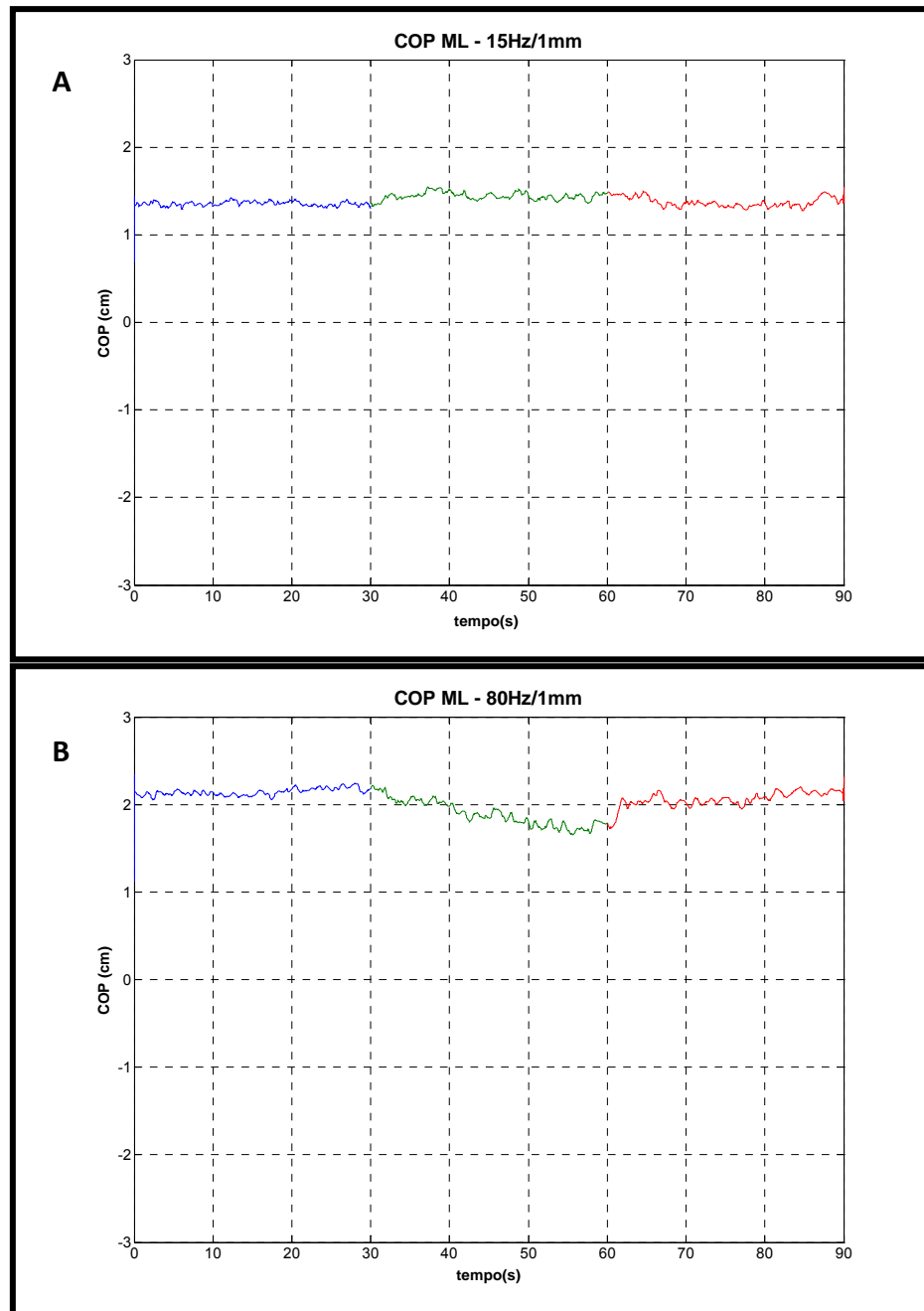


Figura 36: Imagens da inclinação médio-lateral partir do COP médio dos sujeitos da amostra quando utilizada vibração com 1mm de amplitude e uma frequência de 15Hz (A) e 80 Hz (B). As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde ao deslocamento lateral esquerdo do corpo.

4.2.4.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80Hz A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE A MÉDIA DO COP ML

Em relação aos efeitos sobre o COP ML ao utilizar 2,5mm de amplitude vibratória, como nota-se na Figura 37, as análises estatísticas apontaram que houve interação ($p < 0,001$) entre os fatores e bastante significância para o fator tempo ($p < 0,001$).

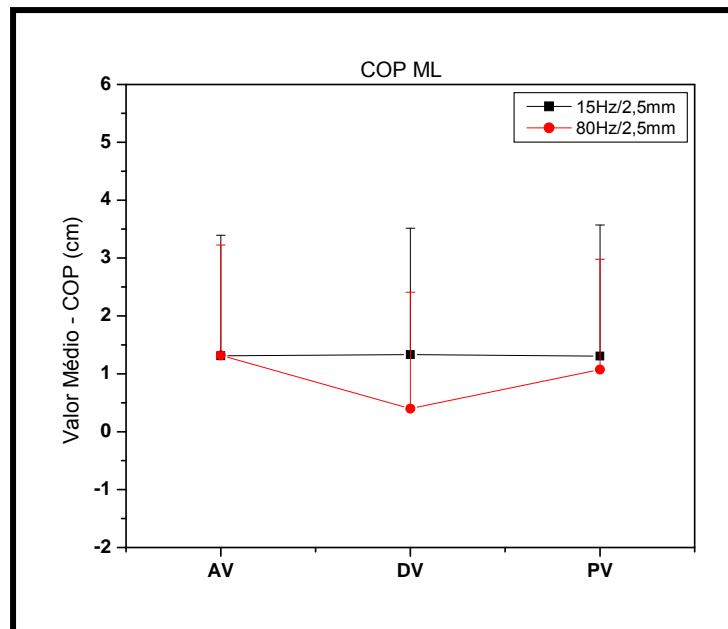


Figura 37: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Após o pós-teste verificou-se uma diferença estatística quando utilizada uma frequência vibratória de 80Hz entre a condição DV comparada a AV ($p < 0,001$), uma vez que os dados referentes à condição PV em relação à AV ($p = 0,300$) não foram significativos. Isto mostra que quando comparado com o valor médio do COP na condição AV ($1,32 \pm 1,90$ cm), durante a vibração ($0,40 \pm 2,01$ cm) os sujeitos inclinaram $0,92$ cm na direção lateral esquerda (redução do sinal). Sendo

Resultados

que, apesar de não significativo, após a vibração ($1,07 \pm 1,91 \text{cm}$) os sujeitos mantiveram uma inclinação para o lado esquerdo ($0,25 \text{cm}$). Veja a Figura 38.

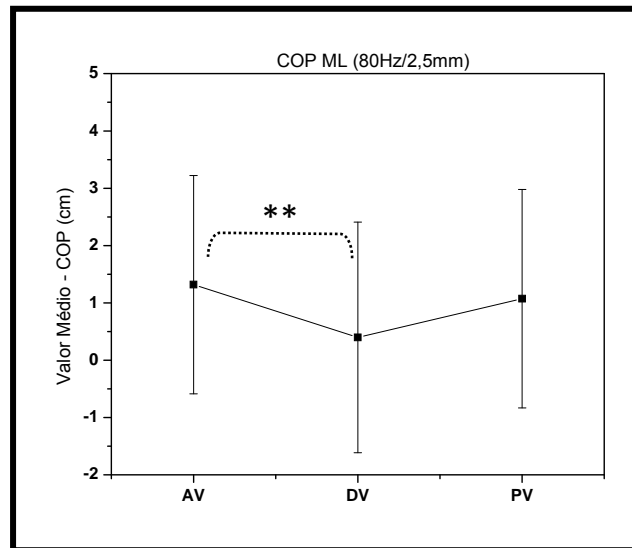


Figura 38: Valor médio do COP ML entre as três condições ao utilizar uma amplitude de 2,5mm e frequência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$), mostrando uma inclinação para o lado esquerdo (redução do sinal) durante a vibração. E, após o estímulo vibratório, uma inclinação do corpo ainda um pouco inferior do que à condição basal.

A seguir observe a Figura 39 que de forma qualitativa mostra os resultados apresentados anteriormente a partir de duas imagens da média do sinal do COP na direção ML dos quatorze sujeitos da amostra quando utilizado 15Hz (A) e 80Hz (B) de frequência a 1mm de estímulo vibratório. Note que ao aplicar 15Hz não houve mudanças significativas no sinal do COP no período de 90s. Entretanto, ao utilizar uma vibração a 80Hz, os sujeitos visivelmente inclinaram-se mais para a lateral esquerda (sinal negativo) durante o estímulo vibratório (cor verde), em relação à condição controle (cor azul) e após interromper o estímulo (cor vermelha) os mesmos ainda apresentaram uma inclinação mais para o lado esquerdo do que a encontrada na situação basal.

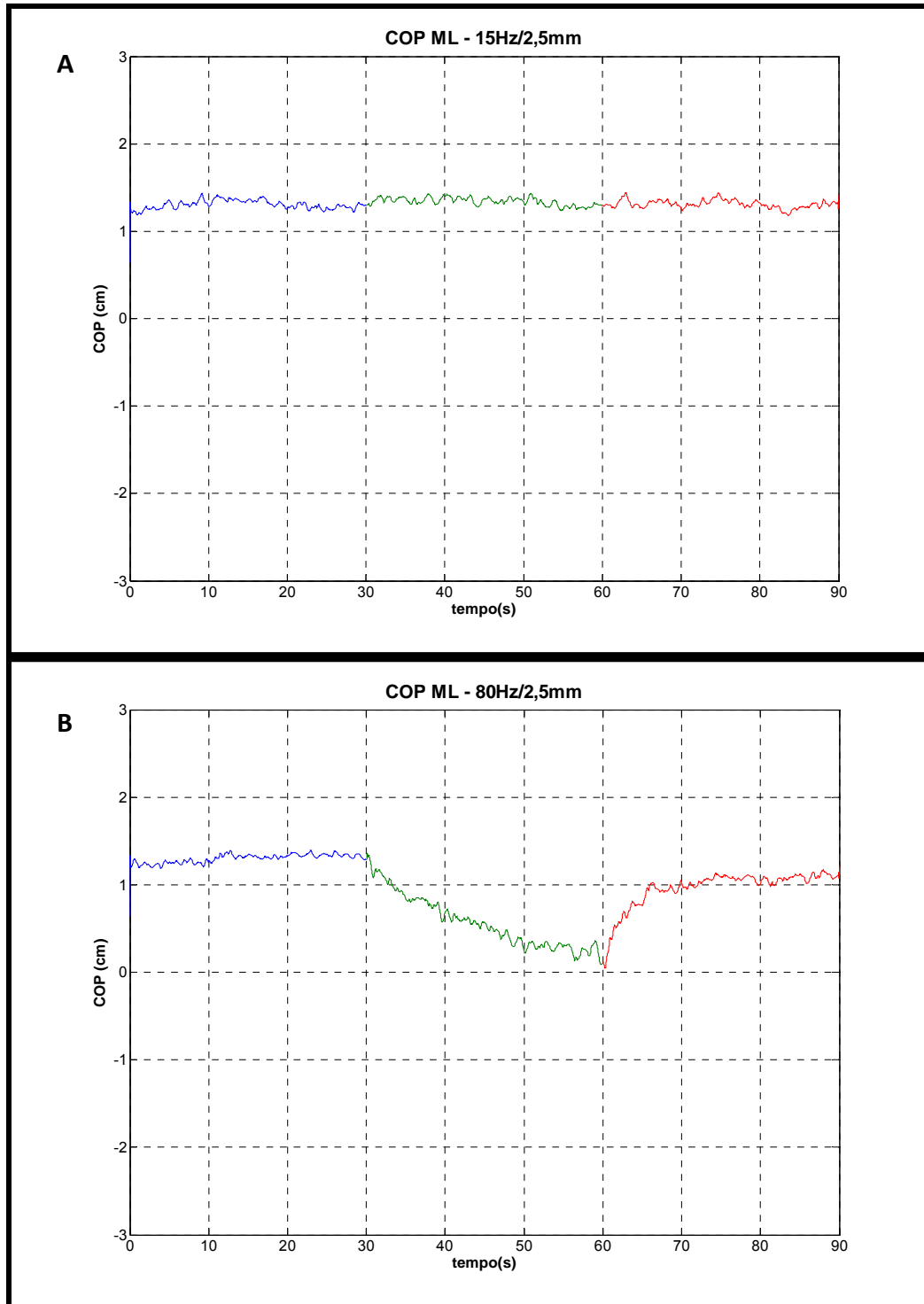


Figura 39: Imagens da inclinação ML a partir do COP médio dos sujeitos da amostra quando utilizada 2,5mm de amplitude a 15Hz (A) e 80 Hz (B) de vibração. As cores do gráfico representam as condições experimentais, sendo elas: azul (AV), verde (DV) e vermelha (PV). Além disso, o sinal negativo corresponde a oscilação lateral para o lado esquerdo do corpo.

4.2.5. RESULTADOS REFERENTES AO DESVIO PADRÃO DO COP_ML

A seguir, a Tabela 6 mostra os valores do desvio padrão do COP ML durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística. Nesta tabela, é possível notar que durante a vibração houve um aumento deste desvio em relação à condição AV, principalmente quando utilizada uma frequência de 80 Hz para ambas as amplitudes.

Tabela 6: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do COP ML (cm) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados

	TEMPO (TP)						VALOR P ($p < 0,05$)			PÓS-TESTE (Bonferroni)- ($p < 0,05$)		
	AV		DV		PV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP						
15Hz/1mm	0,10	0,03	0,11	0,05	0,12	0,06	0,008	0,105	0,475	0,361	1,000	0,574
80Hz/1mm	0,10	0,04	0,16	0,06	0,11	0,04				0,011	0,007	1,000
15Hz/2,5mm	0,12	0,04	0,13	0,05	0,13	0,05	0,002	0,008	0,246	0,352	0,682	0,619
80Hz/2,5mm	0,12	0,05	0,19	0,07	0,13	0,05				0,002	0,006	1,000

4.2.5.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80Hz A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE O DESVIO PADRÃO DO COP ML

O efeito da vibração ao utilizar uma frequência de 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória mostram que além de não haver diferença ($p=0,475$) para o fator frequência não houve também interação ($p=0,105$) entre os fatores (tempo e frequência). A diferença significativa encontrada foi somente para o fator tempo ($p=0,008$). Veja a Figura 40.

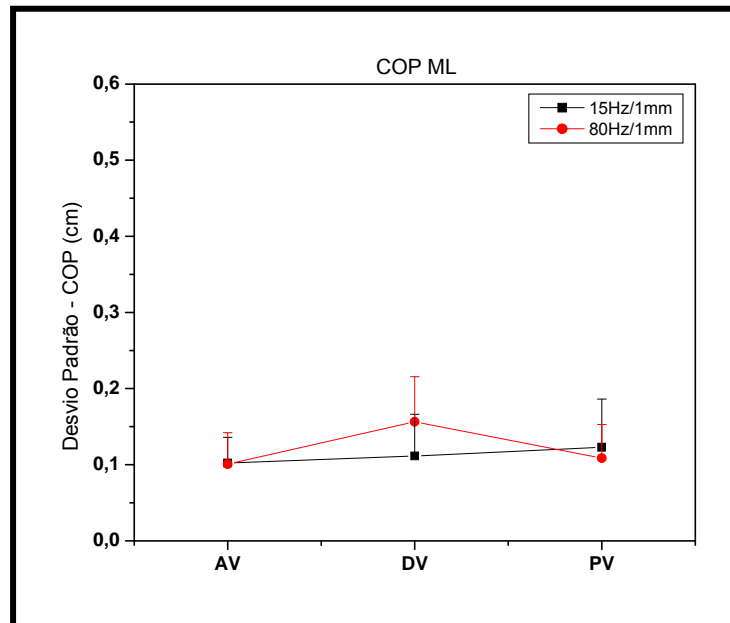


Figura 40: O Gráfico mostra que não houve interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais ao utilizar 1mm de amplitude no DP médio do COP ML. Observe que na condição DV, apesar da figura mostrar um espaço entre as linhas, este é muito pequeno.

O pós-teste de Bonferroni para o caso de frequência de 80Hz, indicou uma diferença estatística entre a condição DV comparada a AV ($p=0,007$). Em outras palavras, estes resultados indicam que durante a vibração ($0,16\pm 0,06\text{cm}$) os sujeitos apresentaram uma oscilação corporal 60% maior do que a encontrada na situação basal ($0,10\pm 0,04\text{cm}$). A condição PV em relação ao controle ($p=1,000$) não mostrou resultados significativos, sugerindo (vide Figura 41) que após a vibração ($0,11\pm 0,04\text{cm}$) os sujeitos estariam retornando a sua oscilação para uma vizinhança de 10% em relação à apresentada no controle.

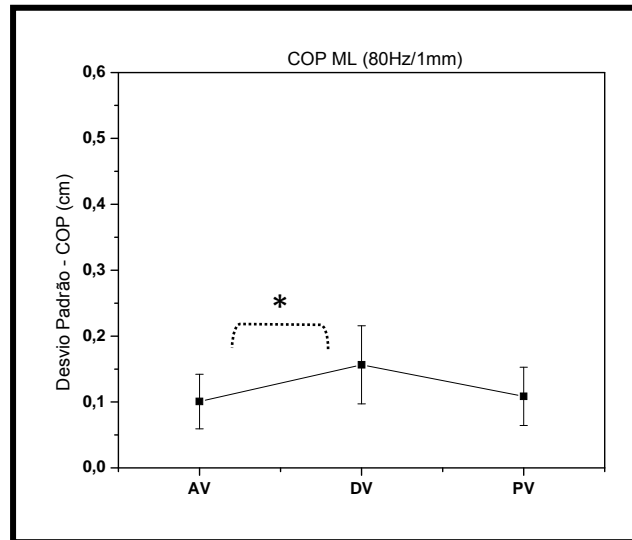


Figura 41: Comparação do DP do COP ML nas três condições ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($P=0,007$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal semelhante ao controle.

4.2.5.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE O DESVIO PADRÃO DO COP ML

Como mostra a Figura 42, ao utilizar 2,5mm de amplitude vibratória uma diferença significativa foi encontrada apenas para o fator tempo ($p=0,002$), além da interação ($p=0,008$) entre estes fatores.

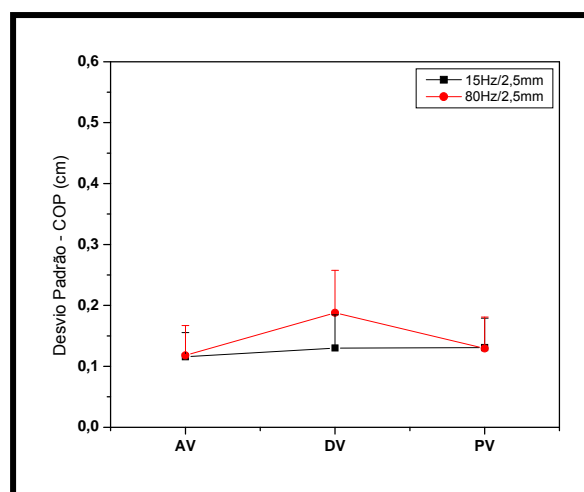


Figura 42: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no desvio padrão do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço entre as linhas.

Semelhante ao item anterior (4.2.5.1), após a análise pós-teste verificou-se uma diferença estatística somente quando utilizada uma frequência de 80Hz entre a condição DV comparada a AV ($p=0,006$), uma vez que os dados referentes a condição PV em relação a AV ($p=1,000$) não tiveram diferença significativa. Estes resultados indicam que durante a vibração ($0,19\pm 0,07\text{cm}$) os sujeitos apresentaram uma variabilidade da oscilação corporal 60% maior que a encontrada na situação controle ($0,12\pm 0,05\text{cm}$) e após interromper o estímulo vibratório ($0,13\pm 0,05\text{cm}$) os sujeitos estariam retornando a sua oscilação para a vizinhança de 9% em relação à apresentada no controle. Veja a Figura 43.

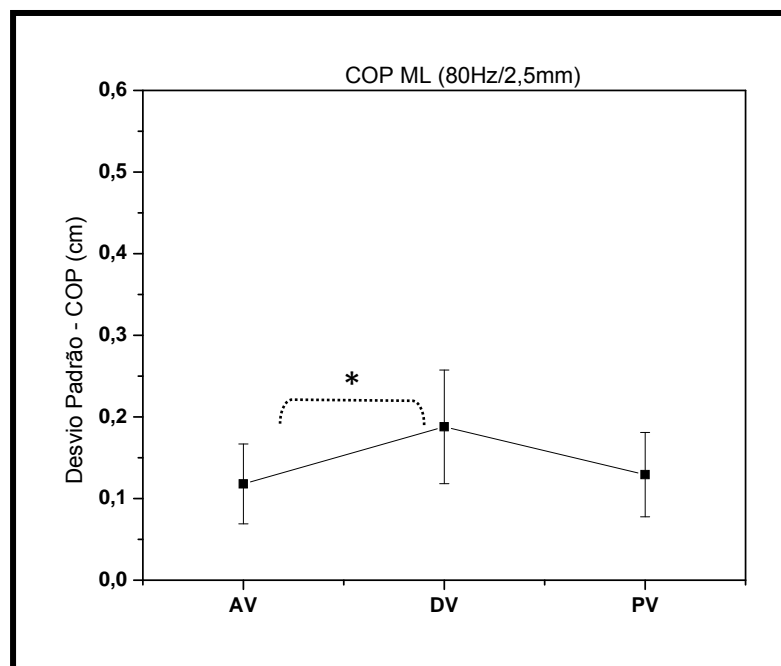


Figura 43: Comparação do DP do COP ML entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Observe uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($P=0,006$), mostrando uma maior oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV uma diferença não significativa dos dados, porém uma oscilação corporal semelhante ao controle.

4.2.6. RESULTADOS REFERENTES À VELOCIDADE MÉDIA DO COP_ML

A seguir, a média e o desvio padrão dos valores da velocidade média do COP na direção médio-lateral durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística podem ser visualizadas na Tabela 7. Note que durante a vibração a velocidade média foi maior ao utilizar 80Hz de frequência e que independente do parâmetro vibratório, após o término da vibração a média mostrava-se elevada em relação a condição AV.

Tabela 7: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores da velocidade média do COP ML (cm/s) e valores de p após realizar a análise estatística dos dados

Parâmetro	TEMPO (TP)						VALOR P ($p < 0,05$)			PÓS-TESTE (Bonferroni)- ($p < 0,05$)		
	AV		DV		PV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
15Hz/1mm	0,34	0,12	0,34	0,11	0,36	0,11	0,000	0,000	0,565	0,628	1,000	1,000
80Hz/1mm	0,31	0,10	0,45	0,12	0,35	0,12				0,000	0,388	
15Hz/2,5mm	0,34	0,12	0,36	0,16	0,41	0,11	0,000	0,000	0,120	0,150	1,000	0,144
80Hz/2,5mm	0,34	0,12	0,65	0,29	0,39	0,18				0,001	0,315	

4.2.6.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE A VELOCIDADE MÉDIA DO COP ML

Em relação ao efeito sobre a velocidade média do COP ML quando utilizado 1mm de amplitude vibratória, notou-se uma interação significativa ($p < 0,001$) entre os fatores e significância também em relação ao fator tempo ($p < 0,001$). Veja a Figura 44.

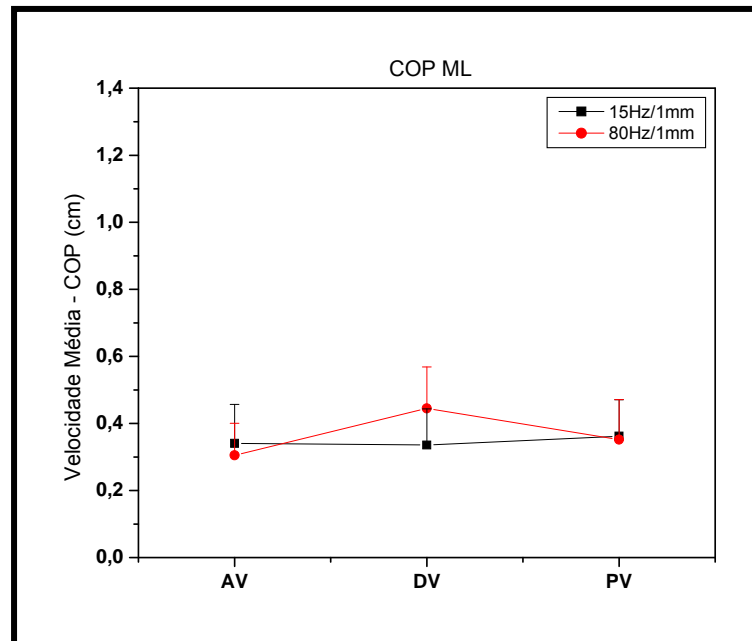


Figura 44: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude na velocidade média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço entre as linhas.

Como mostra a Figura 45, após o pós-teste a diferença estatística encontrada foi ao utilizar uma frequência de vibração a 80Hz entre a condição DV ($p < 0,001$) em relação à situação controle. Isso mostra que quando comparado com a velocidade média do COP na condição AV ($0,31 \pm 0,10 \text{ cm/s}$), durante a vibração ($0,45 \pm 0,12 \text{ cm/s}$) os sujeitos oscilaram 46,11% mais rápido. O resultado referente à condição pós vibratória comparado ao controle não foi significativo ($p = 0,388$), no entanto após interromper a vibração ($0,35 \pm 0,12 \text{ cm/s}$), os sujeitos ainda apresentaram uma velocidade de oscilação corporal 13% maior que a situação controle.

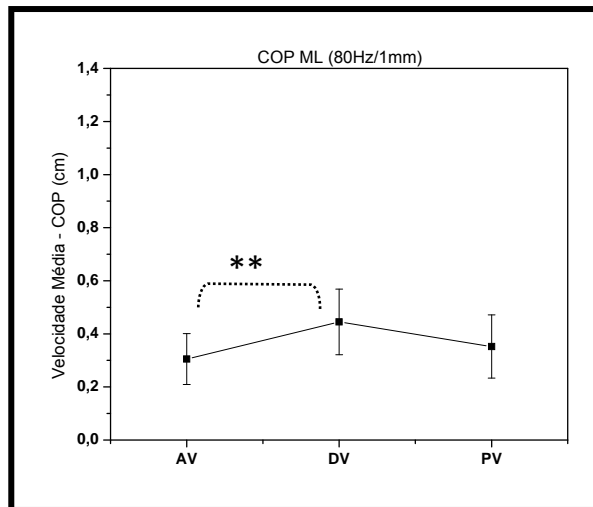


Figura 45: Velocidade média do COP ML entre as três condições ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração. E, durante a condição PV em relação à AV um valor ainda elevado em relação ao controle (não significativo).

4.2.6.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE A VELOCIDADE MÉDIA DO COP ML

Já em relação aos efeitos sobre a velocidade média do COP ML quando utilizado 2,5mm de amplitude vibratória, os resultados mostraram uma interação ($p < 0,001$) entre os fatores e uma diferença para o fator tempo ($p < 0,001$) bastante significativa. Veja a Figura 46.

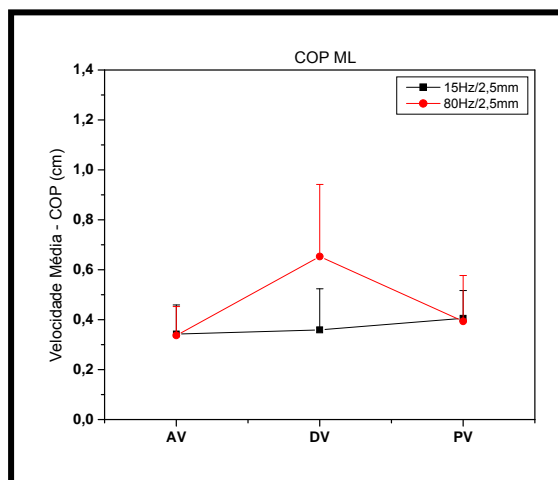


Figura 46: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude na velocidade média do COP ML. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

No entanto, quando utilizado 80Hz de frequência vibratória após o pós-teste notou-se uma diferença significativa somente entre a condição DV em relação a AV ($p < 0,001$). Isso mostra que quando comparado com a velocidade média do COP na condição AV ($0,34 \pm 0,12 \text{ cm/s}$), durante a vibração ($0,65 \pm 0,29 \text{ cm/s}$) os sujeitos oscilaram 92% mais rápido. O resultado referente à condição pós vibratória comparada ao controle não foi significativo ($p = 0,315$), embora após interromper a vibração ($0,39 \pm 0,18 \text{ cm/s}$), os sujeitos ainda apresentaram uma velocidade de oscilação corporal 14% maior que a situação controle. Observe a Figura 47.

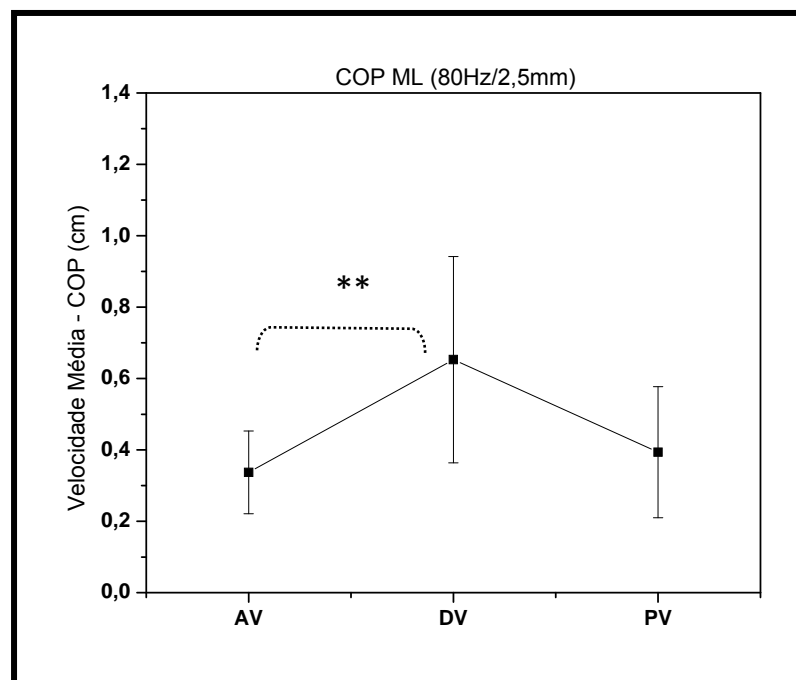


Figura 47: Velocidade média do COP ML nas três condições ao utilizar uma frequência de 80Hz. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p < 0,001$), mostrando uma maior velocidade de oscilação corporal dos sujeitos durante a vibração (DV). E, durante a condição PV em relação à AV um valor ainda elevado em relação ao controle porém não significativo.

4.3. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS SO, TA, GL E GM.

Após realizar a análise estatística (Two-Way ANOVA de medidas repetidas), não foram encontradas diferenças significativas para serem apresentadas em relação aos efeitos da frequência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre o DP dos sinais eletromiográficos dos músculos (SO, TA, GL e GM) analisados na perna direita. Sendo assim, os dados descritos neste item referem-se somente ao desvio padrão do EMG observados nos músculos da perna esquerda.

Semelhante ao item anterior (4.2), após realizar a análise estatística, com exceção dos achados do EMG do músculo TA ao utilizar 2,5mm de amplitude vibratória os resultados mostraram uma não significância dos dados apenas para o fator frequência (independente do tempo) ao utilizar 15 e 80Hz tanto a 1mm como a 2,5mm. Além disso, após a análise pós-teste para comparar as três condições experimentais quando aplicado 15Hz de frequência a ambas (1 e 2,5mm) amplitudes de vibração verificou-se que não houve diferença significativa nas condições. Estes achados podem ser melhores visualizados nas tabelas e nas figuras ilustrativas anexadas ao longo da descrição dos dados.

Dessa forma, para maior objetividade, os resultados descritos a seguir são referentes ao DP do sinal eletromiográfico dos músculos (SO, TA, GL, e GM) da perna esquerda somente a partir do fator tempo (AV, DV e PV) independente da frequência, da interação entre estes fatores (frequências e tempo) e da análise pós-teste para comparar as condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude vibratória.

4.3.1. RESULTADOS REFERENTES AO DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO SO ANALISADOS NA PERNA ESQUERDA

Abaixo, a Tabela 8 mostra os valores do DP encontrados ao analisar o EMG do músculo SO durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística. Nesta, é possível notar que ao utilizar 80Hz de frequência o DP médio do EMG foi menor durante e após a vibração quando comparada a situação controle.

Tabela 8: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do SO e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados

	TEMPO (TP)						VALOR P ($p < 0,05$)			PÓS-TESTE (Bonferroni) ($p < 0,05$)		
	AV		DV		PV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP						
15Hz/1mm	0,00355	0,00185	0,00354	0,00196	0,00356	0,00210	0,003	0,004	0,579	0,977	1,000	1,000
80Hz/1mm	0,00368	0,00216	0,00249	0,00201	0,00316	0,00232				0,002	0,008	0,011
15Hz/2,5mm	0,00333	0,00184	0,00337	0,00204	0,00330	0,00197	0,007	0,005	0,938	0,666	1,000	1,000
80Hz/2,5mm	0,00407	0,00232	0,00223	0,00159	0,00350	0,00213				0,014	0,009	0,040

De forma qualitativa, a Figura 48 mostra quatro sinais de EMG do SO (envoltória) referentes a um dos sujeitos da amostra quando utilizado 15Hz e 80Hz de frequência a 1mm e 2,5mm de vibração. Observe que no período de 90s ao aplicar 15Hz não houve mudanças significativas no sinal do EMG. Entretanto, com o aumento da frequência de vibração para 80Hz a situação foi diferente, ou seja, durante o estímulo vibratório representado pela cor verde na figura, o EMG do SO

Resultados

mostrou uma tendência a ficar silente, com uma variabilidade menor de atividade muscular em relação à condição controle (cor azul). Além disso, é possível observar também que após interromper o estímulo de vibração (cor vermelha) a atividade muscular do SO ainda permanecia menor.

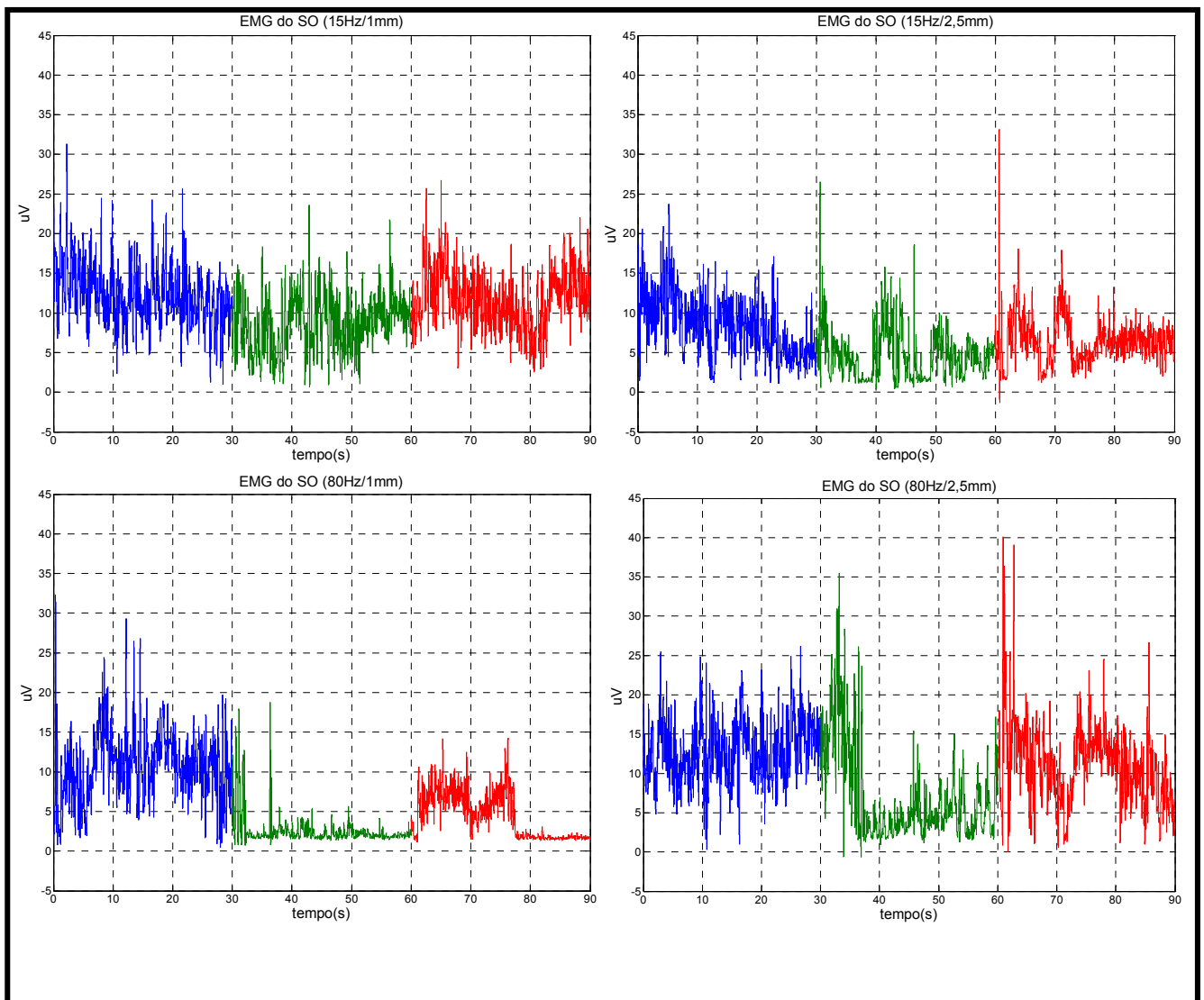


Figura 48: As Figuras mostram os EMGs músculo SO adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.

4.3.1.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80Hz A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO SO.

Após realizar a análise estatística, os achados mostraram apenas uma interação ($p=0,004$) entre os fatores e uma diferença estatística ($p=0,003$) para o fator tempo ao utilizar 15 e 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Veja a Figura 49 a seguir.

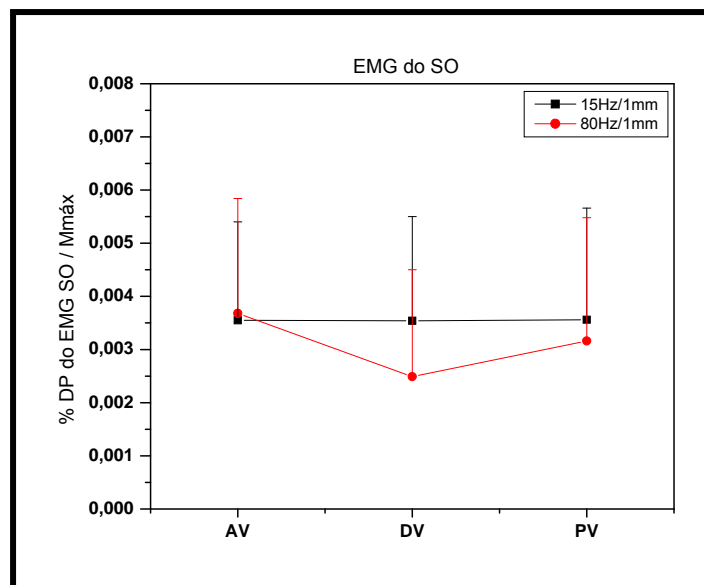


Figura 49: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude em relação ao DP do EMG do músculo SO. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Quanto a 80Hz, ao observar a Figura 50, nota-se uma diferença significativa entre a situação DV ($p=0,008$) e PV ($p=0,011$) em relação a AV. Em outras palavras, estes resultados revelam que quando comparado com o DP na condição AV ($0,00368 \pm 0,00216 \mu V$), durante a vibração ($0,00249 \pm 0,00201 \mu V$) a variabilidade da ativação muscular foi 32,28% menor. Sendo que após interromper o estímulo vibratório ($0,00316 \pm 0,00232 \mu V$), os sujeitos ainda apresentaram uma atividade muscular do SO 13,96% reduzida em relação ao basal.

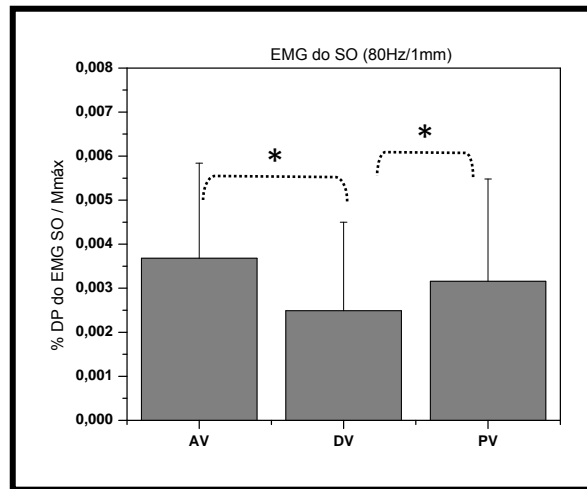


Figura 50: Comparação do DP do sinal eletromiográfico do SO entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Observe uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,008$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,011$) um leve aumento desta variação de atividade muscular porém ainda menor que o encontrado no basal.

4.3.1.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO SO.

No caso, ao utilizar 2,5mm de amplitude vibratória, os achados foram semelhantes ao item anterior (4.3.1.2). Ou seja, mostraram interação ($p=0,005$) entre os fatores e uma diferença estatística ($p=0,007$) para o fator tempo. Veja a Figura 51 a seguir.

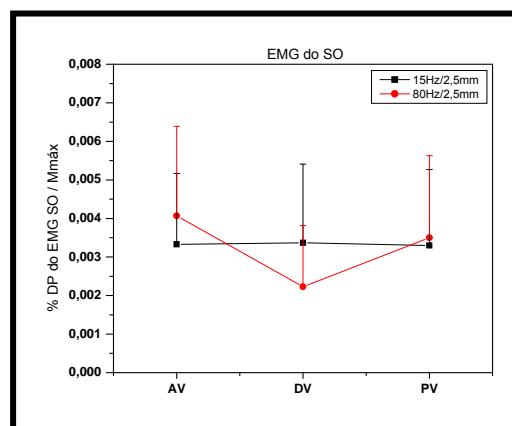


Figura 51: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório de 2,5mm nas três condições (AV, DV e PV) em relação ao DP do EMG do músculo SO. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.

No entanto, a 80Hz, esta diferença está entre as condições DV ($p=0,009$) e PV ($p=0,040$) comparadas a AV mostrando que durante a vibração ($0,00223\pm0,00159\mu\text{V}$), os sujeitos apresentaram uma variabilidade de ativação muscular do SO de 45,18% menor que a encontrada na situação controle ($0,00407\pm0,00232\mu\text{V}$). Após interromper a vibração ($0,00350\pm0,00213\mu\text{V}$), os dados apontam que ainda existia uma atividade muscular de 14,11% menor que na condição AV. Veja a Figura 52.

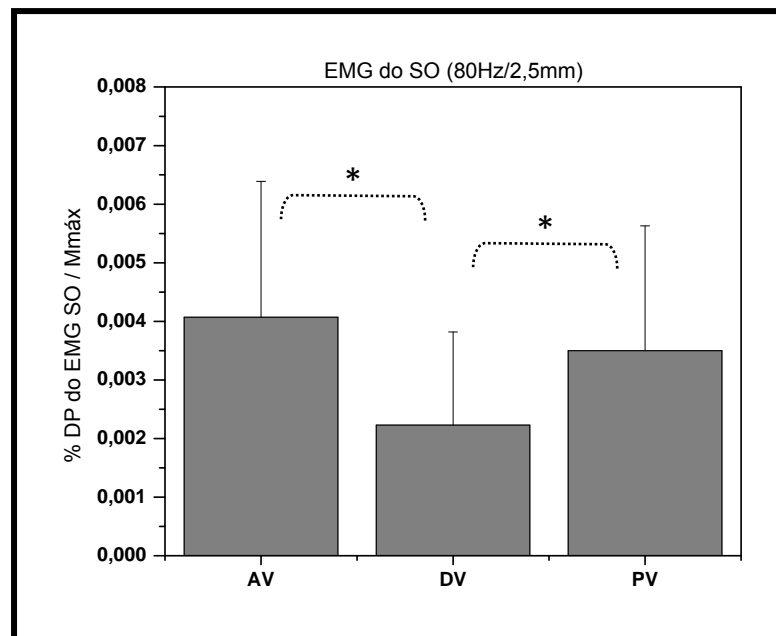


Figura 52: DP do sinal eletromiográfico do SO entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,009$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,040$) um leve aumento desta variação de atividade muscular porém ainda menor que o encontrado no basal.

Para uma visualização mais ampla destes dados, a seguir as figuras mostram a envoltória do EMG do músculo SO da perna esquerda de treze sujeitos da amostra (apenas um sujeito não participou da coleta do EMG da perna esquerda) quando utilizada uma frequência de 15Hz (Figura 53) e 80Hz (Figura 54) a 2,5mm de amplitude vibratória. Observe que, diferentemente do caso de 80Hz, a 15Hz de

Resultados

freqüência e 2,5mm não houve mudanças significativas no sinal do EMG do SO dos sujeitos, embora em ambos os casos a variabilidade das respostas encontradas entre os indivíduos foi grande.

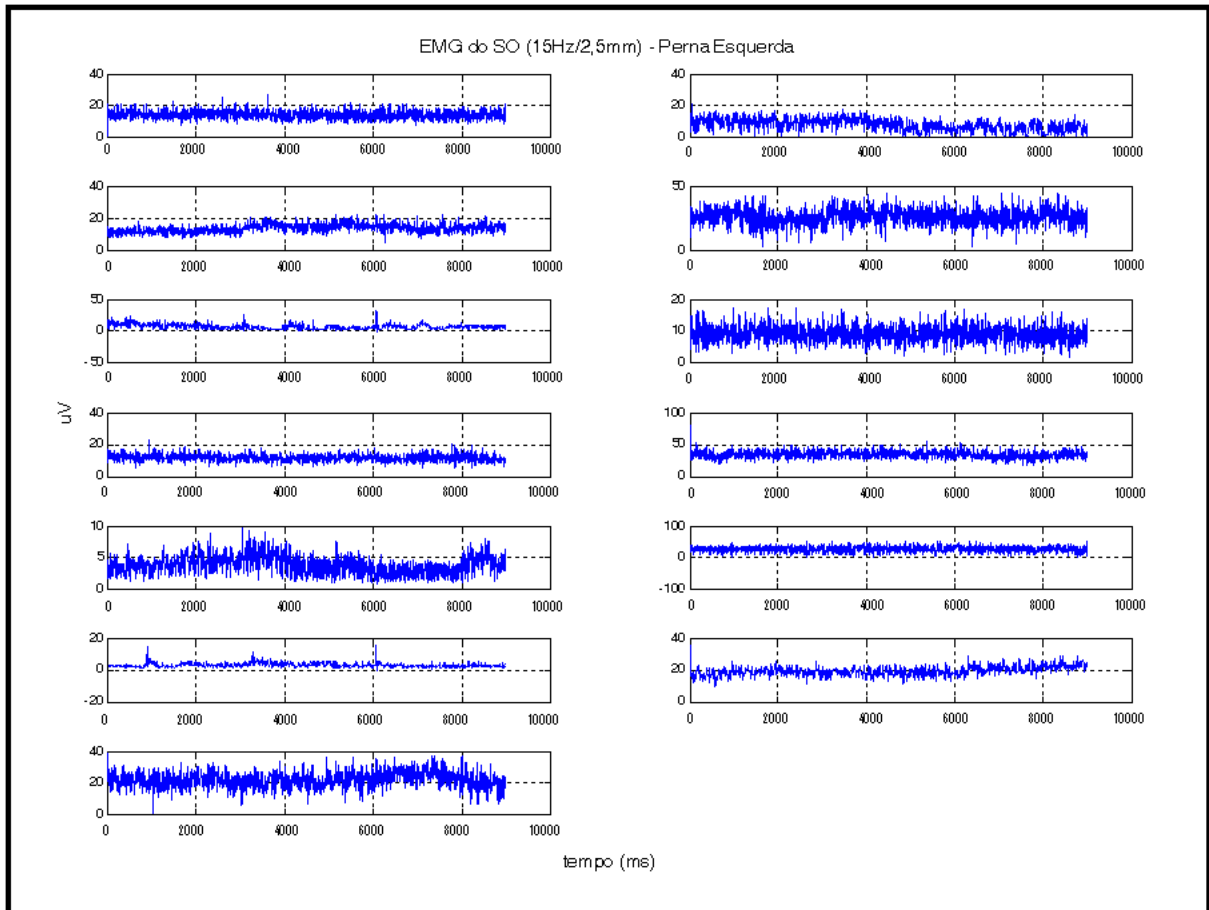


Figura 53: As Figuras mostram a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna esquerda de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de freqüência a 2,5mm de amplitude.

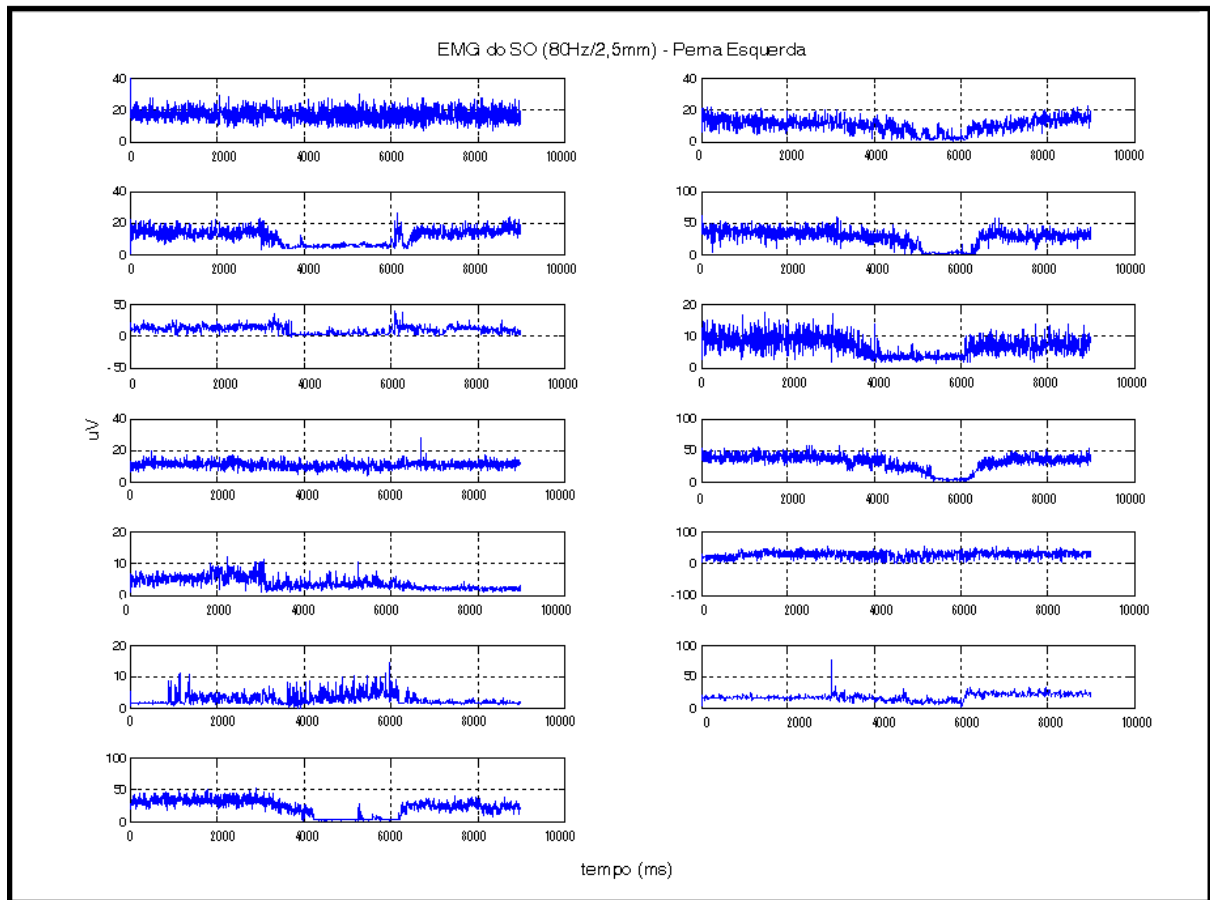


Figura 54: As Figuras mostram a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna esquerda de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

Os resultados apresentados anteriormente a partir das figuras da envoltória do EMG do músculo SO da perna esquerda corroboram os achados do deslocamento do COP na direção AP dos quatorze sujeitos da amostra quando utilizada uma frequência de 15Hz (Figura 55) e 80Hz (Figura 56) a 2,5mm de amplitude vibratória. No período de 90s ao aplicar 15Hz de frequência vibratória não houve mudanças significativas no sinal do COP. Porém, ao utilizar 80Hz, embora durante o estímulo vibratório grande parte dos sujeitos tenham apresentado uma inclinação mais para a direção posterior (sinal negativo) em relação à condição controle, o sinal completo do COP AP durante os 90s mostrou-se bastante variável entre os sujeitos. Cada sinal de COP exibido nestas figuras corresponde exatamente

Resultados

ao ensaio do qual foi captado o EMG cuja envoltória é vista nas Figuras 53 (15Hz) e 54 (80Hz). Com isso, pode-se observar durante a condição DV a 80Hz e 2,5mm de amplitude vibratória, o EMG do SO de alguns sujeitos mostrou uma tendência para ficar silente, enquanto o deslocamento do COP apresentou-se mais posterior.

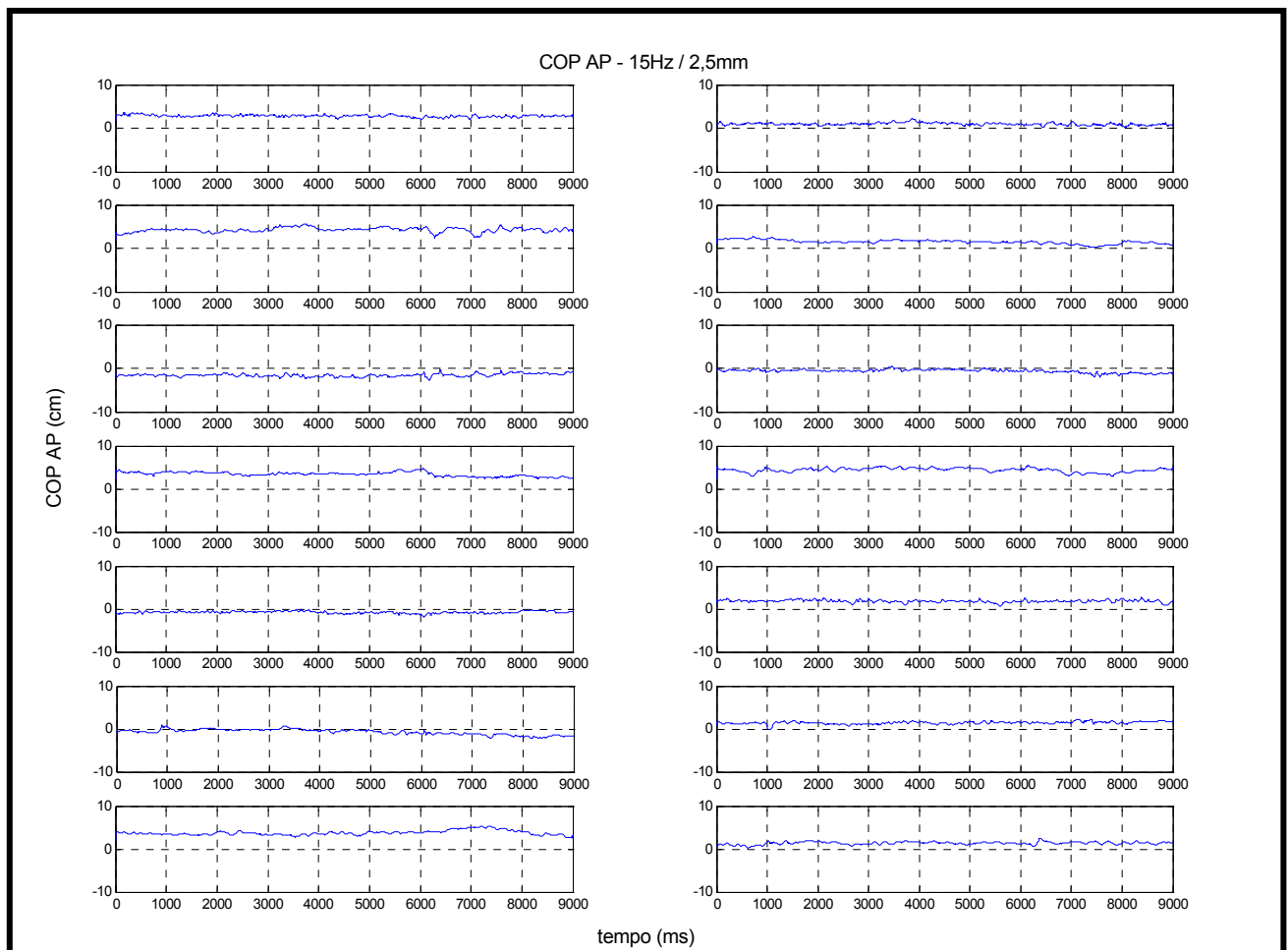


Figura 55: As Figuras mostram o deslocamento do COP AP de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

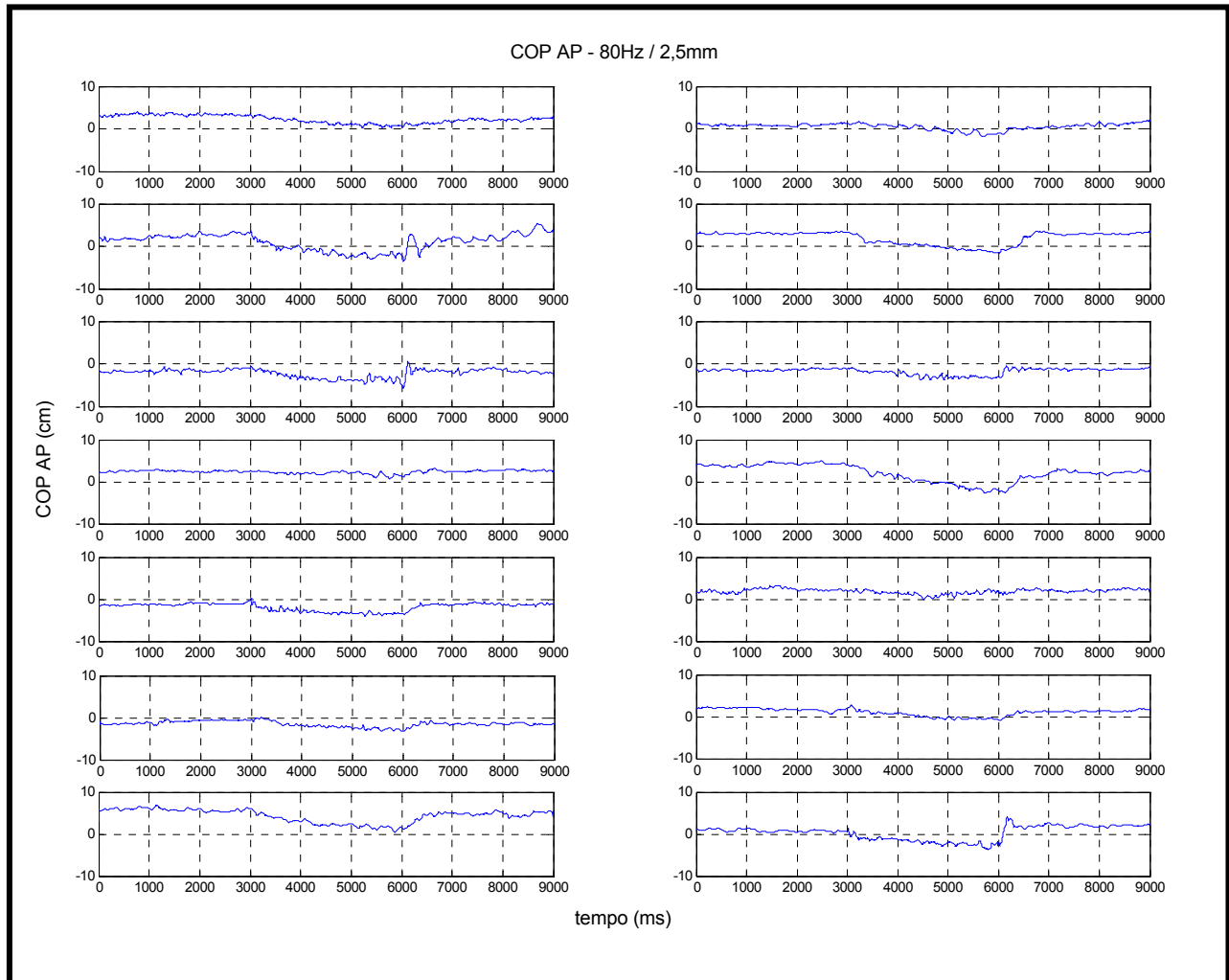


Figura 56: As Figuras mostram o deslocamento do COP AP de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

Como dito anteriormente, no início do item 4.3, os resultados referentes ao DP do EMG do músculo SO da perna D não mostraram efeitos significativos. Parte destes achados pode estar relacionada à grande variabilidade de resposta e comportamentos distintos encontrados, como mostra a Figura 57 e a Figura 58 apresentando a envoltória do EMG do SO da perna direita de quatorze sujeitos da amostra, quando utilizado respectivamente uma frequência vibratória de 15Hz e 80Hz a 2,5mm de amplitude. No entanto, apesar dos efeitos não terem sido

Resultados

significativos, a Figura 58 referente a vibração com frequência de 80Hz e 2,5mm de amplitude mostra em alguns sujeitos uma região fásica bastante evidente no início da condição vibratória e seguida por um período silente.

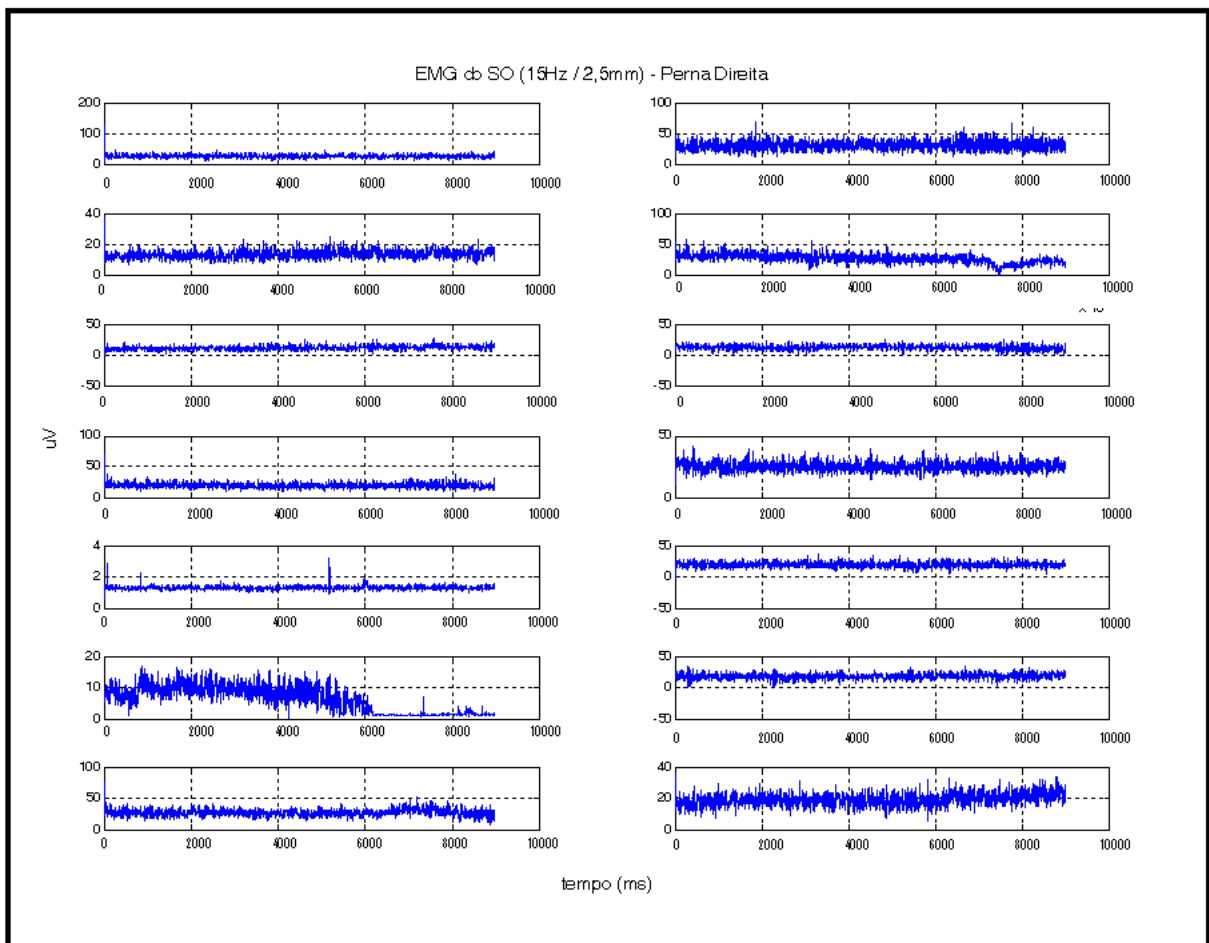


Figura 57: A Figura mostra a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna direita de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 15Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

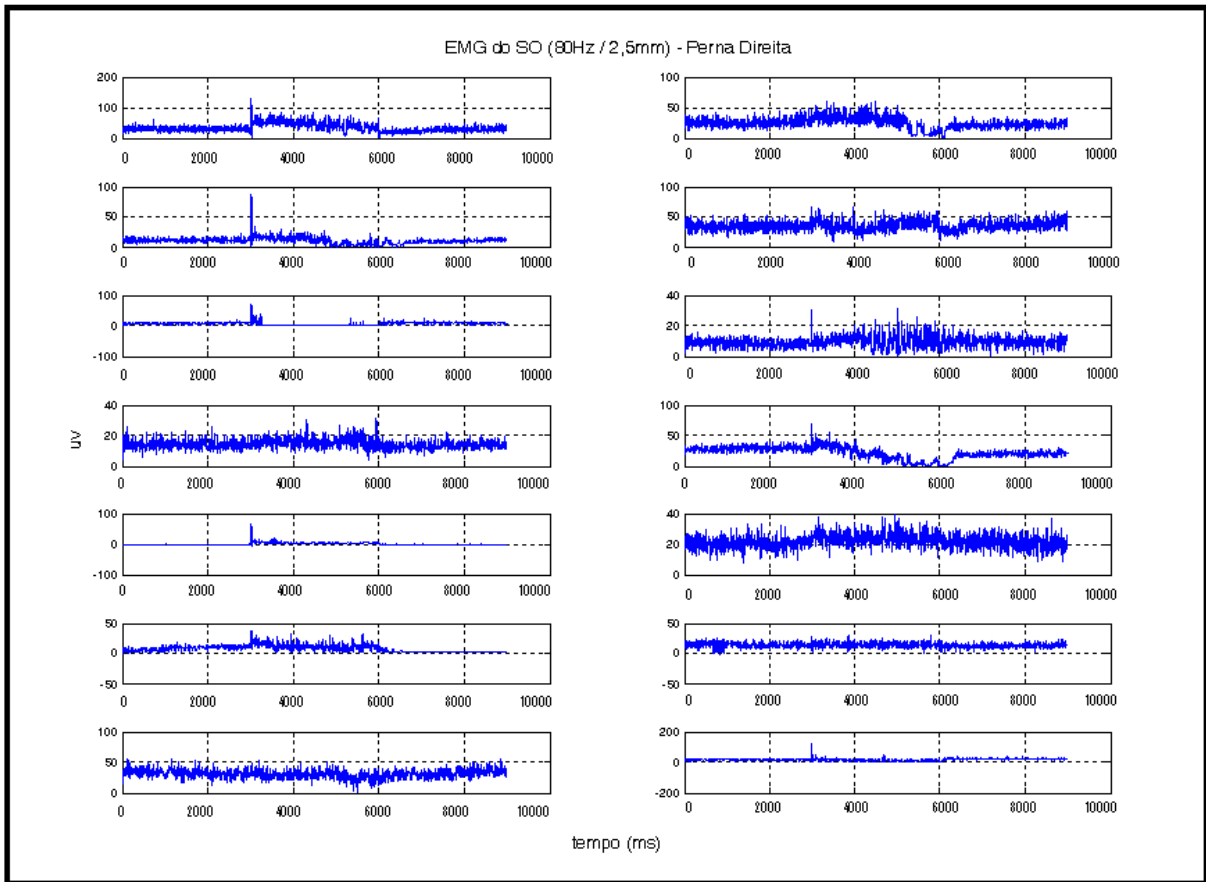


Figura 58: A Figura mostra a envoltória dos EMGs do músculo SO da perna direita de cada sujeito da amostra, adquiridos durante as três condições experimentais ao utilizar 80Hz de frequência a 2,5mm de amplitude.

Ao observar um trecho do sinal eletromiográfico bruto do SO da perna direita durante a condição DV a 15Hz e 2,5mm de amplitude vibratória pode-se notar um aumento cíclico da resposta ocorrendo aproximadamente a cada 57 ms. Estas respostas eletromiográficas (em verde), como mostra a Figura 59, acompanham os picos positivos do sinal do acelerômetro (cor magenta), que correspondem a deslocamentos para frente da ponta do vibrador (empurrando o tendão), sugerindo que os motoneurônios recebem salvas de disparos dos aferentes a por ocasião dos picos positivos da vibração, e, por sua vez, estes disparam com certo grau de sincronismo com esses picos de vibração.

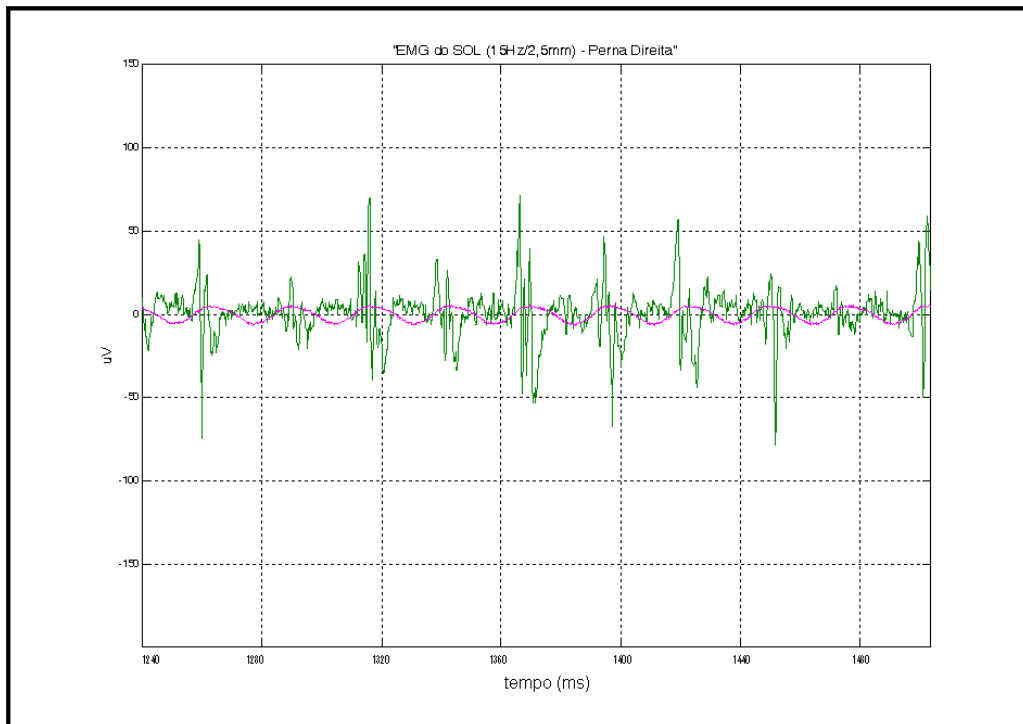


Figura 59: Trecho do sinal eletromiográfico bruto do músculo SO (cor verde) da perna direita de um sujeito da amostra, adquirido durante a condição DV de 15Hz a 2,5mm de amplitude. O sinal do acelerômetro (cor magenta) foi adquirido simultaneamente durante o experimento. O pico positivo corresponde à compressão do tendão. A cor azul na Figura representa a latência, aproximadamente 57ms, entre as respostas.

4.3.2. RESULTADOS REFERENTES AO DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO TA ANALISADOS NA PERNA ESQUERDA

A seguir, na próxima Tabela 9 com os valores do DP encontrados ao analisar o EMG do músculo TA durante as três condições experimentais e os valores de p após aplicar a análise estatística, é possível observar que durante a vibração o valor médio do DP a 80Hz foi maior que o controle, principalmente quando aplicado 2,5mm de amplitude vibratória.

Resultados

Tabela 9: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do TA e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados

	TEMPO(TP)											
	AV		DV		PV		VALCRP(p<0,05)			FÓCS-TESTE(Bonferroni)- (p<0,05)		
Rrômetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP	TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
15-1/1mm	0,0052	0,00018	0,0051	0,00019	0,0055	0,00015	0,150	0,085	0,180	0,154	1,000	0,160
80-1/1mm	0,0048	0,00014	0,0012	0,00015	0,0067	0,00052				0,109	0,207	0,700
15-1/2,5mm	0,0051	0,00022	0,0050	0,00020	0,0061	0,00040	0,083	0,049	0,029	0,583	1,000	1,000
80-1/2,5mm	0,0055	0,00019	0,0092	0,00007	0,0053	0,00022				0,082	0,099	1,000

Analisando-se qualitativamente figuras do EMG do músculo TA (Figura 60) na situação de freqüência de vibração a 15 e 80 Hz quando aplicado tanto 1 como 2,5mm de amplitude, em um dos sujeitos da amostra foi possível notar claramente que quanto maior a freqüência e amplitude do estímulo vibratório aplicado no tendão calcâneo maior é a variabilidade da atividade muscular do TA durante a condição DV. Novamente, como já foi relatado anteriormente, ao aplicar 15Hz não houve mudanças significativas no sinal do EMG.

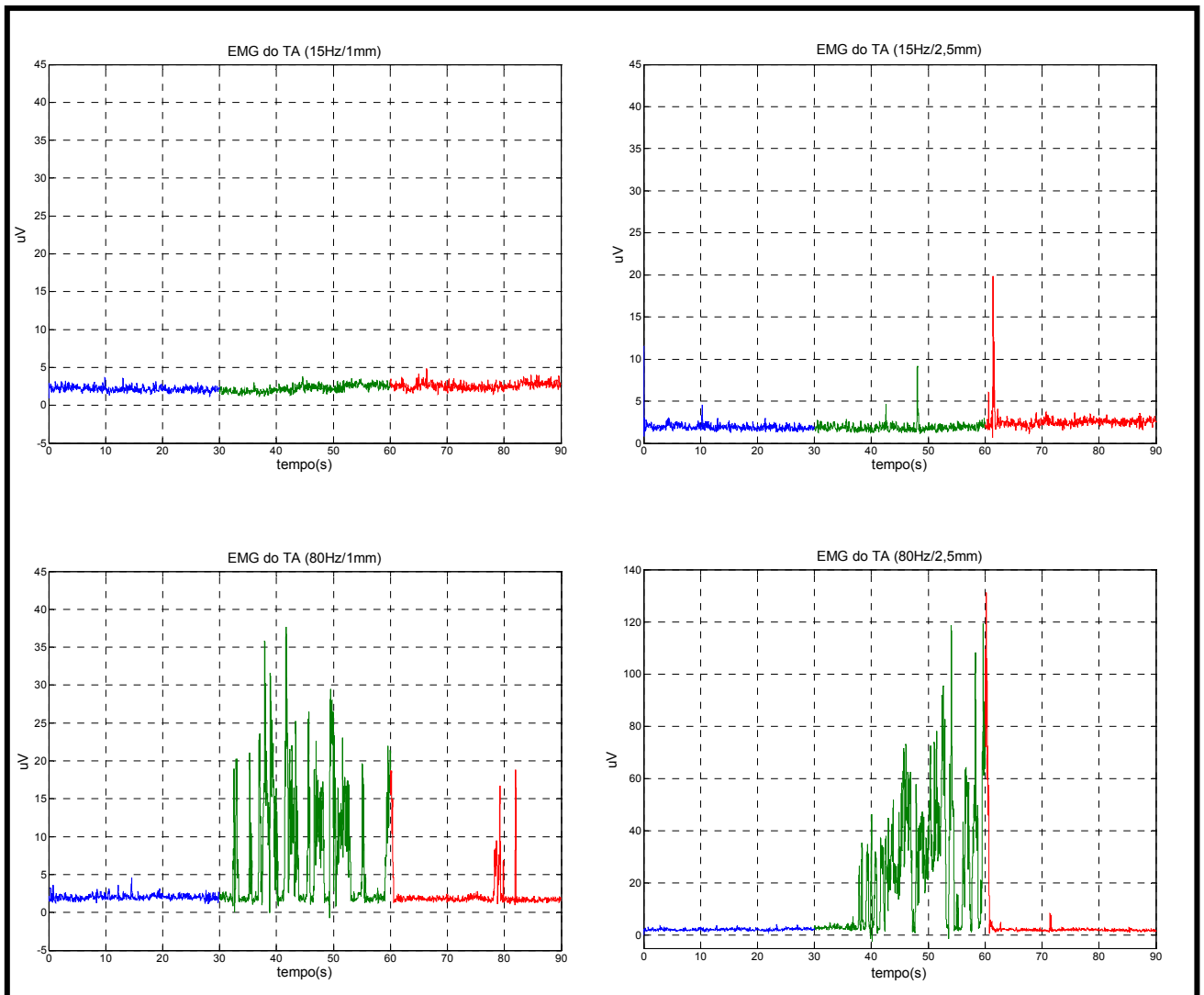


Figura 60: As Figuras mostram o EMG do músculo TA adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.

4.3.2.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO TA.

Ao analisar de forma quantitativa o DP da atividade eletromiográfica durante este paradigma, verificou-se apenas uma interação ($p=0,035$) entre os

fatores. Ou seja, após o pós-teste não foram encontradas diferenças significativas ao analisar as três condições experimentais. Veja a Figura 61 a seguir.

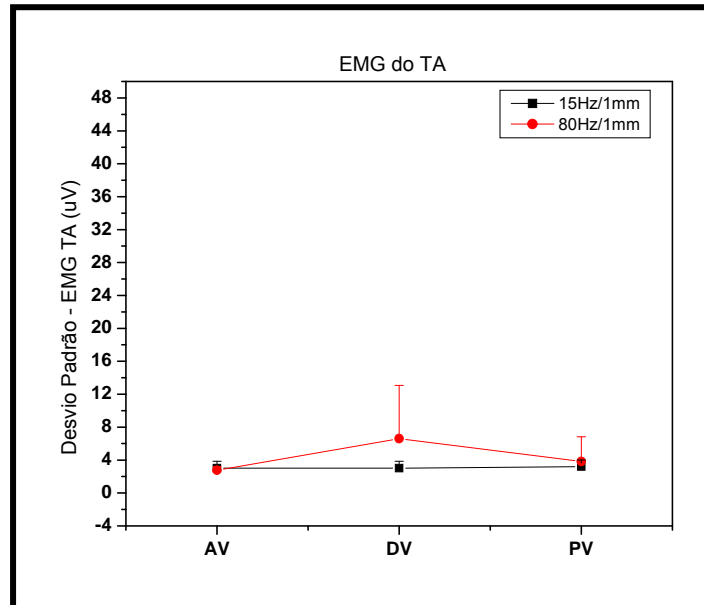


Figura 61: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e freqüência do estímulo vibratório de 1mm, nas três condições experimentais (AV, DV e PV), em relação ao DP do EMG do músculo TA. Observe que na condição DV, há uma pequena alteração do DP a 80Hz.

4.3.2.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO TA.

Já, após aplicar 2,5mm de amplitude vibratória no tendão calcâneo encontrou-se além de uma interação ($p=0,049$) entre os fatores, uma diferença estatística ($p=0,029$) para o fator freqüência. Veja a Figura 62 a seguir.

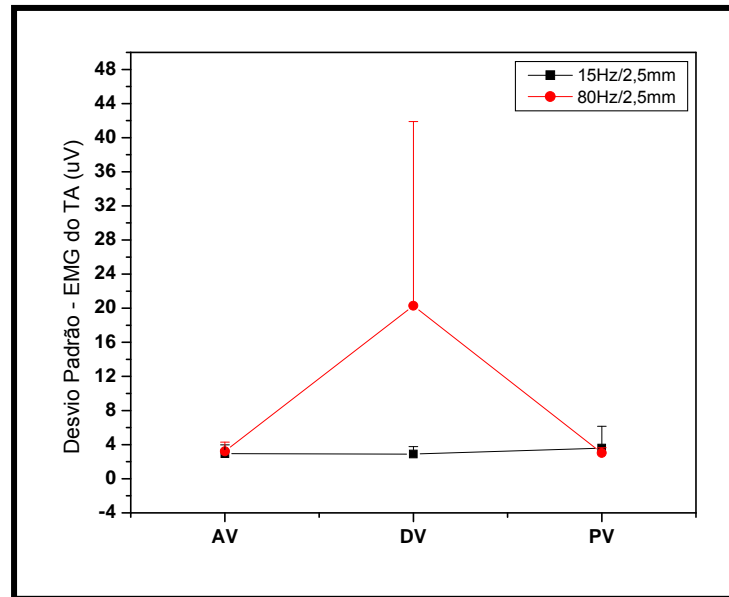


Figura 62: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no DP do EMG do músculo TA. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

No entanto, embora os dados da análise qualitativa relatada anteriormente (Figura 60) e da Figura 62 tenham exibido uma grande variabilidade na atividade muscular do TA durante o período vibratório comparado ao controle ao se utilizar 80Hz de frequência, não houve diferença estatística entre as três condições experimentais.

4.3.3. RESULTADOS REFERENTES AO DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO GL DA PERNA ESQUERDA

A seguir, na Tabela 10, é possível notar (com os valores do DP encontrados ao analisar o EMG do músculo GL durante as condições experimentais) que ao utilizar principalmente 80Hz de frequência houve uma redução no DP médio do EMG do músculo GL durante e após a vibração se comparado com a condição

Resultados

controle. Além disso, observam-se também os valores de p após aplicar a análise estatística e o pós-teste.

Tabela 10: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do GL e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados

	TEMPO(TP)						VALORP(p<0,05)			TÉSTIE(Barferoni)- (p<0,05)		
	AV		DV		PV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	A/DV	A/PV
Parâmetro	MD	DP	MD	DP	MD	DP						
15Hz/1mm	0,00143	0,00038	0,00146	0,00029	0,00155	0,00112	0,001	0,002	0,335	0,504	1,000	1,000
80Hz/1mm	0,00135	0,00091	0,00084	0,00057	0,00124	0,00097				0,005	0,003	0,894
15Hz/2,5mm	0,00130	0,00084	0,00124	0,00085	0,00128	0,00084	0,002	0,050	1,000	0,184	0,452	1,000
80Hz/2,5mm	0,00157	0,00109	0,00087	0,00053	0,00143	0,00091				0,007	0,005	0,232

A Figura 63 exibe quatro imagens qualitativas que confirmam os descritos anteriores referentes a um dos sujeitos da amostra quando utilizado 15Hz e 80Hz de frequência a 1mm e 2,5mm de amplitude vibratória. Repare que semelhante aos EMGs dos outros músculos, no período de 90s ao aplicar 15Hz não houve mudanças significativas no sinal. No entanto, com o aumento da frequência de vibração para 80Hz (principalmente a 2,5mm), durante o estímulo vibratório o EMG mostrou uma menor variabilidade na atividade muscular do GL em relação a condição controle. Além disso é possível observar também que após interromper o estímulo de vibração a atividade muscular ainda permanecia menor.

Resultados

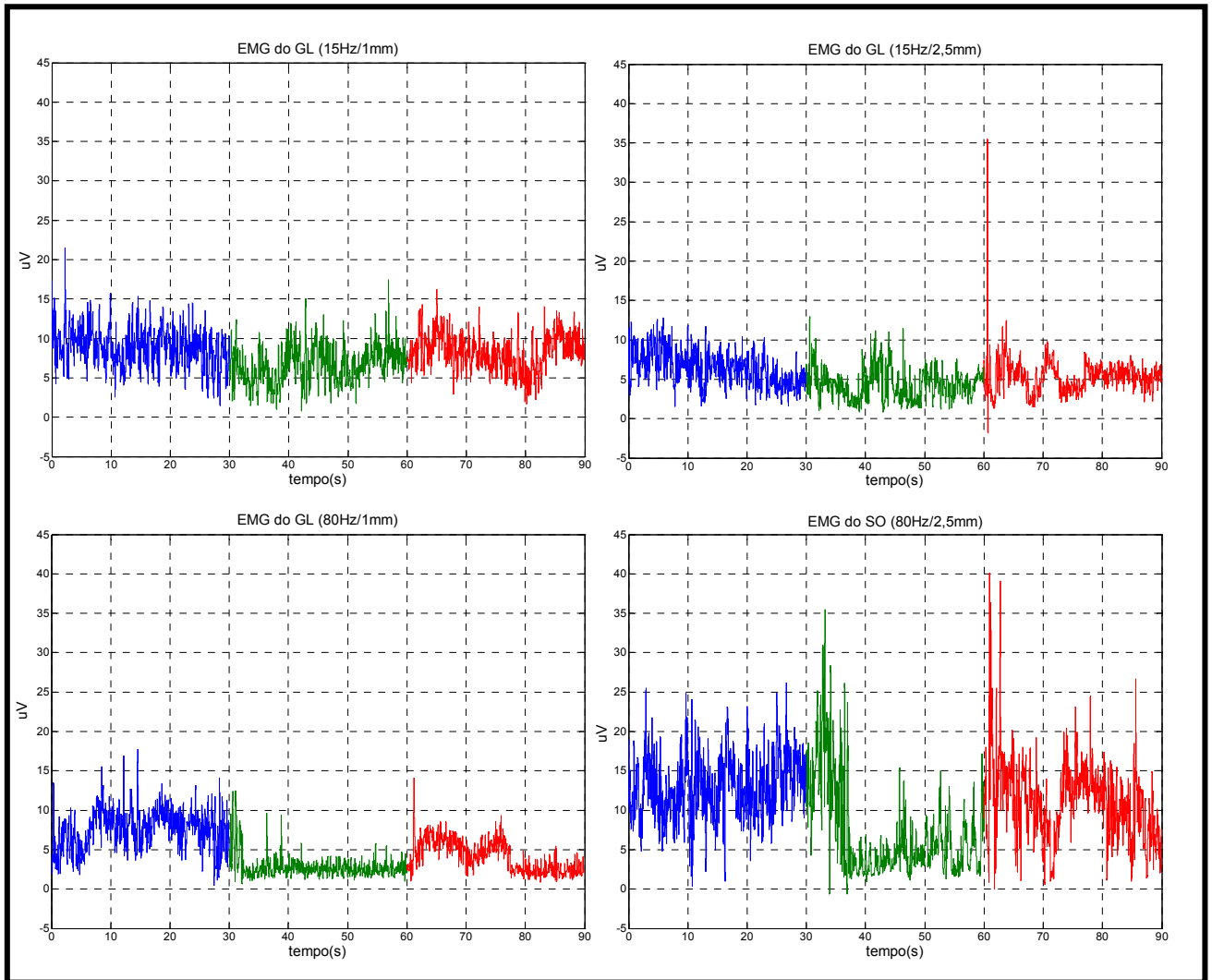


Figura 63: As Figuras mostram o EMG do músculo GL adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.

4.3.3.1. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80Hz A 1MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO GL.

A Figura 64 mostra, após a realização da análise estatística, apenas uma interação entre frequência e tempo de vibração ($p=0,002$) ao aplicar 15 e 80Hz a 1mm de amplitude.

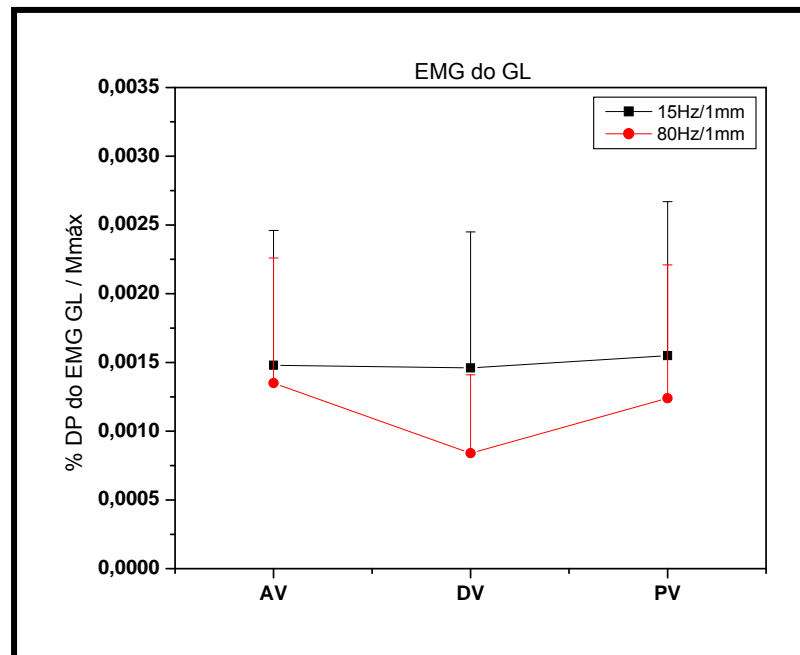


Figura 64: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas três condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP do EMG do músculo GL. Observe que na condição DV, há um espaço maior entre as linhas.

Após o pós-teste, como pode ser notado na Figura 65 quando utilizou-se 80Hz, foi encontrada uma diferença estatística somente entre a situação DV ($p=0,003$) em relação a AV. Isso mostra que comparado com o DP na condição controle ($0,00135 \pm 0,00091 \mu V$), durante a vibração ($0,00084 \pm 0,00057 \mu V$) a variabilidade da atividade muscular foi 38,18% menor. Já, o resultado referente a condição PV ($0,00124 \pm 0,00097 \text{ cm/s}$) e AV, apesar dos sujeitos ainda apresentarem uma oscilação corporal de 8,49% menor que o basal, não revelaram significância ($p=0,894$).

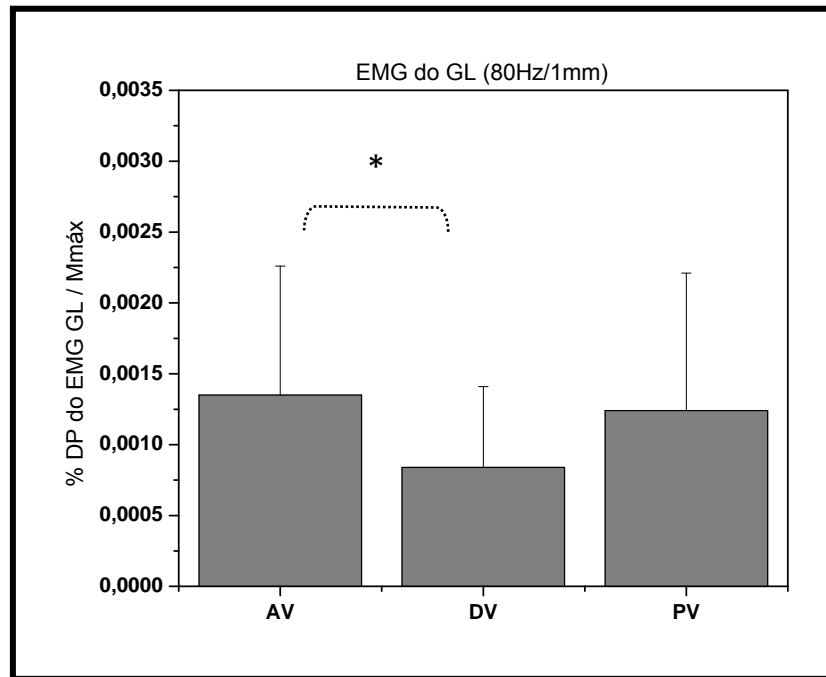


Figura 65: Comparação do DP do sinal eletromiográfico do GL entre as condições experimentais ao utilizar 80Hz a 1mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,003$), mostrando uma menor variabilidade de atividade muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,894$) uma diferença não significativa dos dados porém uma variabilidade da atividade muscular ainda menor em relação ao basal.

4.3.3.2. EFEITO DA VIBRAÇÃO AO UTILIZAR UMA FREQUÊNCIA DE 15 E 80HZ A 2,5MM DE AMPLITUDE SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO GL.

Os resultados encontrados ao utilizar 2,5mm de amplitude apontaram uma diferença estatística ($p=0,022$) apenas para o fator tempo e uma interação entre frequência e tempo de vibração ($p=0,050$), veja a Figura 66.

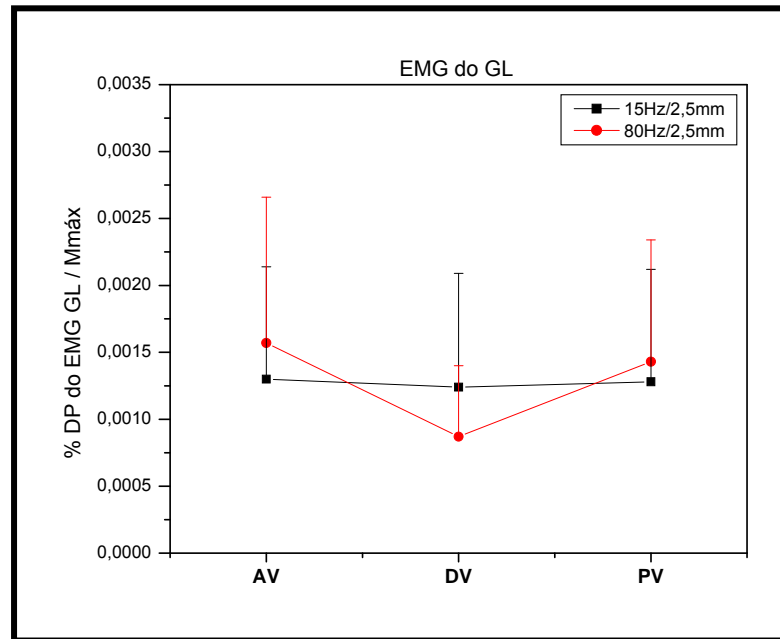


Figura 66: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 2,5mm de amplitude no DP do EMG do músculo GL. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.

Novamente, como pode ser observado na Figura 67 quando utilizou-se 80Hz a 2,5mm, foi encontrada uma diferença estatística somente entre a situação DV ($p=0,045$) em relação a AV. Isso mostra que comparado com o DP na condição controle ($0,00157 \pm 0,00109 \mu V$), durante a vibração ($0,00087 \pm 0,00053 \mu V$) a variabilidade da ativação muscular foi 44,76% menor. Já, o resultado referente a condição PV ($0,00143 \pm 0,00091 \mu V$) e AV apesar dos sujeitos exibirem uma oscilação corporal de 8,80% menor que o basal, não houve significância ($p=0,232$).

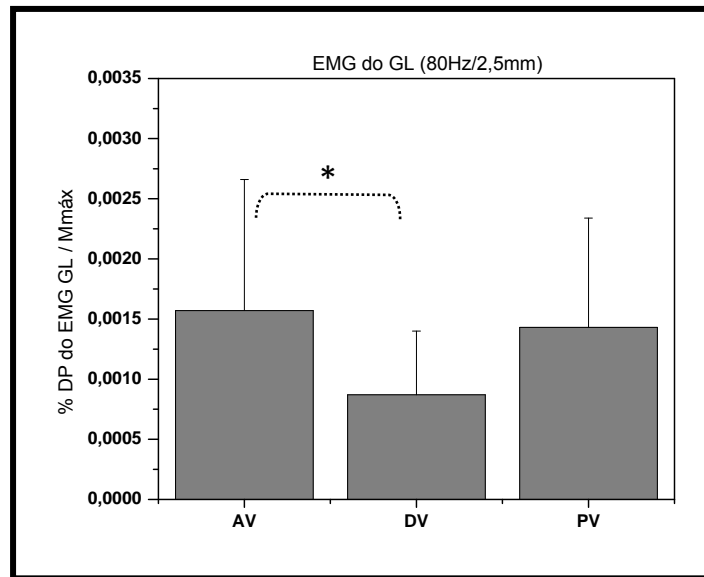


Figura 67: DP do sinal eletromiográfico do GL nas três condições experimentais ao utilizar 80Hz a 2,5mm de amplitude vibratória. Note uma variação significativa durante a condição DV em relação à AV ($p=0,045$), mostrando uma menor variabilidade de ativação muscular durante a vibração. E, na condição PV em relação à AV ($p=0,232$) uma diferença não significativa dos dados porém uma variabilidade da atividade muscular ainda menor comparado a condição basal.

4.3.4. RESULTADOS REFERENTES AO DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO GM ANALISADOS NA PERNA ESQUERDA

Os valores médios do DP, encontrados ao analisar o EMG do músculo GM durante as condições experimentais, apontaram uma redução durante a vibração quando comparado com a condição controle ao aplicar especialmente 80Hz. Veja a Tabela 11 a seguir, onde também é possível notar os valores de p após aplicar a análise estatística.

Resultados

Tabela 11: Média (MD) e Desvio Padrão (DP) dos valores do DP do EMG do GM e os valores de p após realizar a análise estatística dos dados

Parâmetro	TEMPO (TP)						VALOR P (p<0,05)			PÓS-TESTE (Bonferroni) (p<0,05)		
	AV		DV		PV		TP	TP/FREQ	FREQ	TP	AV/DV	AV/PV
	MD	DP	MD	DP	MD	DP						
15Hz/1mm	0,00251	0,00260	0,00265	0,00282	0,00232	0,00244	0,205	0,075	0,973	0,292	1,000	0,385
80Hz/1mm	0,00317	0,00395	0,00152	0,00139	0,00289	0,00347				0,170	0,176	1,000
15Hz/2,5mm	0,00272	0,00329	0,00292	0,00307	0,00251	0,00315	0,083	0,039	0,815	0,140	1,000	0,173
80Hz/2,5mm	0,00304	0,00357	0,00125	0,00147	0,00302	0,00381				0,078	0,064	1,000

No entanto, embora os valores do DP quando utilizado 80Hz exibidos na tabela anterior demonstrem uma grande redução durante a condição DV em relação a AV, estes após a análise estatística não revelaram nenhuma diferença significativa entre os dados (veja os valores de p na Tabela 11) tanto ao utilizar 1 como 2,5mm de amplitude vibratória. Com exceção apenas (como mostra a Figura 68) no caso de 2,5mm de amplitude onde nota-se uma interação ($p=0,039$) entre o fator frequência e tempo. Após o pós-teste também não foi encontrado nenhum resultado significativo.

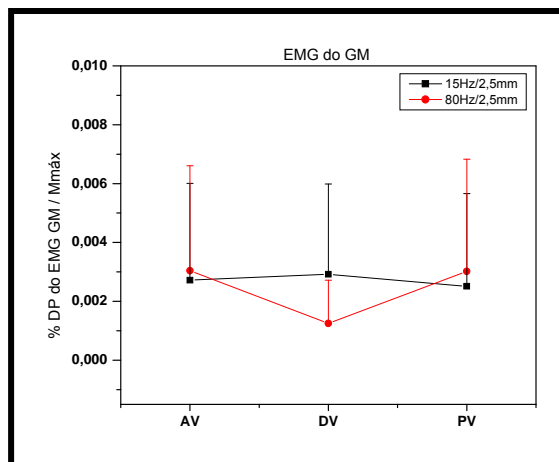


Figura 68: O Gráfico mostra a interação entre os fatores tempo e frequência do estímulo vibratório nas condições experimentais (AV, DV e PV) ao utilizar 1mm de amplitude no DP do EMG do músculo GM. Observe que a variabilidade dos dados referentes a 80Hz foi maior do que a 15Hz, principalmente na condição DV em relação a AV.

Resultados

A análise qualitativa de quatro figuras do EMG do músculo GM (Figura 69) na situação de frequência a 15 e 80 Hz quando aplicado 1 e 2,5mm de amplitude vibratória em um dos sujeitos da amostra, pode demonstrar o relato anterior. Observe que apesar da pequena interação encontrada entre o fator frequência e tempo ao utilizar 2,5mm de amplitude, as figuras realmente não exibem mudanças significativas no sinal do EMG entre as três condições experimentais.

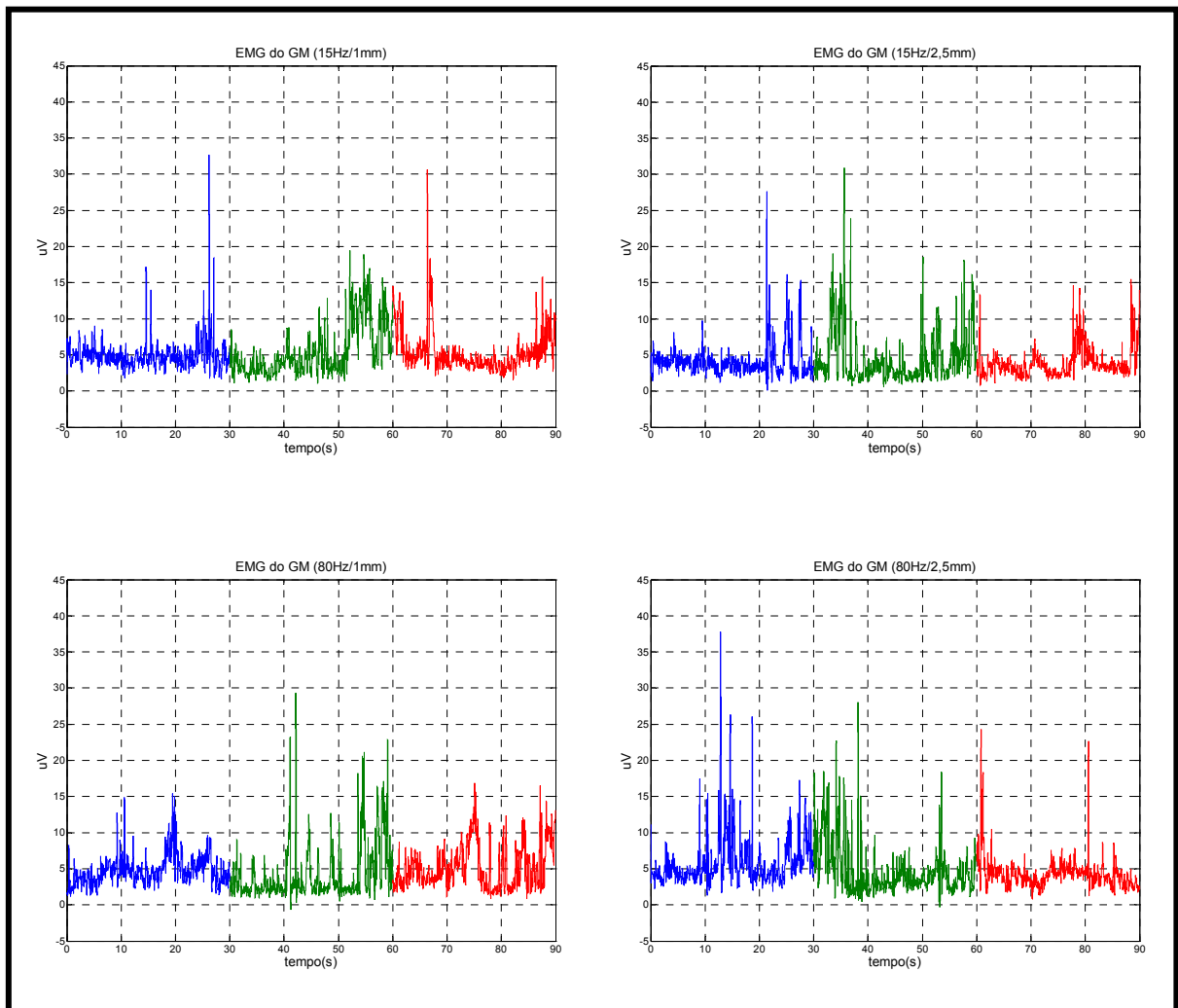


Figura 69: As Figuras mostram o EMG do músculo GM adquiridos durante as três condições experimentais (antes ou controle "azul", durante "verde" e depois "vermelho") ao utilizar 15Hz e 80 Hz de frequência a 1 e 2,5mm de amplitude.

5. DISCUSSÃO

Inúmeras pesquisas sobre a técnica de vibração tendinosa investigaram como as influências dos sistemas sensoriais, especialmente do sistema proprioceptivo provenientes dos fusos musculares, alteram a percepção espacial e o controle motor durante o ajuste da postura ereta quieta (ROLL e VEDEL, 1982; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1989b; ROLL *et al.*, 1989; HLAVACKA *et al.*, 1995; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1998; ADAMCOVA e HLAVACKA, 2007; CEYTE *et al.*, 2007; THOMPSON *et al.*, 2007).

Dessa forma, a metodologia de utilizar duas freqüências (15 e 80Hz) a 1 e 2,5mm de amplitude vibratória a uma duração constante (30s) aplicada ao tendão calcâneo foi elaborada para analisar o efeito nas alterações da manutenção do controle postural e na modulação do reflexo H. O uso da freqüência baixa de 15 Hz foi motivado pela tentativa de se ativar fibras aferentes do tipo II de fusos neuromusculares, uma vez que muitos trabalhos atuais da literatura atribuem a estes uma importância fundamental no controle postural em detrimento dos aferentes Ia de fuso, que teriam um papel bastante restrito (NARDONE e SCHIEPPATI, 1998; 2005). Segundo a literatura, a freqüência de 80 Hz ativaria fortemente os aferentes Ia e muito pouco os aferentes II (ROLL e VEDEL, 1982; ROLL *et al.*, 1989).

Sabendo-se que a manutenção da postura ortostática também depende da atividade muscular observada principalmente nos membros inferiores ao tentar manter o centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte (MOUZAT *et al.*, 2004), a vibração do tendão calcâneo e o monitoramento do EMG dos músculos (SO, TA, GL e GM) antes, durante e após o estímulo vibratório foi

motivada para realizar uma análise mais precisa do efeito do estímulo vibratório sobre o controle da postura.

5.1. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE A MODULAÇÃO DO REFLEXO H DO MÚSCULO SO

Em relação aos efeitos da frequência e amplitude de vibração no tendão calcâneo sobre a modulação do reflexo H do músculo SO, o resultado obtido neste paradigma, aponta na condição DV tanto ao utilizar uma frequência de 15Hz como 80Hz a 1 e 2,5mm de amplitude, uma diminuição na amplitude do reflexo H quando comparada com a condição controle.

De acordo com a literatura (ASHBY *et al.*, 1980; VAN BOXTEL, 1986; ABBRUZZESE *et al.*, 2001; HULTBORN, 2001; BOVE *et al.*, 2006), a diminuição da amplitude do reflexo H induzida pela vibração pode ter ocorrido por meio de uma inibição pré-sináptica devido a ação de interneurônios inibitórios excitados pela ativação das fibras aferentes Ia do músculo SO que causa uma constante redução da liberação de neurotransmissores (nas sinapses das Ia para MNs). No entanto, quando a vibração tendinosa aplicada é prolongada, a diminuição da amplitude do reflexo H também pode ser atribuída à redução na liberação de neurotransmissores oriunda do terminal sensorial Ia, denominada depressão pós-ativação ou depressão homossináptica (BONGIOVANNI e HAGBARTH, 1990; ABBRUZZESE *et al.*, 2001; HULTBORN, 2001; BOVE *et al.*, 2006). KOHN (1997) reporta que a inibição homosináptica é o mecanismo pelo qual a depressão do reflexo H ocorre a partir da ativação subsequente da mesma via reflexa. Dessa forma, estes mecanismos descritos na literatura devem ser os responsáveis pelos resultados encontrados no presente estudo.

Os autores (HAGBARTH *et al.*, 1976; ROLL *et al.*, 1989; WIERZBICKA *et al.*, 1998) utilizaram a técnica de microneurografia e relataram que em músculos relaxados, as terminações primárias (fibras Ia) são preferencialmente excitadas quando estão expostas a freqüências altas (70-100Hz) e amplitudes de vibração maiores (com disparos observados tendo relação 1:1 com o estímulo vibratório aplicado). Segundo BOVE *et al.* (2003) uma freqüência de vibração longitudinal (no caso a 80Hz) poderia ativar seletivamente as fibras aferentes Ia que são mais sensíveis a alterações rápidas no comprimento das fibras musculares do que as fibras do grupo II. Sendo assim, estes achados nos dão suporte para a hipótese de que se a vibração a 80 Hz ativa fortemente as fibras Ia (muito sensíveis ao estímulo vibratório) em decorrência desta eficaz ativação dos terminais Ia, segue a diminuição na amplitude do reflexo H causada pela vibração a 80Hz encontrada neste trabalho.

Sabe-se que diferente das terminações sensoriais primárias, a aplicação de um estímulo vibratório excita as terminações secundárias (fibras II) somente quando estas são expostas a freqüências mais baixas (10-30Hz) (ROLL *et al.*, 1989; FALLON e MACEFIELD, 2007). Como o reflexo H do músculo SO é devido à ativação apenas dos aferentes Ia (ROTHWELL, 1994) então, se apenas os aferentes II são ativados pela vibração de 15Hz poderia se supor que não deveria haver redução na amplitude do reflexo H durante esta vibração de baixa freqüência uma vez que não há relatos de via de inibição pré-sináptica de aferentes do tipo II sobre terminais de aferentes Ia. Mas, quando consideramos os resultados encontrados ao aplicar 15Hz observou-se uma redução na amplitude do reflexo H na condição DV tanto ao utilizar 2,5mm como 1mm de amplitude.

Para explicar a diminuição encontrada no reflexo H durante vibração a 15 Hz, supõe-se que a aplicação de um estímulo vibratório nesta frequência aumenta os disparos nas terminações primárias. ROLL *et al.*, (1989), sugeriram que entre uma faixa de 1 a 100Hz a maioria das terminações primárias respondem de forma proporcional à frequência do estímulo vibratório aplicado, uma vez que por meio da microneurografia encontraram grande parte das terminações sensoriais primárias em músculos relaxados de seres humanos respondendo com disparos observados a uma relação de 1:1 com o estímulo vibratório entre 70-100Hz de frequência. Sendo assim, estes achados sugerem que a 15Hz de frequência vibratória as terminações primárias devem apresentar um aumento, talvez modesto, na sua frequência de disparo, mas o suficiente para causar depressão homossináptica principalmente nas unidades motoras recrutadas primeiro por entradas de aferentes Ia. Dados de gatos e humanos (KOHN, 1989; MENDELL *et al.*, 1990) sugerem que as unidades motoras recrutadas primeiro apresentam maior depressão que recebem dos aferentes Ia.

Estudos mais específicos, por exemplo, com o uso de microneurografia, seriam muito úteis neste trabalho para melhorar o entendimento dos mecanismos subjacentes aos achados experimentais.

Ao considerar a amplitude do reflexo H na condição pós-vibratória (PV) após utilizar 80Hz de frequência, os dados da Tabela 1 se mostraram semelhantes aos reportados por outros autores (VAN BOXTEL, 1986; ABBRUZZESE *et al.*, 2001). Algumas hipóteses podem explicar os mecanismos causadores da depressão pós-vibração (*Postvibration Depression – PVD*) do reflexo H. Segundo VAN BOXTEL (1986), a PVD está relacionada ao decaimento gradual da inibição pré-sináptica elicitada pela ativação das fibras aferentes Ia – homônimas

quais se demonstraram ocorrer durante a condição DV. No entanto, um estudo mais recente descarta esta hipótese, pois relata que a inibição pré-sináptica do terminal aferente Ia possui curta duração e então não poderia estar envolvida neste fato (ABBRUZZESE *et al.*, 2001). Estudos mais recentes, então sugerem que a PVD é um fenômeno que ocorre pela redução (longa-duração) da liberação de neurotransmissores na fenda sináptica oriunda do terminal sensorial Ia, em decorrência da repetida estimulação mecânica das terminações primárias do fuso, ainda durante o período vibratório (RIBOT-CISCAR *et al.*, 1998; ABBRUZZESE *et al.*, 2001).

Entretanto, assim como observado por (ABBRUZZESE *et al.*, 2001) mas diferentemente de (VAN BOXTEL, 1986), neste trabalho a PVD se mostrou mais afetada pela frequência da estimulação vibratória e, em menor grau pela a duração do estímulo.

5.2. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE A POSTURA ORTOSTÁTICA

5.2.1. COP AP

Neste trabalho, foi possível observar que a magnitude da resposta postural associada a estimulação vibratória do tendão calcâneo pode ser modulada por meio da frequência e amplitude do estímulo aplicado (Figura 23 - 15 e 80Hz a 1mm e Figura 26 - 15 e 80Hz a 2,5mm). Os resultados mostraram que quanto maior o valor do parâmetro (frequência e amplitude) do estímulo vibratório aplicado no tendão calcâneo maior é a alteração postural apresentada pelos sujeitos,

confirmando os achados da literatura (POLONYOVA e HLAVACKA, 2001; MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2006).

Sabe-se que a vibração do tendão calcâneo ou do músculo tríceps sural evoca inicialmente uma modificação postural automática e também causa deslocamentos ilusórios sinestésicos na direção anterior e posterior, estes deslocamentos ilusórios podem desencadear uma alteração postural compensatória que se caracteriza por uma inclinação do corpo na direção do músculo ou do tendão vibrado (HLAVACKA *et al.*, 1995; WIERZBICKA *et al.*, 1998; THOMPSON *et al.*, 2007). O deslocamento posterior médio do COP AP na direção do músculo vibrado, encontrado neste estudo, comprova o que foi dito anteriormente (Item 5.1) referente ao aumento dos disparos das aferentes Ia que são altamente sensíveis e predominantemente ativadas durante a vibração. Neste caso, durante a aplicação do estímulo vibratório no tendão calcâneo ocorrem disparos das terminações primárias do fuso que são interpretadas pelo SNC como um alongamento do músculo vibrado e, portanto provocam uma inclinação na direção posterior como uma forma de ajuste postural compensatória a fim de se estabilizar e manter o equilíbrio evitando uma possível queda para frente (POLONYOVA e HLAVACKA, 2001; CAPICIKOVA *et al.*, 2006).

Os autores CAPICIKOVA *et al.* (2006) utilizaram uma vibração aplicada no músculo SO a 60Hz/1mm e relataram que diferentes durações (10s, 20s e 30s) das estimulações proprioceptivas também podem modular a orientação e o equilíbrio postural, inclusive permanecendo após o término da vibração. Estes autores encontraram que a amplitude de oscilação corporal durante a vibração significativamente foi maior quando utilizou-se um estímulo com uma duração mais prolongada (ex. 30s). Dessa forma, observa-se o quanto a sensibilidade dos fusos

musculares e a resposta gerada por eles à vibração no tendão são dependentes de características mecânicas como, deslocamento, frequência e duração do estímulo (WIERZBICKA *et al.*, 1998; MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2006).

Assim como os fusos musculares e os órgãos tendinosos de golgi, informações oriundas de múltiplos canais sensoriais como, diferentes mecanorreceptores (sensíveis a vibrações, ao toque, à pressão e também sensíveis ao alongamento da pele) e receptores articulares (sensíveis ao movimento e tensão das articulações) também são importantes no controle do equilíbrio e ajuste da postura, pois sinalizam uma nova orientação dos segmentos corporais e articulares. (THOMPSON *et al.*, 2007).

Ao analisar a velocidade média do COP AP observou-se que durante a aplicação do estímulo vibratório no tendão calcâneo a 80Hz de frequência, os sujeitos apresentaram uma velocidade de oscilação corporal significativamente maior do que a encontrada na situação controle quando utilizado respectivamente 1 e 2,5mm de amplitude. Estes resultados corroboram achados da literatura (CAPICIKOVA *et al.*, 2006), em que a velocidade de oscilação corporal durante a vibração com 60Hz/1mm a 30s no músculo SO também aumentou em relação a condição controle.

Na tentativa de compreender o motivo destes achados, uma primeira hipótese é que a 80Hz algumas fibras do tipo II também poderiam estar sendo excitadas pelo estímulo vibratório (sem relação de 1:1) e, portanto alterando o ajuste da postura ortostática, embora para alguns autores as fibras do tipo II mostrem-se insensíveis a frequências de vibração mais altas (ROLL *et al.*, 1989; BOVE *et al.*, 2003). A segunda hipótese é que as aferências tipo Ia (afetadas pela vibração a 80Hz), possivelmente por vias não monossinápticas, tem uma ação no controle

postural mais importante do que alguns trabalhos relatam. De fato, (BOVE *et al.*, 2003 e BOVE *et al.*, 2006) sugerem uma ação não forte da via Ia sobre o controle postural, mas funcionalmente adaptável, o que significa importância ou eficácia variável em diferentes situações. A Figura 70 sugere que ativação de frequência “alta” tende a facilitar em maior grau a via polissináptica que conecta os aferentes Ia ao conjunto de motoneurônios alfa do músculo em estudo via os interneurônios II-IN, que potencialmente teriam maior efeito sobre os motoneurônios.

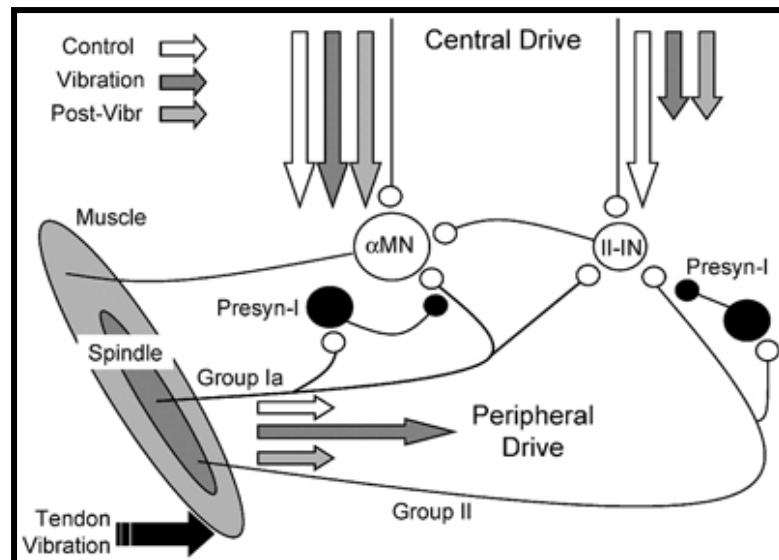


Figura 70: O esquema descreve as possíveis conexões sinápticas das aferentes Ia (Group Ia) e II (Group II) durante a condição controle (Control), vibratória (Vibration) e pós-vibratória (Post-Vibr) (BOVE *et al.*, 2003). As conexões oligosinápticas oriundas das aferentes do grupo II são representadas por um interneurônio (II-IN). As setas da cor branca, cinza escuro e claro mostram a unidade aferente (periférica e supra-espinhal) e a unidade central, sob a condição controle, vibratória e pós-vibratória, respectivamente. O termo “Presyn-I” refere-se ao interneurônio inibitório pré-sináptico. Observe também as conexões oligosinápticas Ia divergindo-se entre o Presyn-I, o motoneurônio Alpha (α MN) e o interneurônio (II-IN).

Outra explicação para os resultados encontrados referentes a velocidade de oscilação corporal maior do que a situação controle quando utilizado 80Hz é que o sistema proprioceptivo tátil é mais sensível à velocidade de oscilação e, portanto uma vibração mais forte pode causar um aumento na sua magnitude por fornecer uma maior quantidade de informações proprioceptivas influenciando a

dinâmica da oscilação (JEKA, 1997; JEKA *et al.*, 1998)). Além disso, uma vibração aplicada no ventre muscular ou em um tendão específico da perna pode se propagar por todo o membro inferior, causando uma ampla excitação principalmente das terminações fusais e dos receptores cutâneos (EKLUND, 1972; VAN BOXTEL, 1986). Os receptores cutâneos da região plantar dos pés, por exemplo que podem ter sido excitados por dissipação da vibração na condição DV, possuem um papel importante na regulação reflexa da postura devido ao grande fornecimento de informações sensoriais responsáveis por sinalizar a posição do centro de gravidade do corpo em relação à sua superfície de apoio (ABBRUZZESE *et al.*, 1996; MEYER *et al.*, 2004). Sendo assim, acredita-se que uma vibração mais forte (80Hz a 1 e 2,5mm) utilizada neste trabalho pode ativar tanto as terminações fusais como mecanoreceptores, receptores cutâneos e conseqüentemente afetar a manutenção do controle postural. Neste trabalho partiu-se da hipótese de que os efeitos desses outros receptores existem, mas são de magnitude menor do que os efeitos causados pela ativação dos fusos neuromusculares. Esta é uma suposição implícita e muito empregada em toda a literatura que utiliza vibração, sendo em parte apoiada em estudos de microneurografia em humanos (RIBOT-CISCAR *et al.*, 1989).

Ao considerar tanto a velocidade média de oscilação como o valor médio do COP AP na condição PV após utilizar 80Hz de frequência a 1mm, os dados se mostraram semelhantes aos reportados por outros autores (WIERZBICKA *et al.*, 1998). De fato, o efeito da vibração sobre a função sensório-motora persiste após o término da estimulação vibratória muscular ou tendínea (GILHODES *et al.*, 1992; RIBOT-CISCAR *et al.*, 1998; WIERZBICKA *et al.*, 1998; CAPICIKOVA *et al.*, 2006; THOMPSON *et al.*, 2007). Segundo THOMPSON *et al.* (2007), assim como a amplitude do reflexo H, as respostas posturais também permanecem alteradas por

algum tempo após o fim da vibração. No entanto, apesar da duração exata deste efeito pós-vibratório sobre a postura humana ainda ser desconhecida devido à pouca existência de trabalhos realizados neste assunto, um estudo mostrou que após os sujeitos passarem por uma estimulação vibratória com duração de 30s (80Hz/1,5mm sobre o tendão de Aquiles – semelhante ao protocolo experimental desta pesquisa) a oscilação postural além de permanecer elevada por 5s ainda demorou 25s para retornar ao nível basal.

Estes efeitos pós-vibratórios sobre o valor médio e a velocidade média do COP AP, novamente, podem ser atribuídos a alterações nas atividades do fuso muscular que persistem após o término do estímulo vibratório (THOMPSON *et al.*, 2007). Os autores (GILHODES *et al.*, 1992; CAPICIKOVA *et al.*, 2006; e THOMPSON *et al.*, 2007), relatam que os disparos das fibras aferentes la durante a vibração muscular ou tendínea produzem efeitos que são fortemente prolongados sobre o sistema motor do controle postural. No entanto, (RIBOT-CISCAR *et al.*, 1989b) apontam que informações proprioceptivas manipuladas por meio de vibrações aplicadas no tendão de Aquiles, com uma frequência de 80Hz e 0,5mm de amplitude vibratória a 30s de duração, poderiam produzir alterações posturais não somente devido ao efeito causado pelas aferentes la sobre os motoneurônios, mas também devido à alteração do processamento central das informações proprioceptivas que são usadas para construir uma nova configuração para o SNC sobre a posição do corpo no espaço.

5.2.2. COP ML

Ao considerar os resultados encontrados referentes ao COP na direção médio-lateral, também foi possível observar que a magnitude da resposta

postural associada a estimulação vibratória do tendão calcâneo pode ser modulada por meio da frequência e amplitude do estímulo aplicado (Figura 36 - 15 e 80Hz a 1mm e Figura 39 - 15 e 80Hz a 2,5mm). Os dados mostraram que quanto maior o parâmetro do estímulo vibratório aplicado no tendão calcâneo maior é a alteração postural observada tanto ao analisar o valor médio do COP ML como ao analisar a velocidade média e o desvio padrão.

A inclinação do corpo dos sujeitos em resposta a vibração na perna direita foi em direção à lateral esquerda (oposta ao estímulo vibratório) durante uma vibração aplicada a 80Hz/2,5mm no tendão calcâneo, consistentemente com os resultados encontrados por (EKLUND, 1972a; HLAVACKA *et al.*, 1995; POLONYOVA e HLAVACKA, 2001). No estudo de (HLAVACKA *et al.*, 1995), semelhante a esta pesquisa, os autores encontraram que a vibração aplicada durante 5s a 90Hz de frequência e 1mm de amplitude sobre o ventre muscular do SO da perna direita também resultou em uma inclinação do corpo para o lado esquerdo.

Uma explicação simples e hipotética para estes achados pode está relacionada com o movimento de flexão plantar da perna direita realizado pelos sujeitos durante a vibração, o que provocou um deslocamento do corpo para trás e para o lado esquerdo.

5.3. EFEITO DA FREQUÊNCIA E AMPLITUDE DE VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO SOBRE O DP DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS SO, TA, GL E GM.

Apesar dos resultados do DP do sinal eletromiográfico dos músculos analisados na perna direita não mostrarem efeitos estatisticamente significativos, os

dados encontrados em relação ao DP analisado dos músculos da perna esquerda (oposto ao lado vibrado) foram interessantes, pois puderam ser comparados com a análise do COP e mostraram-se coerentes com os achados da literatura. Por exemplo, o aumento da inclinação do sujeito na direção posterior de acordo com o aumento da amplitude de vibração utilizada a 80Hz durante a condição DV, observada nos resultados encontrados em relação à análise do valor médio do COP AP, foi confirmada a partir da menor variabilidade da atividade muscular do SO encontrada na análise quantitativa do DP e da grande variabilidade na atividade muscular do TA encontrada na condição DV ao visualizar a envoltória do eletromiograma do músculo TA. Ou seja, quando comparado com a condição AV, o DP do músculo SO durante uma vibração a 80Hz de frequência mostrou uma variabilidade da atividade muscular menor. Já ao considerar os dados referentes ao DP do músculo TA a 80Hz, embora os resultados quantitativos entre as três condições experimentais não tivesse mostrado efeitos significativos, a visualização da envoltória do EMG do TA (Figura 60) revelou uma grande variabilidade na atividade muscular do TA durante o período vibratório quando comparado com a condição controle.

Em relação ao DP do músculo GL (Figura 63) durante a vibração a 80Hz de frequência, a variabilidade da ativação muscular também mostrou-se menor. No entanto, ao considerar os resultados referentes ao DP do músculo GM embora os dados da análise qualitativa (Figura 69) terem exibido uma pequena variabilidade na atividade muscular durante o período vibratório comparado ao controle ao utilizar 80Hz de frequência, notou-se que não houve efeitos significativos nas três condições experimentais.

Segundo POLONYOVA e HLAVACKA (2001), durante a inclinação do corpo do sujeito para trás existe uma maior ativação do músculo TA a fim de estabilizar e manter o equilíbrio. Estes comportamentos são confirmados pelos sinais vistos na Figura 48 (SO) e 60 (TA) onde observa-se que com o aumento da amplitude de vibração, como por exemplo, a 80Hz 1 e 2,5mm ilustrada na Figura 48 o eletromiograma do músculo SO mostrou uma tendência para ficar silente, enquanto o músculo TA (Figura 60) mostrou uma atividade eletromiográfica maior em relação ao SO durante a vibração. Os autores, THOMPSON *et al.* (2007) complementam que o efeito postural associado à inclinação do corpo do sujeito para trás durante o estímulo vibratório aplicado no tendão calcâneo está associado à extensão do tronco, inclinação posterior da pelve, flexão de quadril, flexão de joelho, e alterações tanto na atividade dos músculos do tornozelo como em outras articulações.

Na tentativa de explicar a redução da variabilidade de ativação muscular do SO encontrada em grande parte dos sujeitos na condição DV, supõe-se a hipótese de uma possível inibição recíproca. Isto é, a contração do músculo TA a fim de que o sujeito não caia para trás pode estar sendo acompanhada de aumento da frequência de disparos das aferentes Ia do TA que irão excitar interneurônios inibitórios que agirão sobre os MNs do SO (BONGIOVANNI e HAGBARTH, 1990; YOSHIZAWA *et al.*, 1992).

Outra explicação é que, consistente com os achados do DP desta pesquisa, a depressão dos disparos das aferentes Ia durante a vibração também conduzem uma depressão sináptica sobre os motoneurônios Alpha e co-ativação Alpha/Gama dos músculos flexores plantares (flexor plantar longo, gastrocnêmios e sóleos) uma vez que a vibração reduziu a amplitude do reflexo H do SO e causou

uma redução no pico de força e amplitude do EMG durante a Contração Voluntária Máxima (CVM) (YOSHITAKE *et.al.*,2004).

Ao considerar o DP do músculo SO na condição pós-vibratória após utilizar 80Hz de frequência, os dados se mostraram semelhantes aos reportados por outros autores (VAN BOXTEL, 1986; ABBRUZZESE *et al.*, 2001). Quando comparamos a condição PV em relação à AV observamos uma diminuição significativa de respectivamente na variabilidade da atividade muscular quando aplicado 1 e 2,5mm de amplitude vibratória. Ou seja, apesar do DP do SO ter se mostrado maior em relação à condição DV, este ainda permanecia inferior quando comparada a condição controle.

Do mesmo modo que a PVD do reflexo H, a redução do DP do SO após a vibração também pode estar relacionada a redução (longa-duração) da liberação de neurotransmissores na fenda sináptica oriunda do terminal sensorial Ia, em decorrência da repetida estimulação mecânica das terminações primárias do fuso, ainda durante o período vibratório (YOSHITAKE *et.al.*,2004).

Por fim, a estimulação vibratória aplicada no tendão calcâneo e, os seus efeitos mecânicos e sensoriais podem ser úteis na clínica. Dessa forma, este estudo sugere que o estímulo vibratório pode ser aplicado como um método para avaliar a postura e o equilíbrio em pessoas que sofrem de déficits no sistema somatossensoriais, uma vez que este é um dos fatores mais importantes dentro da prática clínica da fisioterapia. E, que pessoas apresentando alterações do equilíbrio também podem se beneficiar com estes estímulos vibratórios aplicados no tendão calcâneo a partir de um programa de reabilitação associado a exercícios de controle motor.

6. CONCLUSÃO

Por meio deste trabalho, verificou-se que uma vibração aplicada ao tendão calcâneo tanto a 15Hz como a 80Hz ao utilizar 1 e 2,5mm de amplitude é um forte estímulo mecânico capaz de ativar receptores do fuso muscular uma vez que foram induzidas alterações evidentes no reflexo H, e em grau menor no COP. Porém, estas alterações a vibrações, aplicadas com o intuito original de ativar seletivamente as fibras aferentes do grupo Ia (80Hz) e as fibras do grupo II (15Hz), mostraram efeitos diferenciais na amplitude do reflexo durante e após o término do estímulo.

A manutenção do controle postural a partir dos ajustes da orientação e equilíbrio do corpo foi influenciada pelo estímulo vibratório de forma específica. Os resultados presentes neste trabalho, por meio do COP AP e ML, mostraram que a magnitude da resposta postural associada a estimulação vibratória do tendão calcâneo pode ser modulada por meio da frequência e amplitude do estímulo aplicado. No entanto, observou-se que os efeitos posturais decorrente destes diferentes parâmetros de vibração utilizada nesta pesquisa nem sempre tiveram a mesma magnitude e direção uma vez que 80Hz de frequência a 1 e 2,5 mm de amplitude vibratória foram os parâmetros utilizados que mais perturbaram e alteraram a postura. Dessa forma, o presente trabalho mostra que as respostas de reflexos e de controle postural à vibração no tendão são dependentes de características mecânicas como, deslocamento e frequência do estímulo.

Novos estudos, com uma metodologia mais adequada e específica (por exemplo, utilizando-se da microneurografia) devem ser feitos com o intuito de investigar melhor a influência de aferências proprioceptivas, particularmente

Conclusão

daquelas provenientes dos fusos musculares (grupo Ia e II) nas alterações da amplitude do reflexo H, na percepção espacial e no controle postural.

Em suma, as perturbações decorrentes de uma vibração mais forte (80Hz a 1 e 2,5mm) aplicada sobre o tendão calcâneo pode estar associada à propagação do estímulo por todo o membro inferior, causando além de uma ativação das terminações fusais locais uma ampla excitação dos receptores articulares e cutâneos que são de fundamental importância no controle do equilíbrio e ajuste da postura por sinalizarem uma nova orientação dos segmentos corporais e articulares (DINDAR e VERRIER, 1975; VAN BOXTEL, 1986; THOMPSON *et al.*, 2007).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBRUZZESE, M., C. MINATEL, L. RENI e E. FAVALE. Postvibration depression of the H-reflex as a result of a dual mechanism: an experimental study in humans. J Clin Neurophysiol, v.18, n.5, Sep, p.460-70. 2001.

ABBRUZZESE, M., V. RUBINO e M. SCHIEPPATI. Task-dependent effects evoked by foot muscle afferents on leg muscle activity in humans. Electromyography and Motor Control-Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, v.101, n.4, Aug, p.339-348. 1996.

ADAMCOVA, N. e F. HLAVACKA. Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene. Gait Posture, v.25, n.1, Jan, p.99-105. 2007.

ASHBY, P., M. VERRIER e S. CARLETON. Vibratory inhibition of the monosynaptic reflex. In: J. E. DESMEDT (Ed.). Spinal and Supraspinal Mechanisms of Voluntary Motor Control and Locomotion, 1980. Vibratory inhibition of the monosynaptic reflex, p.254-262

BONGIOVANNI, L. G. e K. E. HAGBARTH. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. J Physiol, v.423, Apr, p.1-14. 1990.

BOVE, M., A. NARDONE e M. SCHIEPPATI. Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans. J Physiol, v.550, n.Pt 2, Jul 15, p.617-30. 2003.

BOVE, M., C. TROMPETTO, G. ABBRUZZESE e M. SCHIEPPATI. The posture-related interaction between Ia-afferent and descending input on the spinal reflex excitability in humans. Neurosci Lett, v.397, n.3, Apr 24, p.301-6. 2006.

CAPICIKOVA, N., L. ROCCHI, F. HLAVACKA, L. CHIARI e A. CAPPELLO. Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. Physiol Res, v.55 Suppl 1, p.S129-34. 2006.

CEYTE, H., C. CIAN, R. ZORY, P. A. BARRAUD, A. ROUX e M. GUERRAZ. Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. Neurosci Lett, v.416, n.1, Apr 6, p.71-5. 2007.

CHIARI, L., A. BERTANI e A. CAPPELLO. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. Human Mov. Sci., v.19, p.817-842. 2000.

CORBEIL, P., J. S. BLOUIN e N. TEASDALE. Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. Pain, v.108, n.1-2, Mar, p.43-50. 2004.

Referências Bibliográficas

CRONE, C., H. HULTBORN, B. JESPERSEN e J. NIELSEN. Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. Journal of Physiology, v.389, p.163-185. 1987.

CRONE, C., H. HULTBORN, L. MAZIERES, C. MORIN, J. NIELSEN e E. PIERROT-DESEILLIGNY. 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, v.81, p.35-45. 1990.

DIETZ, V., M. SCHUBERT, M. DISCHER e M. TRIPPEL. Influence of visuoproprioceptive mismatch on postural adjustments. Gait and Posture, v.2, p.144-155. 1994.

DINDAR, F. e M. VERRIER. Studies on the receptor responsible for vibration induced inhibition of monosynaptic reflexes in man. J Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, v.38, p.155-160. 1975.

DUYSENS, J., F. CLARAC e H. CRUSE. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. Physiol Rev, v.80, n.1, p.83-133. 2000.

EKLUND, G. General features of vibration-induced effects on balance. Ups J Med Sci, v.77, n.2, p.112-24. 1972a.

FALLON, J. B. e V. G. MACEFIELD. Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. Muscle Nerve, v.36, n.1, Jul, p.21-9. 2007.

FRANSSON, P. A., R. JOHANSSON, F. TJERNSTROM e M. MAGNUSSON. Adaptation to vibratory perturbations in postural control. Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine, v.22, n.2, Mar-Apr, p.53-57. 2003.

GILHODES, J. C., V. S. GURFINKEL e J. P. ROLL. Role of Ia muscle spindle afferents in post-contraction and post-vibration motor effects genesis. Neuroscience Letters, v.135, p.247-251. 1992.

GOULART, F., J. VALLS-SOLÉ e R. ALVAREZ. Posture-related changes of soleus H-reflex excitability. Muscle & Nerve, v.23, p.925-932. 2000.

HAGBARTH, K. E., D. BURKE, G. WALLIN e L. LOFSTEDT. Single unit spindle responses to muscle vibration in man. Prog Brain Res, v.44, p.281-289. 1976.

HERMENS, H. J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology, v.10, n.5, p.361-374. 2000.

HLAVACKA, F., M. KRIZKOVA e F. B. HORAK. Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. Neurosci Lett, v.189, n.1, Apr 7, p.9-12. 1995.

Referências Bibliográficas

HORAK, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. Physical Therapy, v.67, n.12, p.1881-5. 1987.

HULTBORN, H. State-dependent modulation of sensory feedback. J. Physiol., v.533.1, p.5-13. 2001.

JEKA, J., K. OIE, G. SCHONER, T. DIJKSTRA e E. HENSON. Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive. J Neurophysiol, v.79, n.4, Apr, p.1661-74. 1998.

JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. Physical Therapy, v.77, n.5. 1997.

KATZ, R. e E. PIERROT-DESEILLIGNY. Recurrent inhibition in humans. Progress in Neurobiology, v.57, p.325-355. 1998.

KAVOUNOUDIAS, A., R. ROLL e J. P. ROLL. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. J Physiol, v.532, n.Pt 3, May 1, p.869-78. 2001.

KLUZIK, J., R. J. PETERKA e F. B. HORAK. Adaptation of postural orientation to changes in surface inclination. Exp Brain Res, v.178, n.1, Mar, p.1-17. 2007.

KOHN, A. F. Dendritic transformations on random synaptic inputs as measured from a neuron's spike train - Modeling and simulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.36, p.44-54. 1989.

KOHN, A. F., M. K. FLOETER e M. HALLETT. Presynaptic inhibition compared with homosynaptic depression as an explanation for soleus H-reflex depression in humans. Experimental Brain Research, v.116, n.2, Sep, p.375-380. 1997.

MENDELL, L. M., W. F. COLLINS e H. R. KOERBER. How are Ia synapses distributed on spinal motoneurons to permit orderly recruitment? In: M. D. BINDER e L. M. MENDELL (Ed.). The Segmental Motor System. New York: Oxford University Press, 1990. How are Ia synapses distributed on spinal motoneurons to permit orderly recruitment?

MEUNIER, C. e K. BOREJSZA. How membrane properties shape the discharge of motoneurons: a detailed analytical study. Neural Computation, v.17, p.2383-2420. 2005.

MEUNIER, S., J. KWON, H. RUSSMANN, S. RAVINDRAN, R. MAZZOCHIO e L. COHEN. Spinal use-dependent plasticity of synaptic transmission in humans after a single cycling session. Journal of Physiology, v.579.2, p.375-388. 2007.

MEUNIER, S. e C. MORIN. Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres to soleus motoneurons during voluntary dorsiflexion of the foot. Experimental Brain Research, v.76, p.510-518. 1989.

MEYER, P. F., L. I. ODDSSON e C. J. DE LUCA. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. Exp Brain Res, v.156, n.4, Jun, p.505-12. 2004.

MEZZARANE, R. A. e A. F. KOHN. Bilateral soleus H-reflexes in humans elicited by simultaneous trains of stimuli: Symmetry, variability, and covariance. Journal of Neurophysiology, v.87, n.4, Apr, p.2074-2083. 2002.

MICHEL-PELLEGRINO, V., H. AMOUD, D. J. HEWSON e J. DUCHENE. Identification of a degradation in postural equilibrium invoked by different vibration frequencies on the tibialis anterior tendon. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, v.1, p.4047-50. 2006.

MISIASZEK, J. E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. Muscle Nerve, v.28, n.2, Aug, p.144-60. 2003.

NARDONE, A. e M. SCHIEPPATI. Medium-latency response to muscle stretch in human lower limb: estimation of conduction velocity of group II fibres and central delay. Neuroscience Letters, v.249, p.29-32. 1998.

NARDONE, A. e M. SCHIEPPATI. Reflex contribution of spindle group Ia and II afferent input to leg muscle spasticity as revealed by tendon vibration in hemiparesis. Clin Neurophysiol, v.116, n.6, Jun, p.1370-81. 2005.

NASHNER, L. e A. BERTHOZ. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. Brain Research, v.150, n.2, p.403-7. 1978.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of Neurophysiology, v.88, n.3, Sep, p.1097-118. 2002.

POLONYOVA, A. e F. HLAVACKA. Human postural responses to different frequency vibrations of lower leg muscles. Physiol Res, v.50, n.4, p.405-10. 2001.

REYNOLDS, R. e A. BRONSTEIN. The moving platform after-effect reveals dissociation between what we know and how we walk. J Neural Transm, v.114, n.10, p.1297-303. 2007.

RIBOT-CISCAR, E., C. ROSSI-DURAND e J. P. ROLL. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. Neurosci Lett, v.258, n.3, Dec 24, p.147-50. 1998.

RIBOT-CISCAR, E., J. P. VEDEL e J. P. ROLL. Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. Neuroscience Letters, v.104, p.130-135. 1989a.

ROLL, J. P. e J. P. VEDEL. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. Experimental Brain Research, v.47, n.177-190. 1982.

Referências Bibliográficas

ROLL, J. P., J. P. VEDEL e E. RIBOT. Alteration of proprioceptive massages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. Experimental Brain Research, v.76, n.76, 213-222. 1989.

ROTHWELL, J. Control of Human Voluntary Movement. London: Chapman and Hall. 1994

SCHIEPPATI, M. e A. NARDONE. Group II spindle afferent fibers in humans: their possible role in the reflex control of stance. In: (Ed.). Peripheral and Spinal Mechanisms in the Neural Control of Movement, v.123, 1999. Liria 165, p.461-472. (Progress in Brain Research)

SIMONEAU, G. G., J. S. ULBRECHT e P. R. CAVANAGH. Role of somatosensory input in the control of human posture. Gait and Posture, v.3, p.115-122. 1995.

THOMPSON, C., M. BELANGER e J. FUNG. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. Clin Neurophysiol, v.118, n.11, Nov, p.2456-67. 2007.

UIMONEN, S., M. SORRI, K. LAITAKARI e T. JAMSA. A comparison of three vibrators in static posturography: the effect of vibration amplitude on body sway. Med Eng Phys, v.18, n.5, Jul, p.405-9. 1996.

VAN BOXTEL, A. Differential effects of low-frequency depression, vibration-induced inhibition, and posttetanic potentiation on H-reflex and tendon jerks in the human soleus muscle. Journal of Neurophysiology, v.55, n.3, p.551-568. 1986.

WIERZBICKA, M. M., J. C. GILHODES e J. P. ROLL. Vibration-induced postural posteffects. Journal of Neurophysiology, v.79, n.1, Jan, p.143-150. 1998.

YOSHIZAWA, M., H. TAKEDA, M. OZAWA e Y. SASAKI. A Frequency-Domain Hypothesis for Human Postural Control Characteristics. Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine, v.11, n.4, DEC, p.59-63. 1992.

ZEHR, P. E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. European J Appl Physiol, v.86, n.6, Apr, p.455-468. 2002.

**ANEXO 1 – Aprovação do comitê de ética em
pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP)
da Universidade de São Paulo**



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - CEPH-IP

Of.045/08-CEPH-IP-21/08/2008

Senhor Professor,

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (CEPH-IP), em reunião realizada em 11 de agosto de 2008, aprovou o projeto de pesquisa intitulado "Efeitos de Vibração Unilateral e Bilateral nas Oscilações Posturais em Humanos", a ser desenvolvido por sua orientanda Sabrina Tiago Pedão, nível Mestrado, junto ao Programa de Pós-Graduação Neurociências e Comportamento, no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Atenciosamente,


Profa. Dra. Ana Maria de Barros Aguirre Camargo
Presidente do CEPH-IP

Ilmo. Sr.
Prof. Dr. André Fabio Kohn
Laboratório de Engenharia Biomédica
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

Apêndice A – Termo de consentimento livre e esclarecido

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DO PROJETO DE MESTRADO

- 1- Nome do Sujeito:.....
Documento de Identidade nº Sexo:
- Data de Nascimento:...../...../..... Altura:.....Peso:.....
- Cor:.....Profissão:.....
- Endereço:.....Nº.....Apto.....
- Bairro:.....Cidade:.....
- CEP:.....Telefone: DDD (.....).....
-

II – DADOS SOBRE O PROJETO DE MESTRADO

- 1- TÍTULO DO PROJETO DE MESTRADO: “EFEITOS DE VIBRAÇÃO UNILATERAL E BILATERAL NAS OSCILAÇÕES POSTURAS EM HUMANOS”.
PESQUISADORA: Sabrina Tiago Pedão
- CARGO FUNÇÃO: Fisioterapeuta
- 2- DURAÇÃO DA PESQUISA: 36 meses
-

III – REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DA PESQUISADORA AO SUJEITO SOBRE O PROJETO DE MESTRADO:

“A pesquisa começa com a limpeza da pele da sua perna com álcool e uma leve esfoliação no local, onde serão colocados alguns eletrodos fixados por meio de uma fita tipo esparadrapo. Estes eletrodos são pequenos discos metálicos contendo fios que serão conectados a um outro aparelho e servirá para promover uma estimulação elétrica. Logo depois, um motor será acoplado aos tendões para gerar vibrações. Após a realização destes procedimentos, serão iniciadas as condições experimentais em que você subirá em uma plataforma e ficará em pé. Durante este tempo, será pedido para que deixe os olhos abertos, poderá esporadicamente haver uma vibração na parte de trás do tornozelo e uma pequena estimulação elétrica na parte de trás da perna, cuja sensação parecerá de um choque leve. É importante lembrar que você deve relatar em qualquer momento se sentir dores. Após um tempo de descanso, você subirá novamente sobre a plataforma, e isso se repetirá durante

quatro vezes no total. Se houver desconforto você poderá desistir do experimento a qualquer momento. O tempo estimado para a realização de todas etapas do experimento será em torno de 2 hora”.

IV – ESCLARECIMENTOS DADOS PELA PESQUISADORA SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

- 1- O sujeito, caso queira, poderá ser informado sobre o resultado de sua participação na pesquisa à medida que a mesma for se realizando e poderá ter acesso a qualquer momento sobre os dados colhidos.
- 2- Poderá desistir em qualquer tempo de sua participação no presente estudo.
- 3- Todos os dados serão mantidos em sigilo, bem sua privacidade será assegurada. Dessa forma, seu nome não será divulgado em qualquer publicação, relatório ou comunicação científica referentes aos resultados da pesquisa.

V – INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DO PROJETO DE MESTRADO PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS.

Pesquisadora: Sabrina Tiago Pedão

Telefone: 3091-5541 / 3091-9792

E-mail: sabrina.pedao@uol.com.br

Orientador: André Fabio Kohn

Telefone: 3091-5535

E-mail: andfkohn@leb.usp.br

VII – CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIMENTO

Declaro que, após ser esclarecido sobre este estudo de maneira clara e detalhada sobre a minha participação voluntária no mesmo, e tendo entendido o que me foi explicado, pela pesquisadora, oficializo este Termo de Consentimento para o Projeto de Mestrado intitulado “Efeitos de vibração unilateral e bilateral nas oscilações posturais em humanos”.

São Paulo, ____ de _____ de _____.

Assinatura do sujeito do projeto

Assinatura da Pesquisadora

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)