

Luciano Fernandes Crozara

**EFEITOS DA VIBRAÇÃO, DO PLANO DE OSCILAÇÃO E DE UMA SESSÃO DE
USO DA HASTE VIBRATÓRIA SOBRE O CONTROLE POSTURAL DE
MULHERES IDOSAS**

Tese apresentada ao Instituto de
Biociências do Câmpus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como parte
dos requisitos para obtenção do título de
doutor em Desenvolvimento Humano e
Tecnologias - Área Tecnologias nas
Dinâmicas Corporais

Orientador: Prof. Dr. Marcos Eduardo Scheicher

Rio Claro-SP

2015

796.022 Crozara, Luciano Fernandes
C954e Efeitos da vibração, do plano de oscilação e de uma sessão
de uso da haste vibratória sobre o controle postural de
mulheres idosas / Luciano Fernandes Crozara. - Rio Claro,
2015
61 f. : il., figs., gráfs., forms., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Marcos Eduardo Scheicher

1. Cinesiologia. 2. Equilíbrio postural. 3. Centro de
pressão. 4. Idosos. I. Título.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente e acima de tudo e todos, à Deus por sempre me dar oportunidades e me capacitar em tudo que tenho feito da melhor maneira possível. Sei que Seus planos para a minha vida vão muito além daquilo que eu possa sonhar ou imaginar. Toda honra e toda glória ao nosso Senhor Jesus Cristo.

À minha amada esposa, meu presente de Deus, Gabriella Ferreira Braga Crozara, por seu carinho, companheirismo, dedicação, apoio, por sonhar comigo esse e outros sonhos que ainda ei de realizar, pelos vários momentos felizes e, principalmente, pelo seu amor sincero, te amo!!! Sou um homem completo e realizado ao seu lado.

Aos meus pais José Domingos Crozara e Marise Fernandes Crozara e à minha irmã Tatiane Fernandes Crozara por toda a confiança, carinho, amor incondicional, paciência, investimento e por ser minha estrutura, minha raiz, amo vocês, esta vitória é nossa!

Ao meu orientador Marcos Eduardo Scheicher, pela orientação, aprendizado, competência e ética profissional. Muito obrigado por ter me acolhido sem hesitação em um momento extremamente delicado da minha carreira profissional.

Aos meus grandes amigos espalhados pelo Brasil, a quem devo boa parte da história da minha vida, tanto pessoal como acadêmica, é um privilégio ter vocês como amigos! Agradeço especialmente aos amigos de Rio Claro, Marília e Uberlândia. Ninguém faz pesquisa sozinho e devo a realização desta pesquisa em grande parte a vocês que sempre estiveram por perto.

À todas as pessoas que tiveram alguma contribuição direta ou indireta na minha vida tanto acadêmica quanto pessoal para que hoje fosse possível eu atingir mais um dos meus objetivos, com a esperança de que muitos outros ainda serão atingidos!

Por fim, à CAPES, pela bolsa de estudos e ao Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias pela oportunidade e formação exemplar.

O temor do SENHOR é o princípio do saber, mas os loucos desprezam a sabedoria
e o ensino (Provérbios 1:7).

RESUMO

Devido às alterações sensoriais e motoras decorrente do envelhecimento, indivíduos idosos apresentam uma redução na habilidade de manter ou reestabelecer o equilíbrio durante a postura ereta. A vibração mecânica tem sido apontada como um método adicional ou alternativo para treinamento ou reabilitação em diversas populações, incluindo-se a população idosa. Existem diversos equipamentos e protocolos para a aplicação da vibração e dentre eles, a vibração produzida pela haste vibratória se diferencia pela menor frequência de vibração alcançada e pelo comportamento passivo da haste, cuja vibração não é produzida por força externa, mas pela contração muscular. Embora já foram reportados alguns efeitos positivos do uso da vibração sobre parâmetros de força, potência, ativação muscular e flexibilidade de idosos, até o momento seus efeitos não foram investigados sobre o controle postural de idosos. Além disso, não foram encontrados estudos que investigaram o efeito isolado (controlado) do uso da haste vibratória, bem como não existem recomendações científicas sobre qual plano de oscilação da haste seria o mais adequado para otimizar o estímulo da vibração sobre o controle postural. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos da vibração, do plano de oscilação e de uma sessão de uso da haste vibratória sobre o controle postural de mulheres idosas. Participaram deste estudo 32 mulheres idosas (68 ± 5 anos de idade), fisicamente ativas, moradoras da comunidade de Marília-SP. Os procedimentos experimentais foram realizados sobre uma plataforma de força, com frequência de amostragem de 100 Hz, em quatro condições para cada tipo de haste (vibratória ou rígida - controle): postura ereta quieta pré uso da haste, postura ereta com oscilação da haste na direção ântero-posterior (a-p) no plano transversal, postura ereta com oscilação da haste na direção a-p no plano sagital e postura ereta quieta imediatamente pós uso da haste. Cada condição consistiu de 3 tentativas, com duração de 30 s cada e intervalo de 40 s entre elas. Foi dado um repouso de 20 minutos entre as avaliações com cada tipo de haste. Em todas as condições as participantes ficaram descalças e foram orientadas a posicionar os pés da maneira mais confortável sem ultrapassar a largura dos ombros. A sequência das avaliações referente ao tipo de haste e ao plano de oscilação da haste foi randomizada entre as participantes. Foi observado que a haste vibratória gera maior estímulo mecânico do que a haste rígida, indicado pelo aumento na oscilação do centro de pressão, no domínio do tempo e das frequências ($p < 0,05$),

principalmente, na direção a-p. Quando a haste vibratória foi oscilada no plano sagital (perpendicular ao solo) durante a postura ereta o estímulo mecânico produzido foi ampliado ($p \leq 0,05$), principalmente, na direção médio-lateral (m-l). Ainda, uma sessão de uso da haste vibratória, conforme utilizada neste estudo, foi suficiente para reduzir a oscilação corporal, particularmente na direção m-l ($p < 0,05$), em mulheres idosas. Estes resultados fornecem subsídios científicos iniciais para a otimização de protocolos de intervenção que visam aprimorar estratégias de proteção relacionadas com a manutenção do equilíbrio durante a postura ereta e demonstra que a haste vibratória é um instrumento promissor para o aprimoramento do controle postural de indivíduos idosos e, conseqüentemente, para redução do risco de quedas nesta população.

Palavras-chave: Vibração. Equilíbrio Postural. Centro de Pressão. Idosos

ABSTRACT

Because of sensory and motor changes with aging, elderly people show a reduced ability to maintain or restore the balance during standing posture. The mechanical vibration has been identified as an additional or alternative method for training or rehabilitation in different populations, including elderly. There are various devices and protocols for the application of vibration and among them, the vibration produced by the vibratory pole is distinguished by lower frequency of vibration achieved and the pole passive behavior, which vibration is not produced by external force, but by muscle contraction. Although have been reported some positive effects of the use of vibration on strength parameters, power, muscle activation and flexibility of older, yet its effects have not been investigated on postural control of elderly. In addition, there are no studies that investigated the isolated effect (controlled) of a vibratory pole, and there is no scientific recommendations on which pole oscillation plane would be best suited to optimize the stimulus of vibration on postural control. Therefore, the aim of this study was to analyze the effects of vibration, oscillation plane and a single session of the vibratory pole use on postural control of elderly women. These study included 32 older women (68 ± 5 years old), physically active, residents of Marilia-SP community. The experimental procedures were performed on a force platform, with sampling frequency of 100 Hz, in four conditions for each type of pole (vibratory or rigid - control): quiet standing posture pre pole use, standing posture with pole oscillating in the anteroposterior (a-p) direction in the transverse plane, standing posture with pole oscillating in the a-p direction in the sagittal plane and quiet standing posture immediately after pole use. Each condition consisted of 3 trials, lasting 30 s each with an interval of 40 s between them. It was given a 20 minutes rest between assessments with each type of pole. In all conditions, the participants were barefoot and were oriented to position the feet in the most comfortable manner without exceeding the width of the shoulders. The sequence of evaluations regarding the type of rod and the rod oscillation plane was randomized between participants. It was observed that the vibratory pole leads to greater mechanical stimulation than the rigid pole, indicated by the increase in oscillating of the center of pressure in the time and frequency domain ($p < 0.05$), especially in the a-p direction. When the vibratory pole was oscillated in the sagittal plane (perpendicular to the ground) during standing posture, the mechanical stimulus produced was amplified ($p \leq 0.05$), mainly in the

mediolateral direction (m-l). In addition, a single session using the vibratory pole, as used in this study, was sufficient to reduce body sway, particularly in the ml direction ($p < 0.05$) in older women. These results provide initial scientific foundations for improvement of intervention protocols aimed to improving protection strategies related to maintaining balance during standing posture and shows that the vibratory pole is a promising tool for the improvement of postural control in the elderly and, consequently, to reduce the risk of falls in this population.

Keywords: Vibration. Postural Balance. Center of Pressure. Elderly

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO.....	13
2. MODELO TEÓRICO.....	16
2.1. Vibração mecânica sobre o corpo.....	16
2.2. Mecânica oscilatória da haste vibratória.....	17
2.3. Vibração horizontal durante a postura ereta quieta.....	19
2.4. Mecanismos neuromusculares responsivos à vibração.....	22
3. OBJETIVOS.....	25
3.1. Objetivo geral.....	25
3.2. Objetivos específicos.....	25
4. HIPÓTESES.....	26
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
5.1. Amostra.....	27
5.1.1. Procedimentos éticos.....	27
5.1.2. Critérios de elegibilidade.....	27
5.1.3. Caracterização.....	27
5.2. Equipamentos.....	28
5.2.1. Plataforma de força.....	28
5.2.2. Hastes vibratória e rígida.....	28
5.3. Procedimentos experimentais.....	29
5.3.1. Experimento I.....	30
5.3.2. Experimento II.....	31
5.4. Análise dos dados.....	31
5.4.1. Posturográficos.....	31
5.4.2. Análise estatística.....	32
6. RESULTADOS.....	33
6.1. Experimento I.....	37
6.1.1. Efeito da vibração.....	37
6.1.2. Efeito do plano de oscilação.....	38
6.1.3. Interação entre vibração e plano de oscilação.....	40
6.2. Experimento II.....	42
6.2.1. Efeito agudo residual de uma sessão de uso da haste vibratória.....	42

7. DISCUSSÃO.....	46
7.1. Efeito da vibração.....	46
7.2. Efeito do plano de oscilação.....	47
7.3. Efeito agudo de uma sessão de uso da haste vibratória.....	47
7.4. Limitações do estudo.....	48
8. CONCLUSÃO.....	50
9. APLICAÇÃO PRÁTICA.....	51
REFERÊNCIAS.....	52
ANEXOS.....	58
APÊNDICES.....	60

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1: Randomização da sequência dos tipos e planos de oscilação das hastes entre as participantes.....	28
TABELA 2: Características físicas e funcionais da amostra.....	32

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1: Representação do modelo físico-matemático da mecânica oscilatória da haste vibratória (A) e da haste vibratória como um sistema massa-mola (B).....	17
FIGURA 2: Representação do modelo físico-matemático do sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano sagital (A), do sistema massa-mola da haste vibratória acoplado ao sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano sagital (B) e do sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano frontal com a haste posicionada horizontalmente (C).....	19
FIGURA 3: Diagrama esquemático das conexões neurais que podem ser influenciadas pelo estímulo de vibração.....	22
FIGURA 4: Características da haste vibratória (A) e da haste rígida customizada (B).....	27
FIGURA 5: Condições utilizadas na avaliação experimental (haste vibratória) e controle (haste rígida) realizadas sobre a plataforma de força. Postura ereta quieta pré uso da haste (vibratória ou rígida) (A), com oscilação da haste (vibratória ou rígida) no plano sagital (B), com oscilação da haste (vibratória ou rígida) no plano transversal (C) e imediatamente pós uso da haste (vibratória ou rígida) (D).....	29
FIGURA 6: Exemplo típico do estatocinesigrama de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transversal e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida.....	33
FIGURA 7: Exemplo típico do estabilograma de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transversal e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida.....	34
FIGURA 8: Exemplo típico do espectro de potência do sinal do centro de pressão de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transversal e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida.....	35

FIGURA 9: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo tendo como efeito principal a vibração da haste.....	36
FIGURA 10: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências tendo como efeito principal a vibração da haste.....	37
FIGURA 11: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo tendo como efeito principal o plano de oscilação da haste.....	38
FIGURA 12: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências tendo como efeito principal o plano de oscilação da haste.....	39
FIGURA 13: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo durante o uso das hastes rígida e vibratória nos planos de oscilação transverso e sagital.....	40
FIGURA 14: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências durante o uso das hastes rígida e vibratória nos planos de oscilação transverso e sagital.....	41
FIGURA 15: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo pré e imediatamente pós uma sessão de uso das hastes rígida ou vibratória.....	43
FIGURA 16: Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências pré e imediatamente pós uma sessão de uso das hastes rígida ou vibratória.....	44

1. INTRODUÇÃO

O equilíbrio é uma habilidade essencial para a execução eficiente e segura das tarefas de vida diária e pode ser definido, em uma perspectiva biomecânica, como a capacidade do indivíduo em manter ou reposicionar seu centro de gravidade corporal dentro dos limites da área da base de suporte (DUARTE e FREITAS, 2010). Para tanto, algumas estratégias são utilizadas pelo organismo em condições estáticas e dinâmicas para garantir a manutenção do equilíbrio (WINTER et al., 2003; HORAK, 2006). A habilidade de manter o equilíbrio deteriora com o avanço da idade, uma vez que recursos sensoriais e motores necessários para a orientação e estabilidade postural são comprometidos com o envelhecimento o que, por sua vez, contribui com a grande incidência de quedas na população idosa (TOLEDO e BARELA, 2010; PEREIRA et al., 2014; KANEKAR e ARUIN, 2014a).

O sistema de controle postural, parte do controle motor envolvida na manutenção da postura ereta (MASSION, 1992), é um dos primeiros sistemas a reagir contra uma dada perturbação externa e/ou interna para reestabelecer ou manter a estabilidade (ou equilíbrio) e a orientação postural (NASHNER, 1976; NASHNER, 1982; NASHNER e BERTHOZ, 1978). Nesse sistema, cognição, propriocepção e contração muscular são componentes de fundamental importância (ANDERSSON et al., 2002; MARTIN et al., 2013; LAU, GWIN e FERRIS, 2014). O controle postural é frequentemente estudado pela análise dos padrões de oscilação do centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l) (DUARTE; FREITAS, 2010). Algumas medidas tradicionais de oscilação do CP têm demonstrado diferenças com a idade, condições sensoriais e patológicas, e têm sido relacionadas ao risco de quedas em idosos (BOUCHER et al., 1995; LAFOND, CORRIVEAU e PRINCE, 2004; REDFERN, MOORE e YARSKY, 1997; BALOH et al., 1994; PRIETO et al., 1996; FERNIE et al., 1982; MAKI, HOLLIDAY e FERNIE, 1990).

A vibração mecânica está presente em diversos contextos da atividade humana, desde o trabalho e o transporte até o esporte, sendo considerada tradicionalmente como uma influência negativa sobre a saúde humana (GRIFFIN, 1990; MESTER, SPITZENPFEIL e YUE, 2003; RITTWEGGER, 2010). Entretanto, embora seus efeitos prejudiciais já tenham sido bastante documentados na literatura, mais recentemente, alguns estudos que investigaram dispositivos de exercício que produzem vibração de baixa frequência e baixa amplitude, utilizados em curtos

períodos de tempo, têm demonstrado efeitos positivos sobre força, potência, flexibilidade, ativação muscular e equilíbrio em jovens, atletas ou idosos (CARDINALE e WAKELING, 2005; BATISTA et al., 2007; RITTWEGGER, 2010; ROGAN et al., 2011; SITJÀ-RABERT et al., 2012; CAMPOS e GOMES, 2014; ORR, 2015). No entanto, ainda são escassos estudos com metodologia adequada (e.g. grupo controle para o estímulo vibratório) que evidenciem o efeito da vibração sobre o controle postural de forma isolada, bem como não existe uma padronização dos parâmetros de vibração como a direção, amplitude e frequência da oscilação para uma prescrição segura e eficiente desta modalidade de exercício (CARDINALE e WAKELING, 2005; SITJÀ-RABERT, 2012; CAMPOS e GOMES, 2014). Desta forma, são necessários ensaios clínicos randomizados e controlados para estabelecer a real efetividade deste tipo de intervenção. (CAMPOS e GOMES, 2014; ORR, 2015).

Tradicionalmente, o estudo da vibração como exercício tem sido realizado com a utilização de plataforma vibratória como fonte de vibração. No entanto, novos dispositivos de vibração foram desenvolvidos. A haste vibratória (ou flexível) é um destes novos instrumentos, que só recentemente tem sido empregado no treinamento de indivíduos idosos (HALLAL et al., 2013; HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010; HALLAL et al., 2014). A haste vibratória distingue-se dos demais tipos de equipamentos de vibração (e.g. plataforma vibratória) pela menor frequência de vibração alcançada (~5 Hz), pela localização da fonte de vibração (parte superior do corpo) e pelo comportamento passivo da haste, cuja vibração não é produzida por força externa, mas pela contração muscular. Embora alguns estudos tenham documentado efeitos crônicos positivos sobre parâmetros eletromiográficos e espaciais da marcha e sobre o risco de queda em idosos (HALLAL et al., 2013; HALLAL et al., 2014), até o momento, não foi encontrado nenhum estudo que analisou o efeito da vibração produzida pela haste vibratória sobre o controle postural de idosos (ROGAN et al., 2011).

Uma estratégia de intervenção que tem sido pouco explorada e que tem grande potencial, é a que promove a melhora dos próprios mecanismos neuromusculares protetores em indivíduos com comprometimentos de equilíbrio (PAI e BHATT, 2007; KANEKAR e ARUIN, 2014b; HAN et al., 2014). Estímulos mecânicos que facilitam o desenvolvimento de estratégias próprias de manutenção do equilíbrio tem demonstrado resultados interessantes em indivíduos jovens (HAN et al., 2014) e idosos (PAI e BHATT, 2007). Recentemente, Pai et al. (2014) demonstraram

resultados positivos sobre a efetividade deste tipo de intervenção no índice de quedas de idosos. Nesta mesma linha de raciocínio, o estímulo mecânico cíclico produzido pela haste vibratória também representa um grande potencial para o aprimoramento do controle postural em idosos (ROGAN et al., 2011; ORR, 2015). Portanto, é importante compreender melhor os aspectos biomecânicos da vibração produzida pela haste vibratória a fim de identificar suas potenciais implicações sobre o controle postural de idosos.

2. MODELO TEÓRICO

2.1. Vibração mecânica sobre o corpo humano

A resposta biomecânica à vibração envolve considerações sobre como as vibrações atingem e se propagam através do corpo e como ele se movimenta sob determinada condição de vibração externa. Evidências experimentais sugerem que a vibração mecânica de baixa intensidade (abaixo de 0,4 g) e baixa frequência (abaixo de 50 Hz) pode ser efetivamente transmitida através do corpo humano (RUBIN et al., 2003). Assim como todas estruturas mecânicas, o corpo humano possui frequências de ressonância nas quais atinge o máximo de resposta mecânica com o mínimo de amortecimento. No entanto, a resposta humana à vibração não pode ser explicada somente em termos de uma única frequência de ressonância. A frequência de ressonância, na qual a vibração é mais ampliada do que amortecida, não depende somente da parte do corpo (podendo variar de 8 a 20 Hz), mas também da sua posição, assim como do tipo e direção da vibração (ROHMERT et al., 1989; MARTIN e PARK, 1997; PARK e MARTIN, 1998; MESTER, SPITZENPFEIL e YUE, 2003).

Duas respostas mecânicas do corpo são frequentemente utilizadas para descrever a forma pela qual a vibração causa o movimento do corpo: transmissibilidade e impedância (ou resistência) (GRIFFIN, 1990). A transmissibilidade expressa a fração da vibração transmitida ao longo do corpo e depende fortemente do eixo e da frequência da vibração, bem como da postura corporal. Enquanto que a impedância mecânica do corpo expressa a força necessária para fazer o corpo mover em uma dada frequência e depende da massa corporal. A impedância mecânica do corpo, incluindo sua frequência de ressonância, tem um grande efeito na maneira que a vibração é transmitida ao corpo.

A vibração de um sistema envolve a conversão de energia potencial em energia cinética e vice-versa. Se o sistema for amortecido, alguma energia é dissipada em cada ciclo de vibração, a qual deve ser repostada por uma fonte externa se um estado de vibração permanente deva ser mantido. Para limitar o impacto do amortecimento na vibração, diversos dispositivos de treinamento que promovem vibração de baixa frequência direta, segmentar ou de corpo todo foram desenvolvidos (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010; RITTWEGGER, 2010). A haste vibratória é um

destes dispositivos e pode ser utilizada para promover vibração de baixa frequência e baixa amplitude do corpo humano como um todo.

2.2. Mecânica oscilatória da haste vibratória

Alguns tipos de haste vibratória estão descritos na literatura científica (MORESIDE, VERA-GARCIA e MCGILL, 2007; ANDERS, WENZEL e SCHOLLE, 2008; MILEVA et al., 2010). Contudo, para a presente descrição será utilizada como exemplo a haste vibratória modelo T53 (Acte Sports®). Esta haste vibratória, conhecida comercialmente como “barra flexível para exercício”, é composta de borracha e polipropileno, pesa 8,2 N (836 gramas), tem 161 cm de comprimento, 6 cm de diâmetro de empunhadura (revestida de borracha), localizada no ponto médio entre suas extremidades; a empunhadura tem um comprimento de 25 cm, o que permite o agarre com as duas mãos simultaneamente. Além disso, existe uma maior concentração de massa em suas duas extremidades (revestidas de borracha) distribuídas de forma igual em ambos os lados. Estas características estruturais determinam a mecânica oscilatória da haste vibratória quando esta é manipulada (Figura 1A). Nesse sentido, o movimento da haste vibratória é classificado como um movimento harmônico simples, ou seja, um mecanismo que realiza movimentos de “vai-e-vem” em torno de uma posição de equilíbrio, sendo caracterizado por um período e por uma frequência. Este movimento oscilatório da haste vibratória é categorizado como sinusoidal (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010).

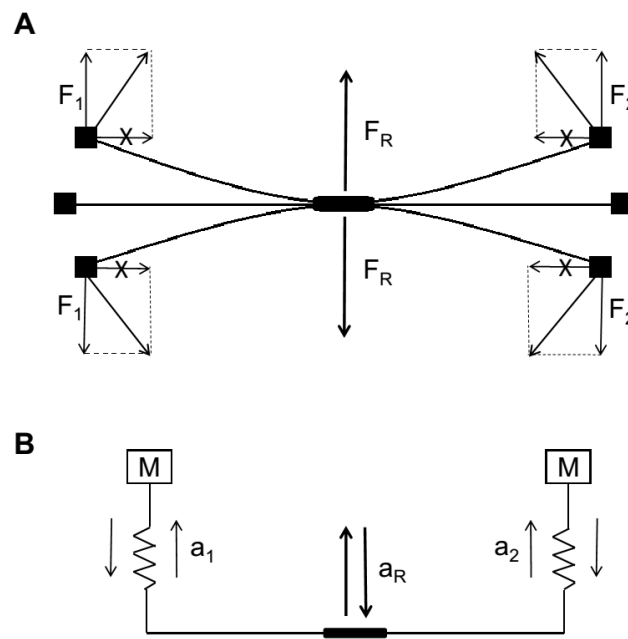


Figura 1. Representação do modelo físico-matemático da mecânica oscilatória da haste vibratória (A) e da haste vibratória como um sistema massa-mola (B). F_R : Força resultante ($F_R = F_1 + F_2$); x : componente da força tangencial anulado por outra força de mesma direção, mesma magnitude e sentido oposto; M : massa; a_R : aceleração resultante ($a_R = a_1 + a_2$).

Basicamente, ao “sacudir” a haste vibratória com apenas um mínimo de esforço, seja no plano sagital, frontal ou transversal, suas duas extremidades irão vibrar naturalmente a uma frequência de 5 Hz (i.e. 5 ciclos por seg). Detalhadamente, considerando o uso correto do dispositivo, no início do movimento, por meio de força externa (e.g. contração muscular), a porção medial da haste (empunhadura) é deslocada, enquanto as extremidades permanecem momentaneamente em sua posição de equilíbrio (inércia de repouso), desta forma, a energia cinética do movimento inicial é transmitida para a haste e armazenada como energia potencial elástica pelas propriedades elásticas da mesma que, em seguida, promove a aceleração das extremidades da haste, a partir do repouso, na direção e no sentido do movimento. Para dar continuidade à oscilação, a força externa deve ser aplicada na mesma direção e seu sentido alterado de forma cíclica até que as extremidades da haste alcancem sua frequência de ressonância de 5 Hz. Após atingir esta frequência de oscilação, característica da haste, praticamente nenhum movimento do punho é observado, com exceção de pequenos impulsos que são necessários para manter a amplitude e a frequência de oscilação da haste, uma vez que a energia do sistema é

dissipada em função do atrito com o ar e, principalmente, do amortecimento promovido pelo corpo (e.g. músculos). Desta forma, a aceleração da haste vibratória é transmitida através das mãos ao longo dos braços para o restante do corpo.

A mecânica oscilatória da haste vibratória pode ser entendida, de forma simplificada, por um sistema de massa-mola (Figura 1B). O movimento deste sistema é regido pela Lei de Hooke, que relaciona força restauradora com o deslocamento da massa e é dada por (1):

$$F = -kx$$

onde F é a força elástica, x é o deslocamento e k é a constante elástica da haste.

Sendo que, de acordo com a 2ª Lei de Newton, a força elástica $F = -kx$ deve ser igual a (2):

$$F = ma$$

onde m é a massa e a é a aceleração.

Então:

$$ma = -kx$$

$$a = \frac{-kx}{m}$$

Considerando que a haste vibratória possui dois sistemas de massa-mola, idênticos, fixos em um ponto comum (empunhadura), temos, portanto, que a aceleração resultante da haste é dada pela equação (3):

$$a = 2 \left(\frac{-kx}{m} \right)$$

2.3. Vibração horizontal durante a postura ereta quieta

A postura ereta quieta humana pode ser descrita, de forma simplificada, por meio de um modelo físico-matemático de um pêndulo simples invertido (WINTER et al., 1998) (Figura 2). Em ambas as direções a-p e m-l o modelo de pêndulo simples invertido é dado por (4):

$$(p_x - x) = \left(-\frac{I_{sa}}{Ph} \right) \ddot{x}$$

onde p_x é a posição do CP em relação à articulação do tornozelo na direção a-p, x é a posição do centro de massa (CM) em relação à articulação do tornozelo na direção a-p, $\ddot{x}$ é a aceleração horizontal do CM na direção a-p, I_{sa} é o momento de inércia do

corpo (menos o pé) em torno do tornozelo no plano sagital, P é o peso do corpo (menos o peso do pé) e h é a altura do CM acima da articulação do tornozelo (Figura 2A), e por (5):

$$(p_y - y) = \left(-\frac{I_f}{Ph}\right) \ddot{y}$$

onde p_y é a posição do CP em relação à articulação do tornozelo na direção m-l, y é a posição do CM em relação à articulação do tornozelo na direção m-l, $\ddot{y}$ é a aceleração horizontal do CM na direção m-l, I_f é o momento de inércia do corpo (menos o pé) em torno do tornozelo no plano frontal, P é o peso do corpo (menos o peso do pé) e h é a altura do CM acima da articulação do tornozelo (Figura 2C).

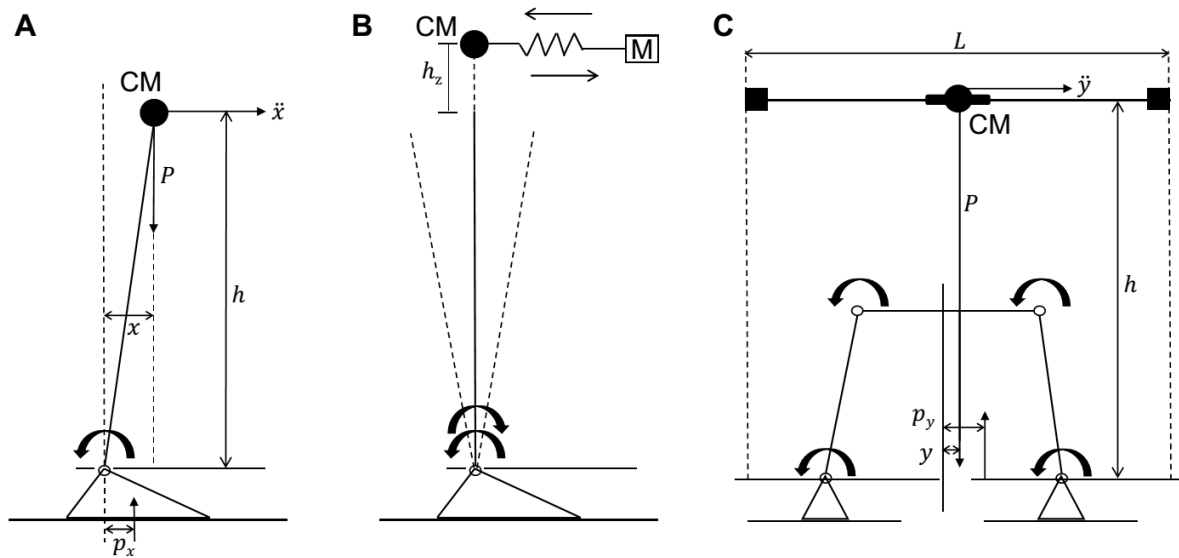


Figura 2. Representação do modelo físico-matemático do sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano sagital (A), do sistema massa-mola da haste vibratória acoplado ao sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano sagital (B) e do sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano frontal com a haste posicionada horizontalmente (C).

Considerando que a aceleração da haste vibratória ocorra somente na direção a-p e esteja aplicada no CM do modelo do pêndulo simples invertido (Figura 2B), temos a equação (6) dada por:

$$(p_x - x) = \left(-\frac{I_{sa}}{Ph}\right) \left(\ddot{x} + 2\left(\frac{-kx}{m}\right)\right)$$

Portanto, a atuação da haste vibratória sobre o corpo durante a postura ereta quieta aumenta a aceleração do CM do corpo na direção a-p e, consequentemente,

altera os padrões de oscilação a-p do CP em amplitude, velocidade e frequência proporcionalmente aos da haste, ou seja, com o uso da haste vibratória, nas condições citadas acima, ocorre um estímulo adicional de oscilação mecânica a-p sobre o corpo, o qual leva a um aumento na utilização da estratégia do tornozelo para a manutenção do equilíbrio nesta postura (WINTER et al., 2003; HORAK, 2006). Além disso, quanto mais superior for uma perturbação horizontal sobre o corpo em relação à sua base (i.e. articulação do tornozelo), durante a postura ereta quieta, maior será o momento angular gerado no sistema, e, conseqüentemente, maior será o torque atuante na articulação do tornozelo para a manutenção da postura ereta. Este aumento teórico na altura do CM (h_z) do modelo de pêndulo simples invertido, ocasionado pelo uso da haste vibratória (Figura 2B), é dado por (7):

$$(p_x - x) = \left(-\frac{I_{sa}}{P(h + h_z)} \right) \left(\ddot{x} + 2 \left(\frac{-kx}{m} \right) \right)$$

Então, é razoável pensar que estímulos de vibração mecânica quando aplicados horizontalmente próximos à extremidade superior do corpo (e.g. haste vibratória), durante a postura ereta quieta, têm um efeito mecânico mais desestabilizador do equilíbrio na postura ereta quieta do que quando aplicados em posições inferiores a esta. Estas perturbações mecânicas cíclicas desafiam os mecanismos do sistema de controle postural continuamente, podendo, desta forma, aprimorar o desempenho dos mesmos (RAN et al., 2014). A magnitude, frequência e duração destes estímulos devem ser adequados de forma a gerarem adaptações reais e persistentes sobre o sistema de controle postural (PAI e BHATT, 2007). No entanto, ainda não existem recomendações científicas para a otimização de protocolos de treinamento com vibração, produzida pela haste vibratória, para o aprimoramento do controle postural.

Com relação à orientação da haste, serão abordadas aqui a posição horizontal (plano de oscilação transversa) e vertical (plano de oscilação sagital), ambas à frente do corpo na altura do peito. Pode-se entender que nestas duas posições a haste apresenta efeitos distintos sobre a oscilação m-l dos CM e CP. Por exemplo, na posição horizontal a haste aumenta o momento de inércia no plano frontal da postura ereta quieta enquanto que na posição vertical o mesmo efeito não ocorre ou ocorre de maneira negligenciável (Figura 2C).

Sendo que o momento de inércia de uma haste delgada uniforme, objeto comparável à haste vibratória (BREITSCHAFT e BARBOSA, 2014), com o eixo de rotação passando no seu ponto médio, é dado por (8):

$$I_z = \frac{1}{12} mL^2$$

onde I_z é o momento de inércia da haste, m sua massa e L seu comprimento.

Portanto, temos que, o sistema de pêndulo simples invertido da postura ereta quieta no plano frontal com a haste posicionada horizontalmente é dado por (9):

$$(p_y - y) = \left(-\frac{I_f + I_z}{Ph} \right) \ddot{y}$$

Este incremento de momento de inércia no plano frontal reduzirá, durante o uso da haste vibratória, a magnitude dos padrões de oscilação dos CM e CP na direção m-l.

2.4. Mecanismos neuromusculares responsivos à vibração

A resposta neurofisiológica à vibração envolve considerações sobre como o corpo reage aos movimentos produzidos pela fonte de vibração. Esta resposta depende, principalmente, de quatro fatores: frequência, amplitude, aceleração e duração do estímulo de vibração (EKLUND e HAGBARTH, 1966; MARTIN e PARK, 1997; COCHRANE, 2011). Qualquer que seja a maneira de fornecimento de vibração, a intensidade do estímulo que atinge o músculo alvo será dependente da transmissão deste estímulo vibratório através do corpo humano (RITTWEGGER, 2010). Portanto, em todas as modalidades de vibração, a proximidade da fonte de vibração em relação ao músculo alvo é um fator determinante de sua eficácia. Existem evidências de que a imposição de vibração sobre o músculo, na forma de exercício, tem potencial para promover adaptações neuromusculares agudas e crônicas (RITTWEGGER, 2010). Assim, diversos mecanismos neurais têm sido atribuídos ao aumento da atividade muscular induzida pela “vibração do corpo todo”. O mecanismo mais frequentemente citado é o mecanismo chamado reflexo tônico de vibração. Tradicionalmente, este mecanismo ocorre em resposta ao estímulo de vibração aplicado diretamente sobre a unidade músculo-tendínea (MARTIN e PARK, 1997; EKLUND e HAGBARTH, 1966). No entanto, recentemente, foi evidenciado a ocorrência deste mecanismo de ação também durante a vibração de corpo todo (ZAIDELL et al., 2013).

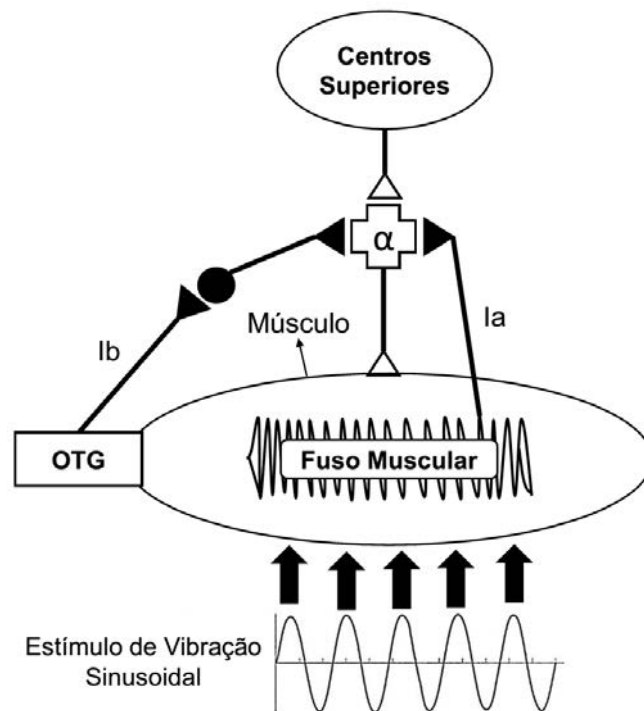


Figura 3. Diagrama esquemático das conexões neurais que podem ser influenciadas pelo estímulo de vibração. OTG: órgão tendinoso de Golgi; α : motoneurônio alfa.

O controle do movimento humano depende da atividade das unidades motoras, determinada pela integração entre estímulos neurais excitatórios e inibitórios e o neurônio motor α (CARDINALE e BOSCO, 2003; JORDAN et al., 2005; SHINOHARA, 2005). O sistema muscular, com seus vários mecanismos reflexos, representa o maior subsistema biológico humano responsivo à vibração (ROHMERT et al., 1989; MARTIN e PARK, 1997; PARK e MARTIN, 1998; MESTER, SPITZENPFEIL e YUE, 2003). Os principais estímulos neurais para o neurônio motor α são procedentes do comando motor excitatório do córtex, das fibras inibitórias aferentes do tipo Ib, dos órgãos tendinosos de Golgi (OTGs), e das fibras excitatórias aferentes do tipo Ia dos fusos musculares (SHINOHARA, 2005). Os fusos musculares são estruturas sensíveis às mudanças no comprimento das fibras musculares, enquanto que os OTGs são estruturas sensíveis às alterações de tensão aplicada no tendão muscular. Nesse sentido, o estímulo vibratório atua como um indutor de repetidas alterações na tensão muscular e no comprimento das fibras musculares, promovendo uma estimulação cíclica das fibras aferentes do tipo Ia e tipo Ib com consequente excitação/inibição dos neurônios motores α (Figura 3). Deste modo, ocorre a ativação de unidades motoras

homônimas, causando o fenômeno conhecido como reflexo tônico de vibração, o qual resulta em um aumento na atividade muscular e na força (MESTER, SPITZENPFEIL e YUE, 2003; JORDAN et al., 2005; SHINOHARA, 2005; POLLOCK et al., 2012). Além disso, as rápidas contrações musculares concêntricas e excêntricas promovidas pela vibração aumentam o nível de co-contracção dos grupos musculares envolvidos, o que, por sua vez, aumenta o controle central e periférico da posição e rigidez articular (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010; HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2011; RITTWEGGER, 2010). Portanto, a vibração estimula os músculos tanto para manterem as articulações estáveis quanto para impedirem ou controlarem o curso do movimento. Essa interação reflexa, descrita acima, associada com parâmetros de tensão e rigidez muscular pode ser considerada como a principal resposta neuromuscular aos estímulos da vibração.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo geral

Analisar os efeitos da vibração, do plano de oscilação e de uma sessão de uso da haste vibratória sobre o controle postural de mulheres idosas.

3.2. Objetivos específicos

- Analisar os efeitos da vibração e do plano de oscilação da haste vibratória sobre os padrões de oscilação do CP nas direções m-l e a-p, no domínio do tempo e das frequências, em mulheres idosas.

- Analisar o efeito agudo residual de uma sessão de uso da haste vibratória sobre os padrões de oscilação do CP nas direções m-l e a-p, no domínio do tempo e das frequências, em mulheres idosas.

4. HIPÓTESES

- I) Espera-se que a vibração produzida pela haste vibratória induza maior estímulo mecânico do que a haste rígida sobre os padrões de oscilação do CP nas direções a-p e m-l.
- II) Espera-se que a haste induza maior estímulo mecânico sobre os padrões de oscilação do CP na direção m-l no plano sagital de oscilação do que no plano transversal.
- III) Espera-se que imediatamente após uma sessão de uso da haste vibratória ocorra uma redução nos padrões de oscilação do CP nas direções m-l e, principalmente, a-p.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Amostra

5.1.1. Procedimentos éticos

Todos os indivíduos participaram desta pesquisa de maneira voluntária, e tiveram total conhecimento dos métodos e de suas respectivas finalidades, além de assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (Protocolo 1.118.016), concordando em participar do estudo.

5.1.2. Critérios de elegibilidade

Por meio de uma amostragem intencional foram convidadas a participar do estudo 32 mulheres (MOURÃO-JUNIOR, 2009), com idade entre 60 – 85 anos, moradoras da comunidade de Marília-SP. Foram incluídas no estudo as voluntárias que não apresentaram relatos de dor, fratura ou lesão grave em tecidos moles nos seis meses antecedentes ao estudo e não relataram comprometimentos vestibulares, cardiovasculares, osteoarticulares ou respiratórios que as impossibilitassem de realizar ou interferissem em qualquer atividade proposta no estudo. Adicionalmente, foram incluídas no estudo apenas as voluntárias que não apresentaram pontuação inferior ao considerado normal de acordo com a escolaridade no Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (BRUCKI et al., 2003) (ANEXO I).

5.1.3. Caracterização

As participantes foram caracterizadas por meio de um questionário de informações gerais (APÊNDICE I), do teste de mobilidade “Timed Up and Go” (TUG) (ALEXANDRE et al., 2012) e de avaliação antropométrica (massa corporal e estatura) (Tabela 2). O nível de atividade física das participantes foi avaliado de acordo com a Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte (CARVALHO et al., 1996). Para ser considerado fisicamente ativa a participante deveria realizar atividades físicas pelo menos três vezes por semana com duração mínima de 30 minutos

5.2. Equipamentos

5.2.1. Plataforma de força

Foi utilizada uma plataforma de força *Dual-top AccuSway* (AMTI®, Watertown, USA), configurada com frequência de aquisição de 100 Hz para a mensuração das forças de reação do solo, das quais foram obtidos dados de oscilação da postura corporal por meio da quantificação do CP, isto é, o ponto de aplicação da resultante das forças exercidas sobre a base de suporte, nas direções m-l e a-p (DUARTE e FREITAS, 2010).

5.2.2. Haste vibratória, haste rígida e metrônomo

Foram utilizadas no presente estudo uma haste vibratória modelo T53 (Acte Sports®) e uma haste rígida customizada com características similares às da haste vibratória (Figura 4).

Para o controle da frequência de oscilação da haste vibratória e da haste rígida foi utilizado um metrônomo digital configurado em 300 bpm (5 Hz) e executado em um computador com alto-falante potente. Este método foi utilizado visto que seres humanos podem facilmente sincronizar seus movimentos com batidas auditivas ou ritmos (REPP e SU, 2013; BARDY et al., 2015).

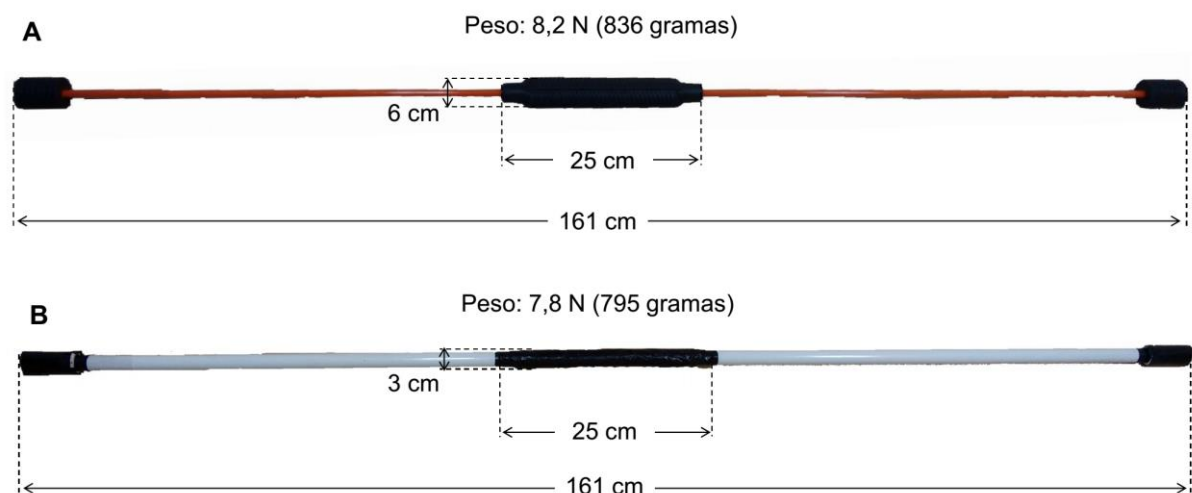


Figura 4. Características da haste vibratória (A) e da haste rígida customizada (B).

5.3. Procedimentos experimentais

O desenho experimental do presente estudo é caracterizado como um ensaio clínico controlado, randomizado, do tipo *cross over* (SOUZA, 2009).

As participantes realizaram uma única visita ao laboratório de coleta de dados, no qual, inicialmente, foi realizada a coleta de dados antropométricos (massa corporal e estatura) e o teste TUG. Após estas avaliações foi realizado um período de familiarização com uso adequado das hastes vibratória e rígida, com as participantes sentadas com as costas apoiadas. Em seguida, as participantes foram orientadas sobre os procedimentos a serem realizados sobre a plataforma de força e avaliadas randomicamente de acordo com o tipo de haste e com o plano de oscilação da mesma (Tabela 1). A randomização foi realizada na tentativa de evitar o viés da ordem de execução nos resultados do estudo.

Tabela 1. Randomização da sequência dos tipos e planos de oscilação das hastes entre as participantes

Avaliação*	Tipo de haste	Plano de oscilação	Sequência das participantes
1 ^a	vibratória → rígida	sagital → transversal	1° 5° 9° 13° 17° 21° 25° 29°
2 ^a	rígida → vibratória	sagital → transversal	2° 6° 10° 14° 18° 22° 26° 30°
3 ^a	vibratória → rígida	transverso → sagital	3° 7° 11° 15° 19° 23° 27° 31°
4 ^a	rígida → vibratória	transverso → sagital	4° 8° 12° 16° 20° 24° 28° 32°

* Para a avaliação de cada participante era observado o tipo de avaliação, incluindo a sequência dos tipos e dos planos de oscilação das hastes; após a avaliação ser realizada seguindo a sequência descrita no 4^a tipo de avaliação retornava-se para o 1^a tipo de avaliação e assim por diante.

A avaliação com a haste vibratória consistiu de 4 condições experimentais, com 3 tentativas consecutivas em cada condição, com duração de 30 s em cada tentativa e intervalo de 40 s entre cada tentativa (Figura 5); as participantes foram instruídas a permanecerem na postura ereta o mais estáticas possível com os pés descalços na posição mais confortável (igual em todas as tentativas), sem que a distância entre os pés ultrapassasse a largura dos ombros, olhando para um alvo de 15 cm de diâmetro, posicionado na altura dos olhos a três metros de distância da participante. A avaliação com a haste rígida consistiu de 4 condições controle que foram realizadas de forma idêntica à avaliação com a haste vibratória, no entanto, utilizando a haste rígida nas condições 2 e 3 (Figura 5B,C). Ambas as hastes foram osciladas na direção a-p a uma

frequência de 5 Hz, tanto no plano sagital como no plano transversal. Foi dado um período de repouso de 20 min entre a avaliação com a haste vibratória e a avaliação com a haste rígida, no qual as participantes ficaram sentadas com as costas apoiadas. Neste período de repouso foram aplicados os questionários MEEM e de informações gerais.

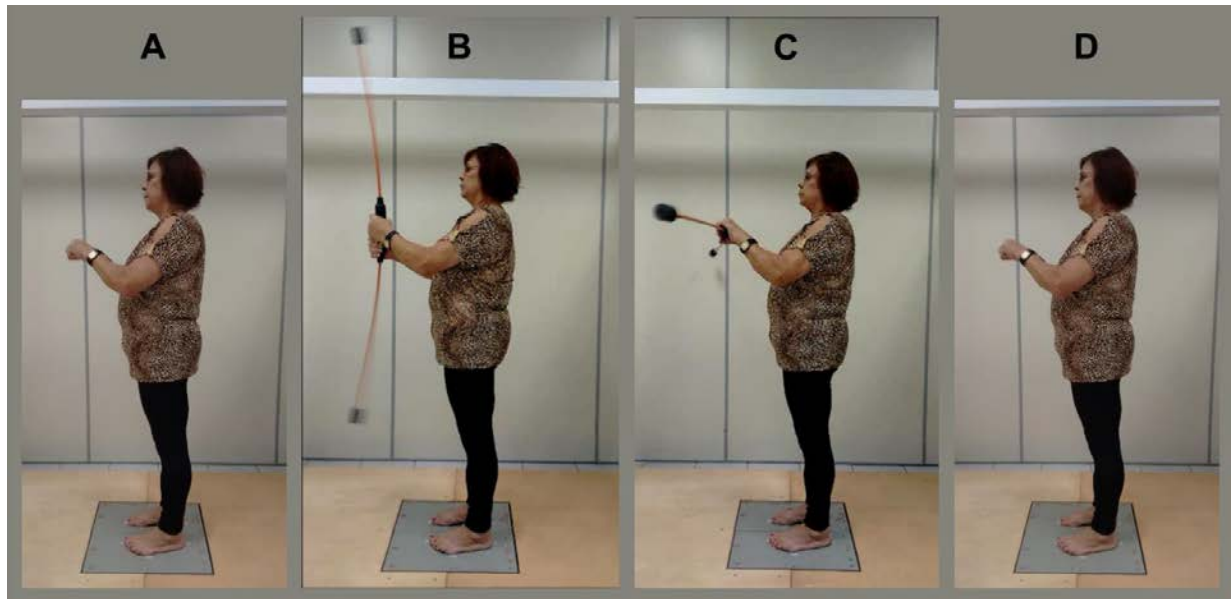


Figura 5: Condições utilizadas na avaliação experimental (haste vibratória) e controle (haste rígida) realizadas sobre a plataforma de força. Postura ereta quieta pré uso da haste (vibratória ou rígida) (A), com oscilação da haste (vibratória ou rígida) no plano sagital (B), com oscilação da haste (vibratória ou rígida) no plano transversal (C) e imediatamente pós uso da haste (vibratória ou rígida) (D).

5.3.1. Experimento I

Com o objetivo de verificar o efeito da vibração e do plano de oscilação da haste vibratória sobre os padrões de oscilação do CP nas direções m-l e a-p, foram analisadas apenas as condições 2 e 3 da avaliação experimental (haste vibratória) e controle (haste rígida) (Figura 5B,C).

5.3.2. Experimento II

Para investigar o efeito agudo residual de uma sessão de uso da haste vibratória sobre os padrões de oscilação do CP nas direções m-l e a-p, foi adicionada a condição 1 (Pré) anteriormente à condição 2, e a condição 4 (Pós) imediatamente após a condição 3 das avaliações experimental e controle (Figura 5). Portanto, o conjunto de 3 repetições com duração de 30 s cada, com intervalo de 40 s entre elas, para cada plano de oscilação da haste vibratória (transverso e sagital), foi considerado como sendo uma sessão de uso. O mesmo foi realizado com a haste rígida como forma de controle do estímulo vibratório produzido pela haste vibratória.

5.4. Análise dos dados

5.4.1. *Posturográficos*

Os dados foram processados e analisados por meio de algoritmos específicos desenvolvidos em ambiente Matlab (Mathworks®). O cálculo do CP e das variáveis derivadas dos padrões de oscilação do CP descritas abaixo foram realizadas com base nos códigos disponibilizados por Duarte e Freitas (2010).

Os dados de CP foram filtrados por um filtro digital Butterworth passa-baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 5 Hz. Nas condições nas quais era realizado o uso das hastes rígida ou vibratória o sinal do CP foi analisado de 5 s até 25 s (20 s centrais), sendo que neste trecho a oscilação das hastes já estava estável. Após o processamento e a análise dos dados foram obtidas as variáveis: amplitude máxima e amplitude média, perímetro, desvio-padrão, velocidade média, frequência com 95% do espectro de potência do sinal, frequência pico, frequência média e frequência mediana de oscilação do CP em cada uma das direções (m-l e a-p). As variáveis deslocamento total, e velocidade média total foram calculadas utilizando a somatória da oscilação do CP nas direções m-l e a-p. A área da elipse, com 95% dos dados do CP, também foi calculada.

Para cada uma destas variáveis dependentes foi computada a média dos valores das três tentativas consecutivas realizadas em cada uma das condições do estudo. Estes valores médios foram utilizados para as análises seguintes.

5.4.2. Análise estatística

As variáveis obtidas neste estudo foram apresentadas por meio de média e desvio padrão. Para o Experimento I, foi realizada uma análise de variância (ANOVA) *two-way* (2 Vibração x 2 Plano de oscilação), com ambos os fatores tratados como medidas repetidas, para cada variável dependente, com a finalidade de verificar os efeitos da vibração (Haste Vibratória x Haste Rígida) e do plano de oscilação durante o uso da haste (Plano Sagital x Plano Transverso) sobre o controle postural. Para o Experimento II, foi realizada uma ANOVA *two-way* (2 Vibração x 2 Tempo), com ambos os fatores tratados como medidas repetidas, para cada variável dependente, com a finalidade de verificar o efeito agudo residual de uma sessão de uso (Pré x Pós) das hastes (Haste Vibratória x Haste Rígida) sobre o controle postural. Para todos os procedimentos, foi considerado o nível significância de $p \leq 0,05$. As análises estatísticas foram realizadas por meio do “*Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS)” *software* 18,0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

6. RESULTADOS

Na Tabela 2 estão apresentadas as características físicas e funcionais das participantes do estudo.

Tabela 2. Características físicas e funcionais da amostra

	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa Corporal (kg)	TUG (s)	Nível de AF (h/semana)	MEEM (escore)
Média	68,3	1,5	67,7	10,9	4,8	25,3
(DP)	(5,9)	(0,1)	(11,3)	(1,8)	(2,2)	(3,5)

TUG: teste *Timed Up and Go*; AF: atividade física; MEEM: mini exame do estado mental; DP: desvio padrão.

Nas Figuras 6, 7 e 8 estão apresentados exemplos típicos dos padrões de oscilação do CP, no domínio do tempo e das frequências, obtidos durante cada experimento e condição do estudo, representados por uma participante do estudo.

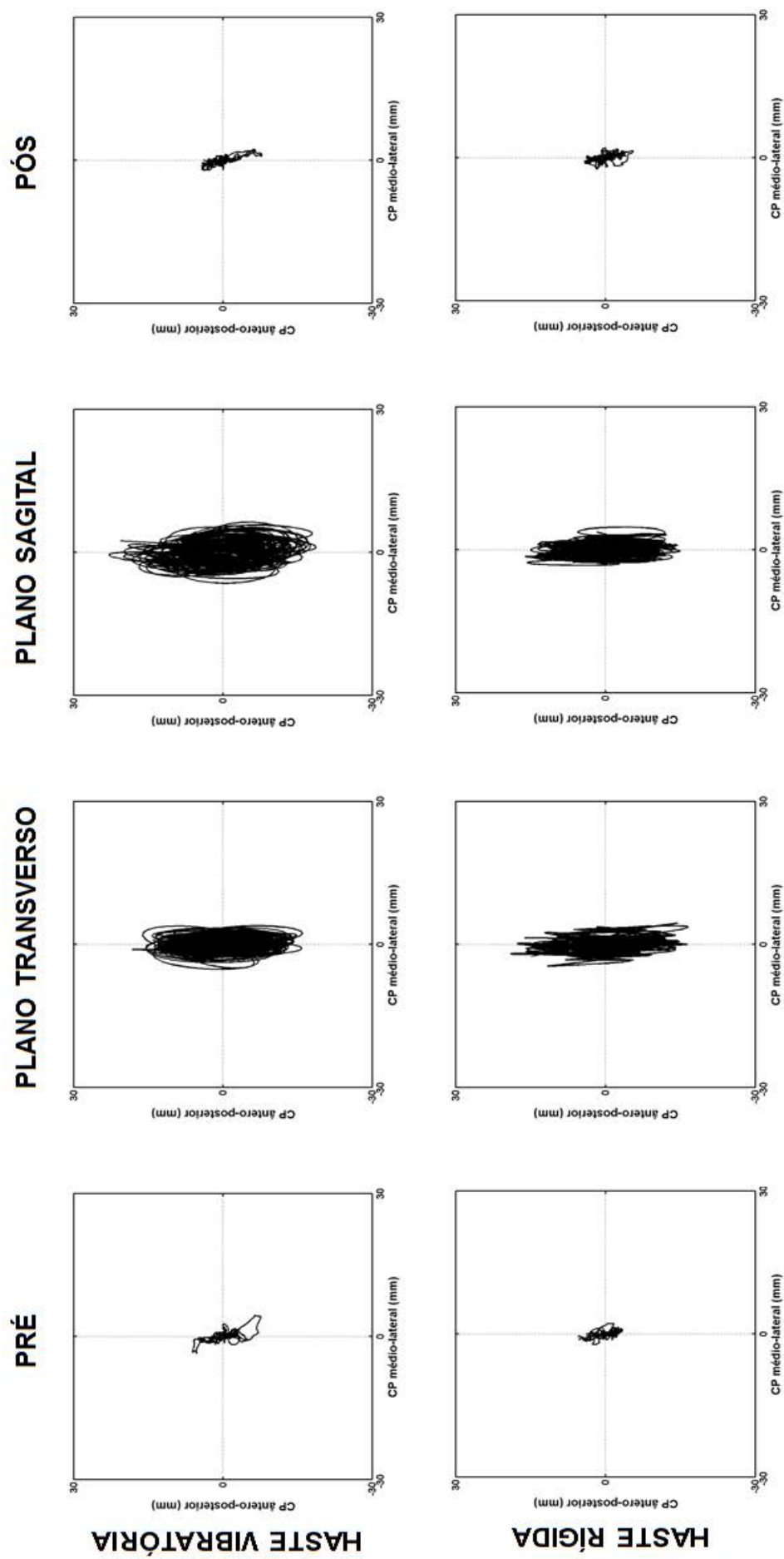


Figura 6. Exemplo típico do estatocinesigrama de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transverso e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida.

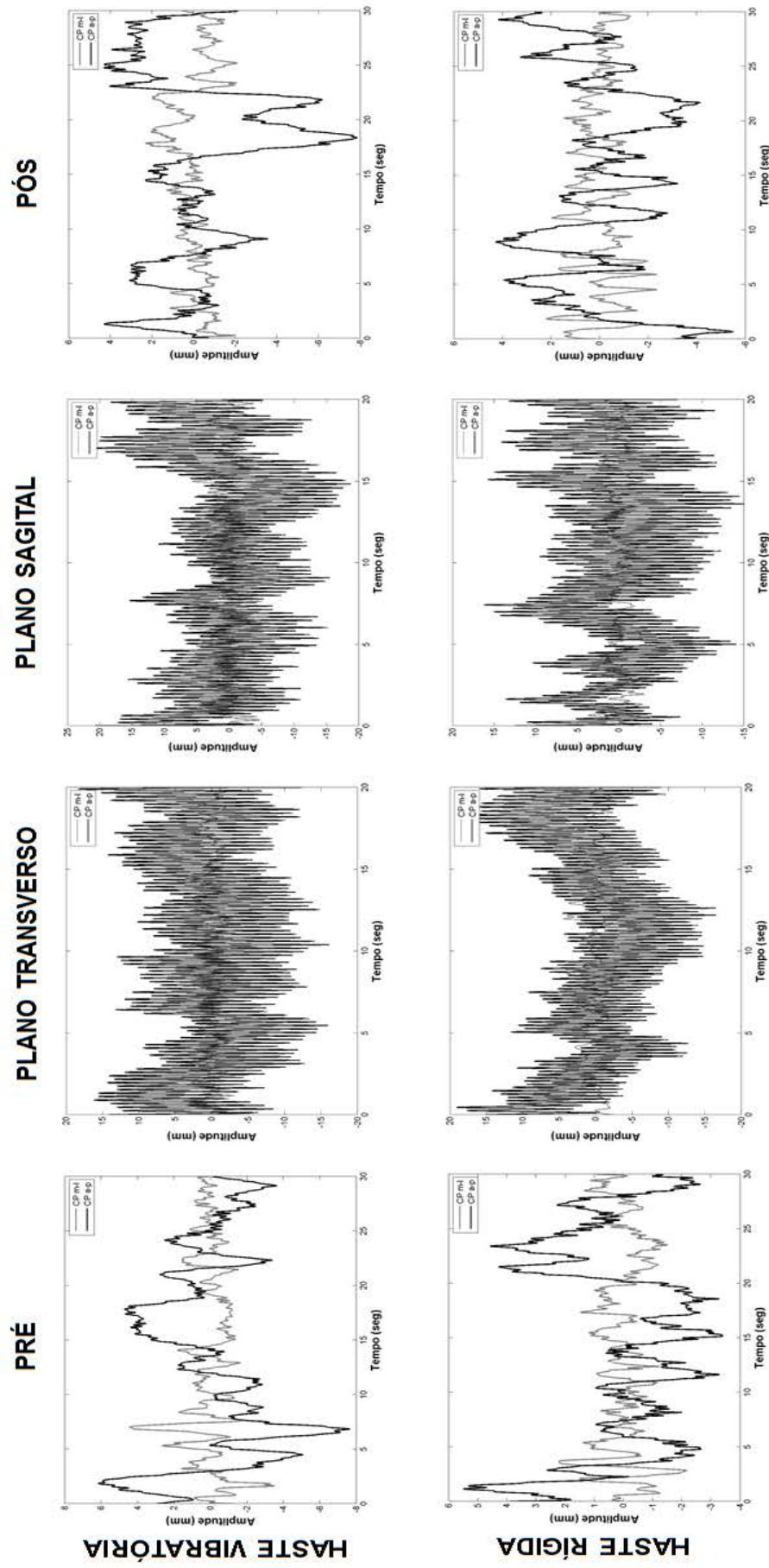


Figura 7. Exemplo típico do estabilograma de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transverso e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida.

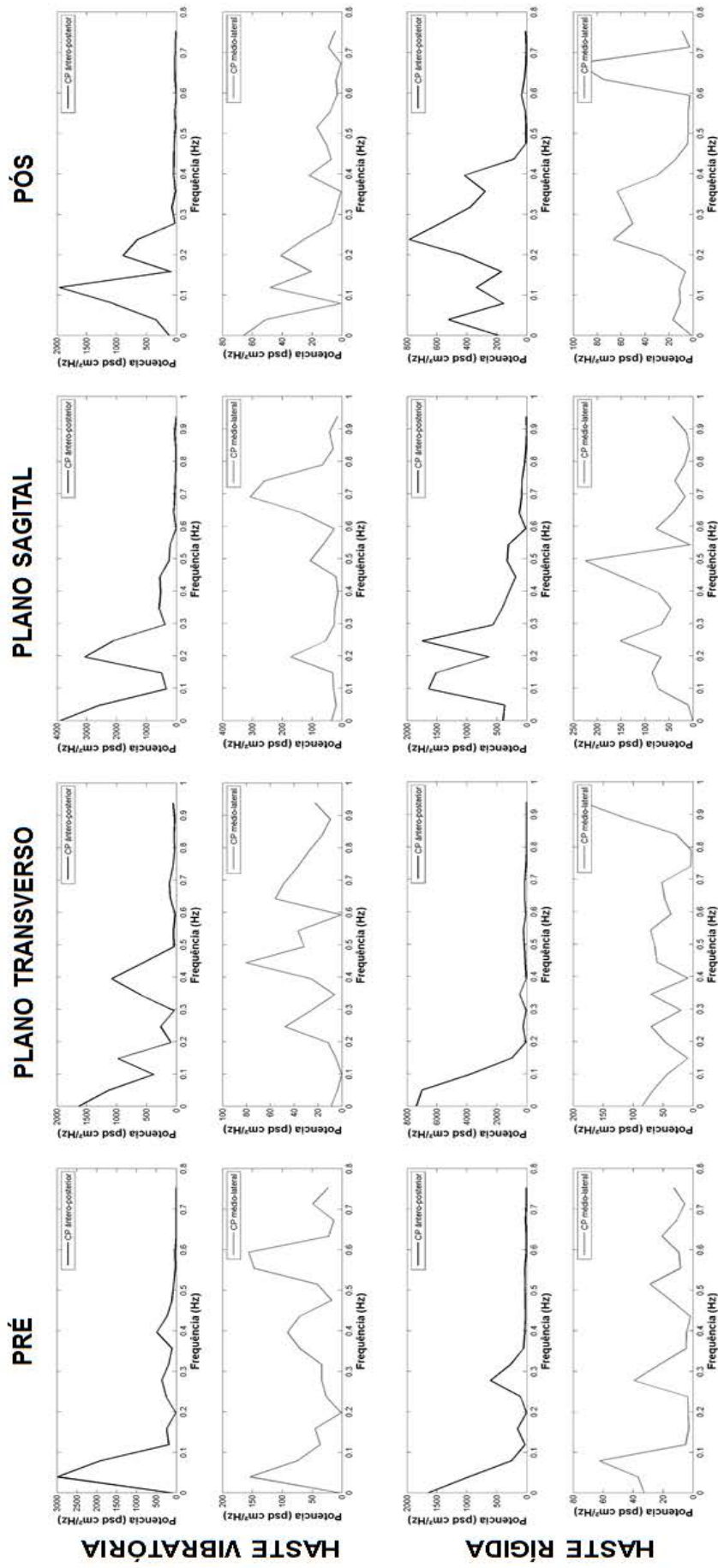


Figura 8. Exemplo típico do espectro de potência do sinal do centro de pressão de uma participante do estudo nas condições pré, durante nos planos de oscilação transverso e sagital e imediatamente pós uso das hastes vibratória e rígida

6.1. Experimento I

6.1.1. Efeito da vibração

O efeito da vibração sobre as variáveis do CP no domínio do tempo e das frequências está apresentado, respectivamente, nas Figuras 9 e 10 com seus respectivos valores de probabilidade estatística obtidos nas comparações entre haste rígida e haste vibratória.

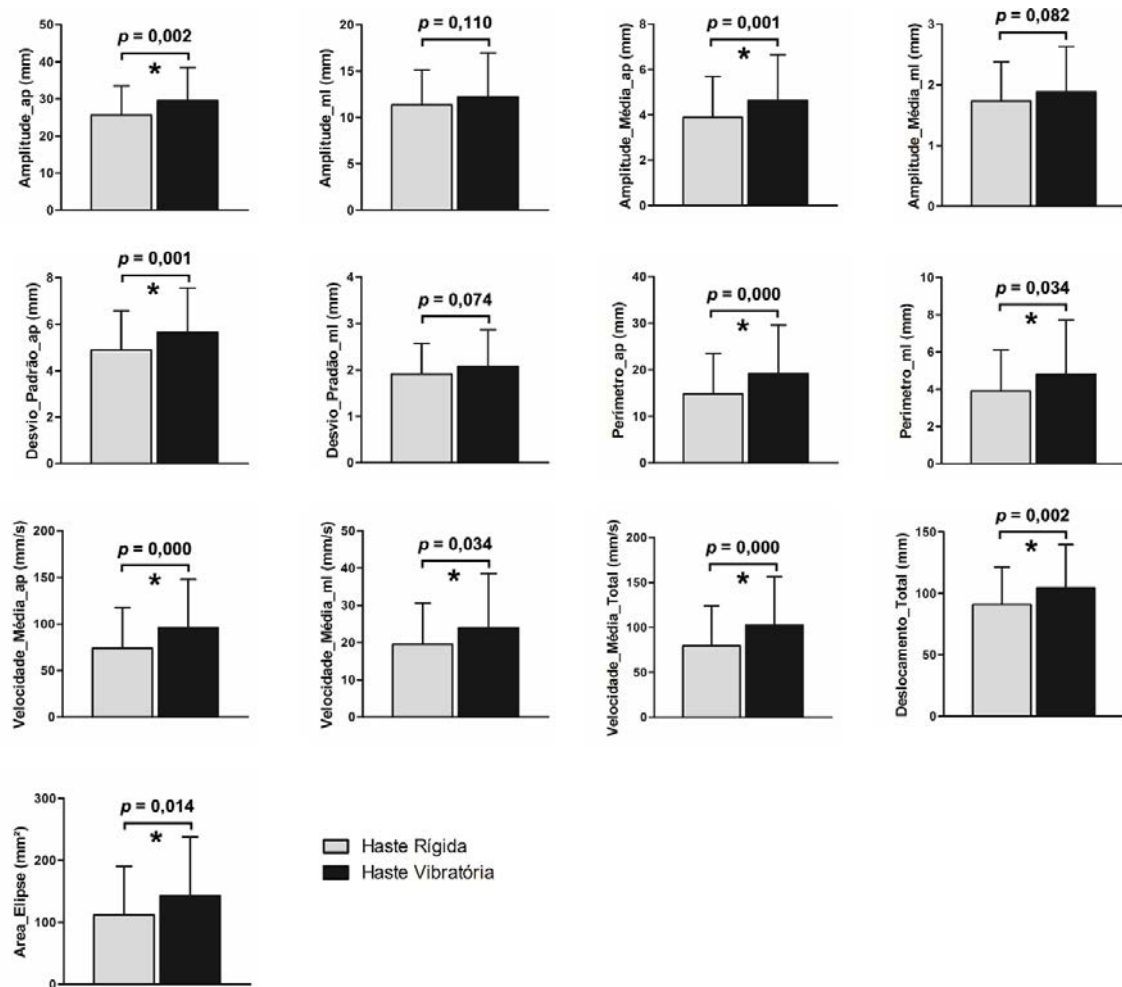


Figura 9. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo tendo como efeito principal a vibração da haste.

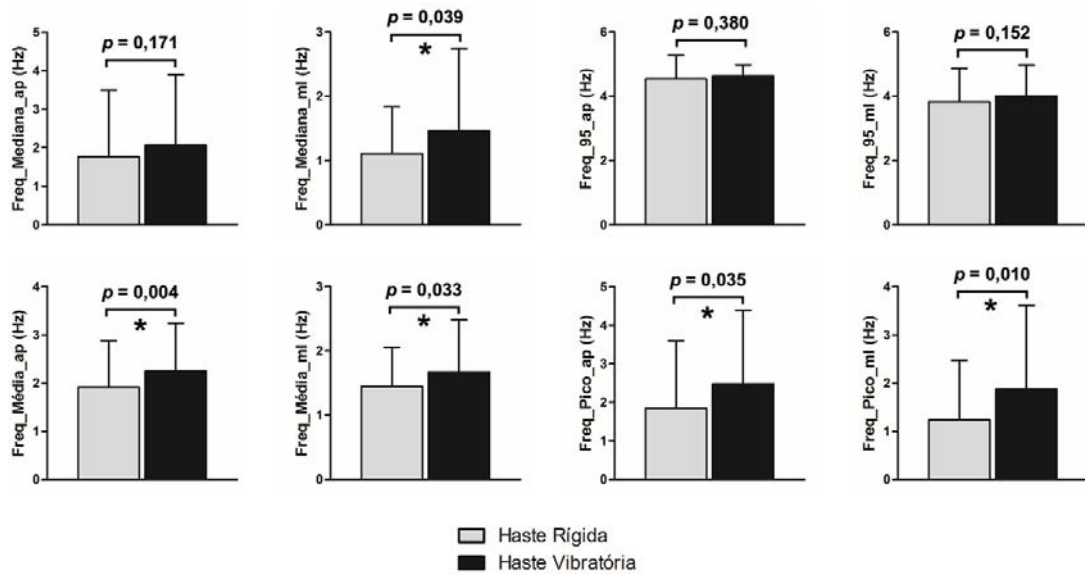


Figura 10. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências tendo como efeito principal a vibração da haste.

Como pode ser observado, os valores das variáveis do CP foram superiores quando a haste vibratória estava sendo utilizada, independentemente do plano de oscilação, exceto para as variáveis amplitude máxima m-l, amplitude média m-l, desvio padrão m-l, frequência mediana a-p e frequência com 95% do espectro de potência a-p e m-l, as quais apresentaram comportamento similar durante o uso de ambas as hastes.

6.1.2. Efeito do plano de oscilação

O efeito do plano de oscilação sobre as variáveis do CP no domínio do tempo e das frequências está apresentado, respectivamente, nas Figuras 11 e 12 com seus respectivos valores de probabilidade estatística obtidos nas comparações entre plano transversal e plano sagital.

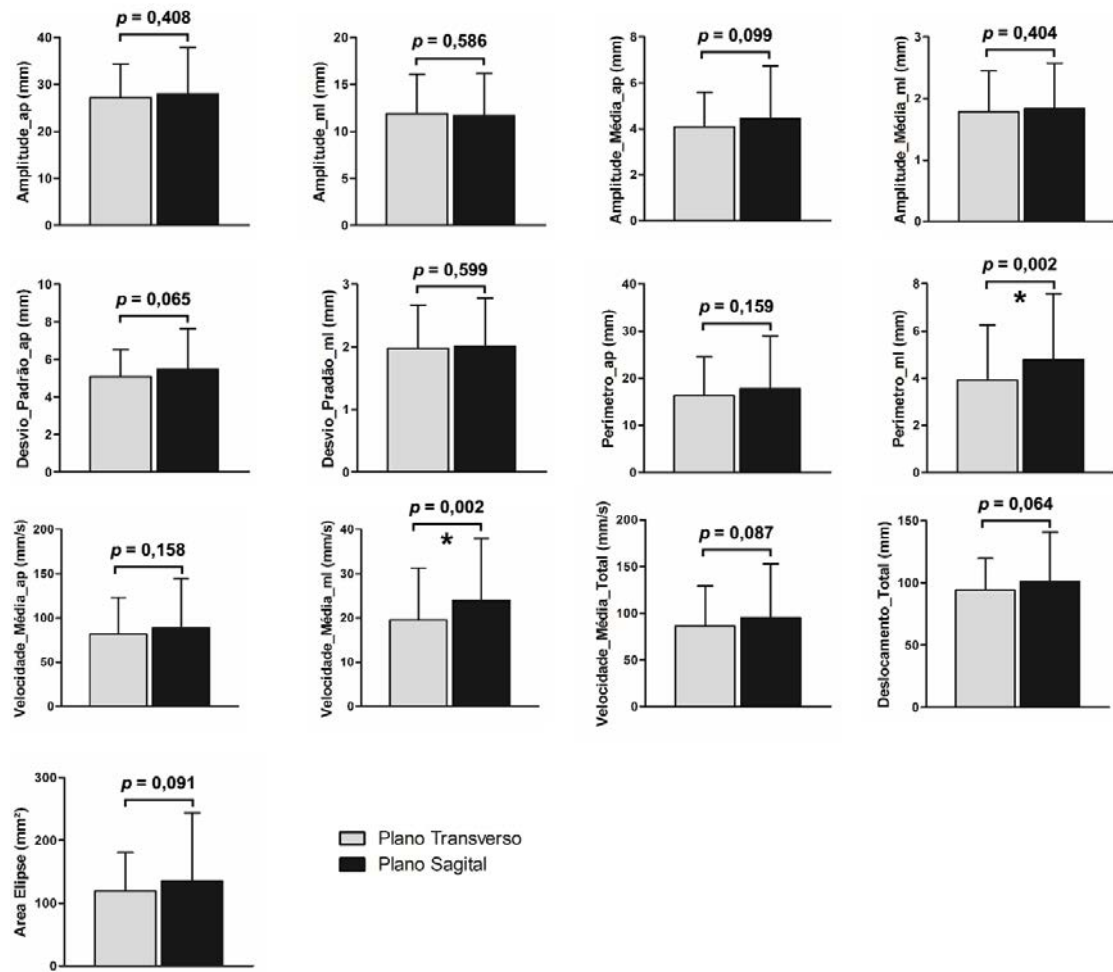


Figura 11. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo tendo como efeito principal o plano de oscilação da haste.

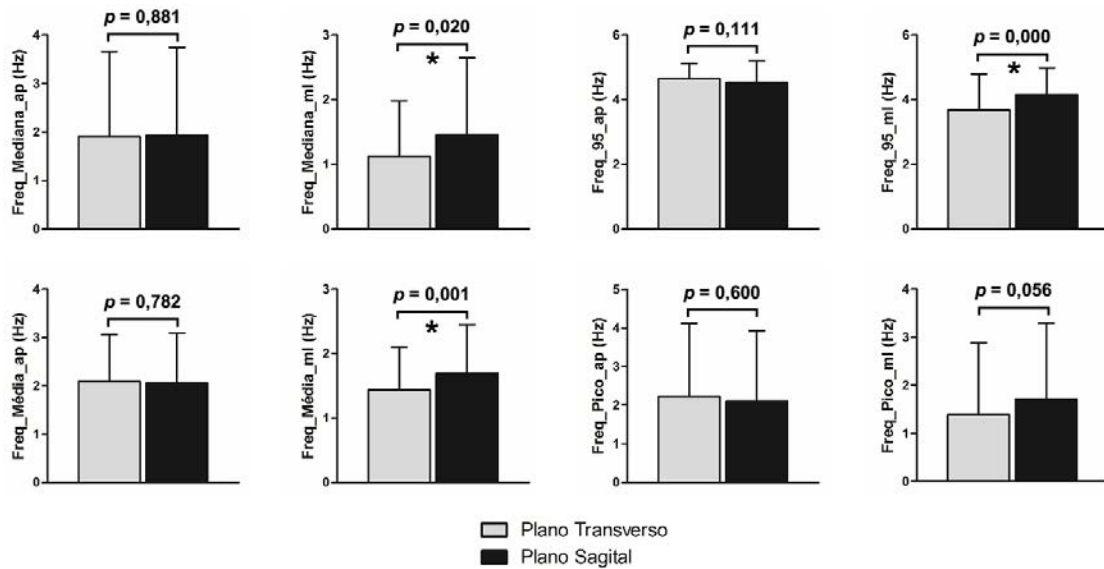


Figura 12. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências tendo como efeito principal o plano de oscilação da haste.

Como pode ser observado, os valores das variáveis do CP foram superiores quando a haste estava sendo oscilada no plano sagital, independentemente do tipo de haste, exceto para as variáveis amplitude máxima m-l, amplitude média m-l, desvio padrão m-l, frequência mediana a-p e frequência com 95% do espectro de potência a-p e m-l, as quais apresentaram comportamento similar durante a oscilação em ambos os planos.

6.1.3. Interação entre vibração e plano de oscilação

A ANOVA *two-way* revelou uma interação significativa entre os fatores vibração e plano de oscilação para as seguintes variáveis de oscilação do CP: amplitude média a-p ($F_{1,31} = 11,97$; $p = 0,002$), amplitude máxima a-p ($F_{1,31} = 8,88$; $p = 0,006$), velocidade média a-p ($F_{1,31} = 18,6$; $p = 0,000$), velocidade média total ($F_{1,31} = 19,13$; $p = 0,000$), área da elipse ($F_{1,31} = 5,32$; $p = 0,028$), perímetro a-p ($F_{1,31} = 18,64$; $p = 0,000$), desvio padrão a-p ($F_{1,31} = 11,52$; $p = 0,002$), deslocamento total ($F_{1,31} = 11,31$; $p = 0,002$), frequência mediana m-l ($F_{1,31} = 5,3$; $p = 0,028$) e frequência média a-p ($F_{1,31} = 7,9$; $p = 0,009$), com exceção para as variáveis amplitude média m-l ($F_{1,31} = 1,08$; $p = 0,306$), amplitude máxima m-l ($F_{1,31} = 0,16$; $p = 0,697$), velocidade média m-l ($F_{1,31} = 2,35$; $p = 0,135$), perímetro m-l ($F_{1,31} = 2,37$; $p = 0,134$), desvio padrão m-l

($F_{1,31} = 0,85$; $p = 0,364$), frequência mediana a-p ($F_{1,31} = 3,55$; $p = 0,069$), frequência média m-l ($F_{1,31} = 3,39$; $p = 0,075$), frequência com 95% do espectro de potência a-p ($F_{1,31} = 1,6$; $p = 0,215$) e m-l ($F_{1,31} = 0,09$; $p = 0,772$) e frequência pico a-p ($F_{1,31} = 0,02$; $p = 0,899$) e m-l ($F_{1,31} = 0,6$; $p = 0,448$).

A interação entre vibração e plano de oscilação sobre as variáveis do CP no domínio do tempo e das frequências está apresentada, respectivamente, nas Figuras 13 e 14 com seus respectivos valores de probabilidade estatística obtidos nas comparações entre plano sagital e transversal para cada tipo de haste.

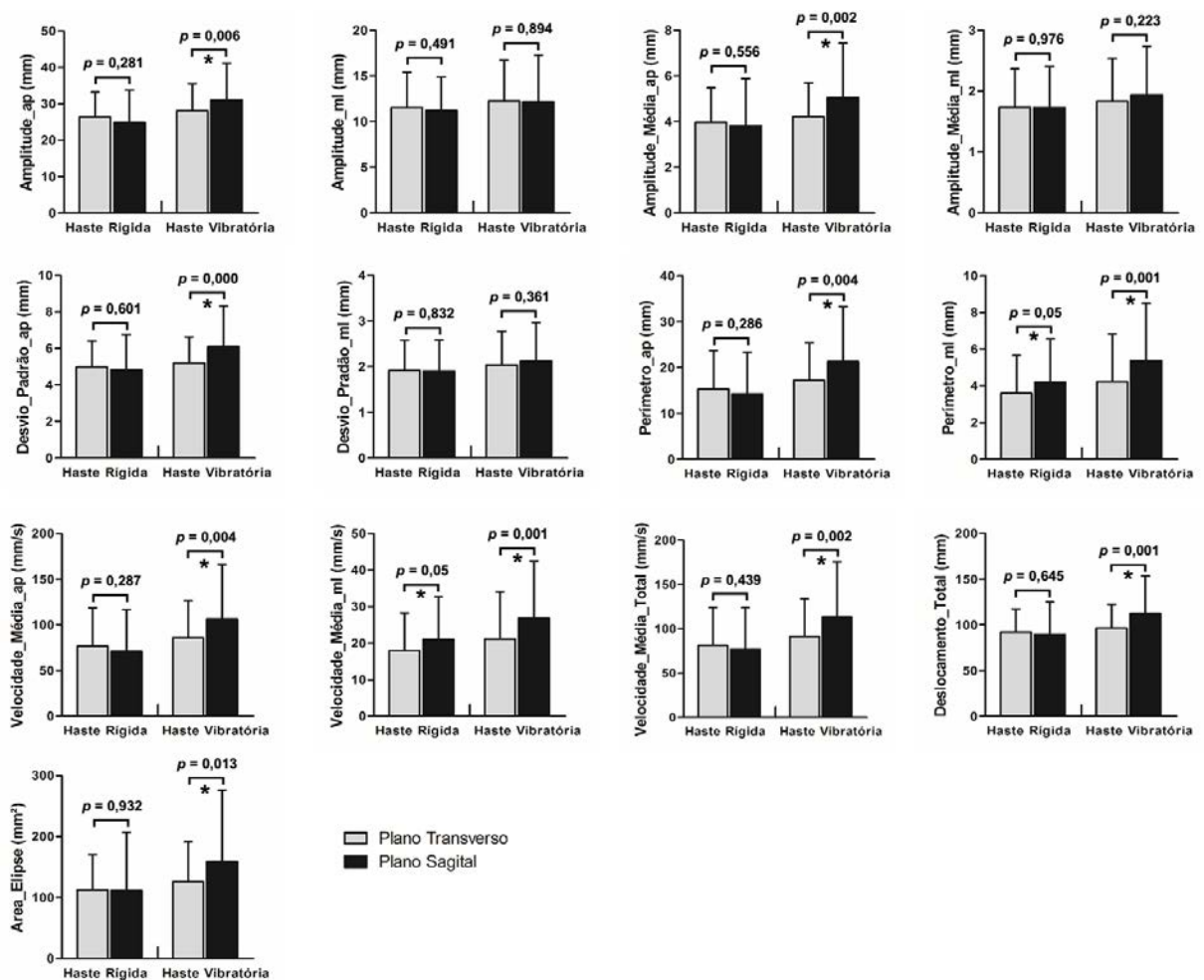


Figura 13. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo durante o uso das hastes rígida e vibratória nos planos de oscilação transversal e sagital.

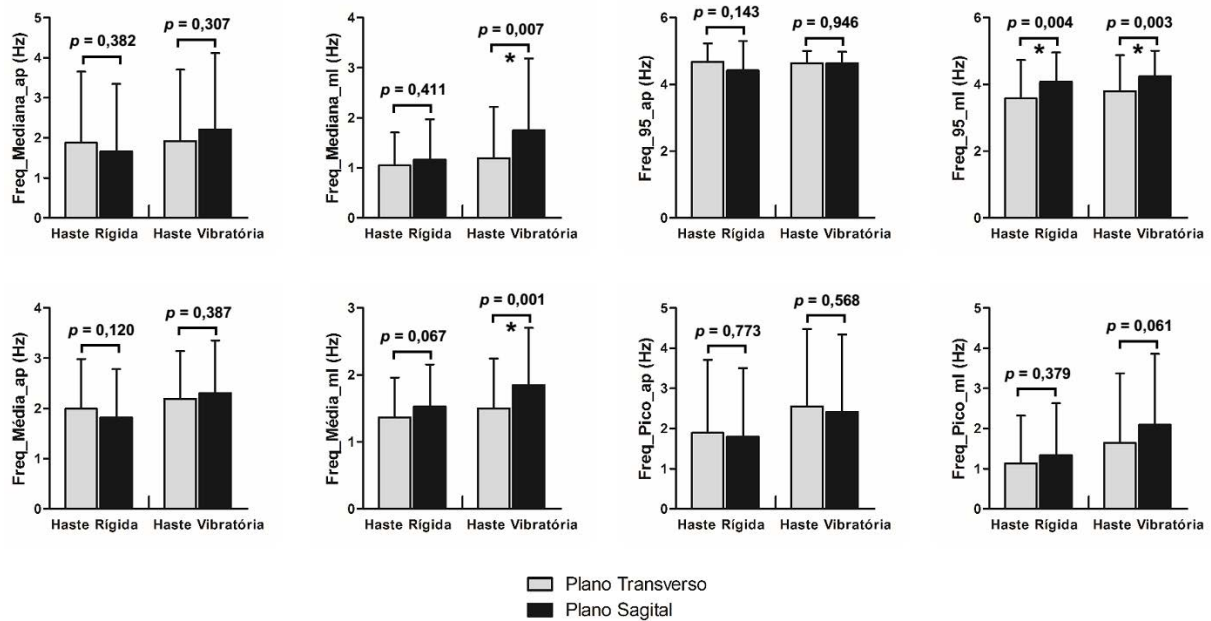


Figura 14. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências durante o uso das hastes rígida e vibratória nos planos de oscilação transversal e sagital.

Como pode ser visto, os valores das variáveis do CP foram superiores durante o uso da haste vibratória no plano sagital do que no plano transversal, exceto para as variáveis amplitude máxima m-l, amplitude média m-l, desvio padrão m-l, frequência mediana a-p, frequência com 95% do espectro de potência a-p, frequência média a-p, e frequência pico a-p e m-l. Com o uso da haste rígida apenas os valores das variáveis perímetro m-l, velocidade média m-l e frequência com 95% do espectro de potência m-l foram superiores durante o uso no plano sagital em relação ao plano transversal, enquanto que não houve diferenças entre os planos para o restante das variáveis.

6.2. Experimento II

6.2.1. Efeito agudo residual de uma sessão de uso da haste vibratória

A ANOVA *two-way* revelou uma interação significativa entre os fatores vibração e tempo apenas para as seguintes variáveis de oscilação do CP: amplitude média m-l ($F_{1,31} = 6,38$; $p = 0,017$), velocidade média m-l ($F_{1,31} = 6,12$; $p = 0,019$), velocidade média total ($F_{1,31} = 4,2$; $p = 0,049$), perímetro m-l ($F_{1,31} = 4,0$; $p = 0,050$), enquanto que

não houve interação significativa para as variáveis amplitude média a-p ($F_{1,31} = 0,87$; $p = 0,359$), amplitude máxima a-p ($F_{1,31} = 1,58$; $p = 0,219$) e m-l ($F_{1,31} = 0,31$; $p = 0,579$), velocidade média a-p ($F_{1,31} = 0,23$; $p = 0,635$), área da elipse ($F_{1,31} = 1,03$; $p = 0,319$), perímetro a-p ($F_{1,31} = 0,00$; $p = 0,981$), desvio padrão a-p ($F_{1,31} = 1,38$; $p = 0,249$) e m-l ($F_{1,31} = 1,73$; $p = 0,199$), deslocamento total ($F_{1,31} = 0,59$; $p = 0,449$), frequência mediana a-p ($F_{1,31} = 0,02$; $p = 0,881$) e m-l ($F_{1,31} = 0,41$; $p = 0,527$), frequência média a-p ($F_{1,31} = 0,01$; $p = 0,940$) e m-l ($F_{1,31} = 0,24$; $p = 0,629$), frequência com 95% do espectro de potência a-p ($F_{1,31} = 0,57$; $p = 0,456$) e m-l ($F_{1,31} = 0,16$; $p = 0,691$) e frequência pico a-p ($F_{1,31} = 0,70$; $p = 0,409$) e m-l ($F_{1,31} = 0,43$; $p = 0,515$).

A interação entre vibração e tempo sobre as variáveis do CP no domínio do tempo e das frequências está apresentada, respectivamente, nas Figuras 15 e 16 com seus respectivos valores de probabilidade estatística obtidos nas comparações entre pré e imediatamente pós uma sessão de uso da haste para cada tipo de haste.

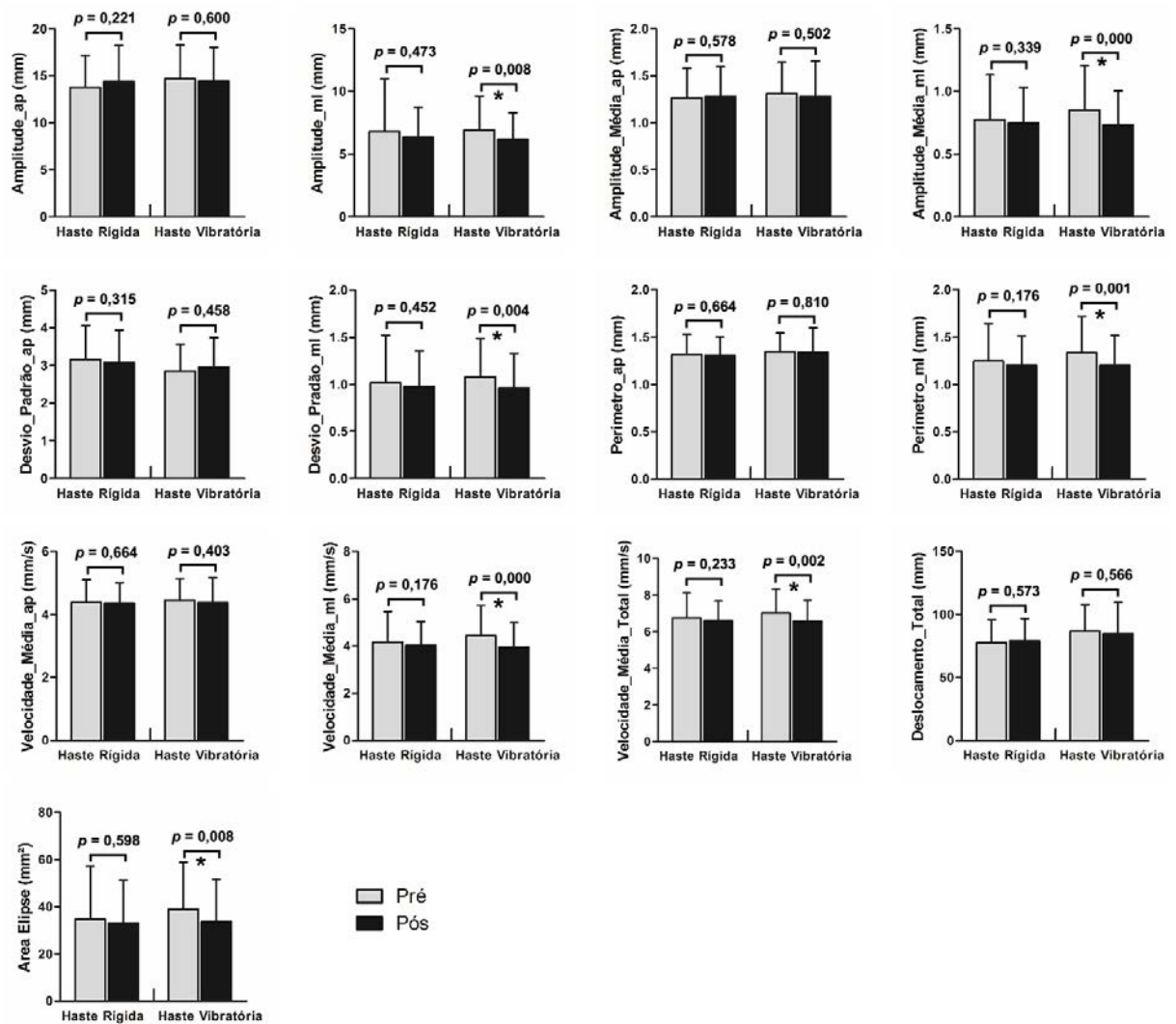


Figura 15. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio do tempo pré e imediatamente pós uma sessão de uso das hastes rígida ou vibratória.

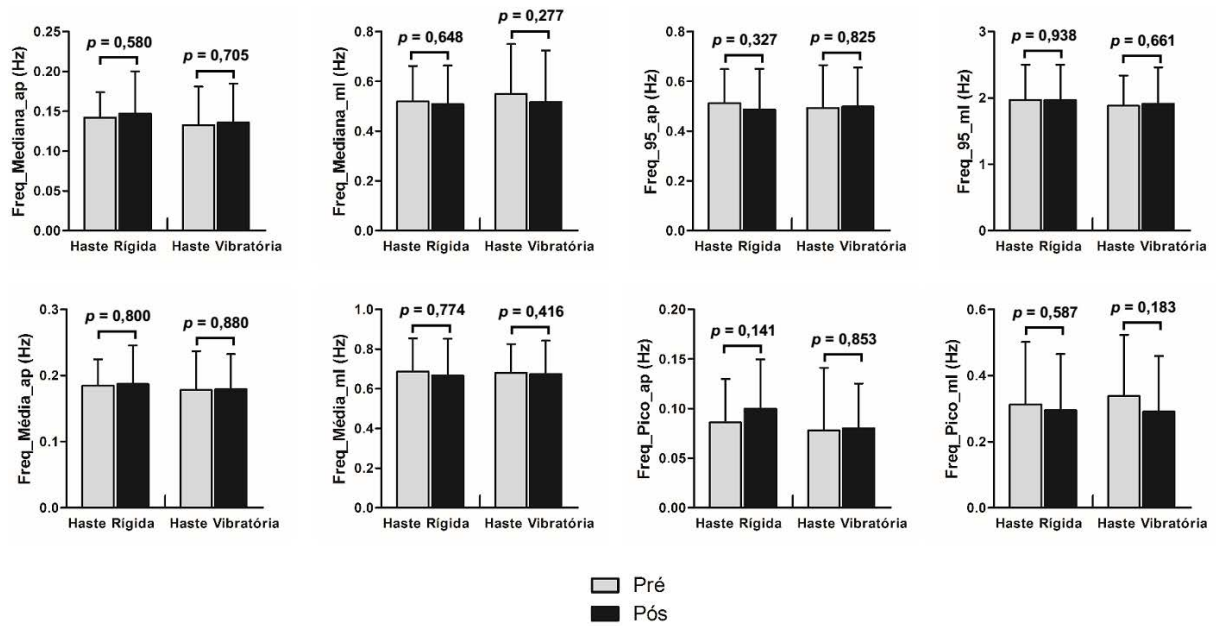


Figura 16. Média e desvio padrão das variáveis do CP obtidas no domínio das frequências pré e imediatamente pós uma sessão de uso das hastes rígida ou vibratória.

Como pode ser observado, os valores das variáveis do CP amplitude máxima m-l, amplitude média m-l, desvio padrão m-l, perímetro m-l, velocidade média m-l, velocidade média total e área da elipse reduziram imediatamente após a sessão de uso apenas da haste vibratória, enquanto que o restante das variáveis permaneceu similar entre as condições pré e pós. Para a haste rígida não houve diferenças em nenhuma das variáveis do CP entre as condições pré e pós uma sessão de uso da haste.

7. DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo que evidenciou experimentalmente, de forma controlada, o efeito da vibração produzida pela haste vibratória sobre o controle postural, medido pelos padrões de oscilação do CP no domínio do tempo e das frequências, de mulheres idosas. Todas as hipóteses levantadas no início do estudo foram confirmadas e estão em acordo com os modelos físico-matemáticos desenvolvidos neste estudo.

7.1. Efeito da vibração

A hipótese de que a vibração produzida pela haste vibratória induziria maior estímulo mecânico do que a haste rígida sobre os padrões de oscilação do CP foi confirmada, especialmente na direção a-p. De forma geral, a vibração produzida pela haste vibratória, independentemente do plano de oscilação da haste, demonstrou produzir um estímulo mecânico superior em relação ao controle (haste rígida). Como descrito no modelo teórico (Figura 2B), a aceleração adicional promovida pela haste vibratória durante a postura ereta quieta aumenta a aceleração do CM do corpo, principalmente na direção a-p e, conseqüentemente, altera os padrões de oscilação do CP em amplitude, velocidade e frequência, o que pode levar a um aumento na demanda da estratégia do tornozelo para a manutenção do equilíbrio nesta postura (WINTER et al., 2003; HORAK, 2006). Visto que a fraqueza dos flexores plantares e dorsais do tornozelo contribuem para uma instabilidade postural aumentada e um maior risco de quedas (CATTAGNI et al., 2014), este estímulo mecânico cíclico tem potencial para aprimorar estratégias de proteção relacionadas com a manutenção do equilíbrio durante a postura ereta em idosos (PAI e BHATT, 2007; HAN et al., 2014).

Estímulos mecânicos que facilitam o desenvolvimento de estratégias próprias de manutenção do equilíbrio tem demonstrado resultados interessantes em indivíduos jovens (HAN et al., 2014) e idosos (PAI e BHATT, 2007; VAN OOTEGHEM et al., 2010; PAI et al., 2014). Nesse sentido, indivíduos com comprometimentos no equilíbrio como, por exemplo, os idosos (PEREIRA et al., 2014; KANEKAR e ARUIN, 2014b), podem se beneficiar com a utilização da haste vibratória como forma de aprimoramento do controle postural.

7.2. Efeito do plano de oscilação

A hipótese de que a haste produziria maior estímulo mecânico sobre os padrões de oscilação do CP na direção m-l no plano sagital de oscilação do que no plano transversal foi confirmada. Quando agrupados os dados das hastes vibratória e rígida foi observado que no plano sagital de oscilação, ou seja, com a haste posicionada perpendicularmente ao solo, ocorre um maior estímulo mecânico sobre os padrões de oscilação do CP, particularmente na direção m-l. Baseado no modelo teórico descrito no presente estudo (Figura 2C), quando a haste está posicionada paralelamente ao solo (plano sagital de oscilação) durante a postura ereta ela aumenta o momento de inércia na direção m-l reduzindo assim o estímulo mecânico nesta direção. Por outro lado, ao posicionar a haste perpendicularmente ao solo (plano transversal de oscilação) o estímulo mecânico da haste é ampliado.

Embora alguns autores já tenham estudado o efeito do plano de oscilação de hastes vibratórias sobre parâmetros eletromiográficos de músculos dos ombros e do tronco e forças compressivas na coluna (MORESIDE, VERA-GARCIA e MCGILL, 2007; SÁNCHEZ-ZURIAGA et al., 2009; GONÇALVES et al., 2011, HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2011; ARORA et al., 2013), até o momento não existem recomendações científicas para a otimização de protocolos de treinamento de vibração, produzida pela haste vibratória, para gerar estímulos mecânicos desejados sobre o corpo durante a postura ereta quieta. No presente estudo, o efeito do plano de oscilação foi marcadamente mais evidente com o uso da haste vibratória. Portanto, se o objetivo é produzir um maior estímulo mecânico sobre o corpo em ambas as direções durante a postura ereta é recomendado o uso da haste vibratória no plano de oscilação sagital.

7.3. Efeito agudo de uma sessão de uso da haste vibratória

A hipótese de que imediatamente após uma sessão de uso da haste vibratória ocorreria uma redução em magnitude e frequência nos padrões de oscilação do CP nas direções m-l e, principalmente, a-p foi parcialmente confirmada. Houve um efeito agudo residual somente após a sessão de uso da haste vibratória. Curiosamente, houve redução nas variáveis de amplitude, perímetro, dispersão e velocidade de oscilação do CP, particularmente, na direção m-l. Além disso, a velocidade média total

e a área da elipse também reduziram imediatamente após o uso da haste vibratória, enquanto que não foi observado efeito algum sobre as variáveis obtidas no domínio das frequências. A redução na oscilação do CP indica uma melhora no controle postural das mulheres idosas após apenas uma curta sessão de uso da haste vibratória (MERLO et al., 2012). Estes resultados sugerem que o estímulo mecânico cíclico produzido pela haste vibratória pode ser utilizado de maneira a desafiar continuamente o sistema de controle postural a fim de aprimorá-lo (PAI e BHATT, 2007; HAN et al., 2014). Contudo, são necessários estudos longitudinais com a aplicação crônica do estímulo de vibração da haste vibratória para confirmar seu efeito benéfico e duradouro sobre o controle postural de idosos.

Possivelmente, o mecanismo neuromuscular envolvido durante o uso da haste vibratória na postura ereta é o reflexo tônico de vibração (Figura 3). É justamente por meio deste mecanismo que o estímulo vibratório aplicado sobre o corpo todo normalmente atua sobre os músculos (ZAIDELL et al., 2013). Com o estímulo de vibração da haste vibratória os músculos estabilizadores da postura são mais recrutados contribuindo assim com um aumento no nível de co-contração entre músculos agonistas e antagonistas para manterem as articulações estáveis e impedirem ou controlarem de forma mais acurada o curso do movimento (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010). Considerando que a redução na percepção do movimento articular tem sido apontada como o principal componente que afeta o desempenho de controle postural em idosos (TOLEDO e BARELA, 2010), o reflexo tônico de vibração induzido pelo uso da haste vibratória pode ter papel fundamental na melhora do controle da manutenção da postura ereta em idosos. No entanto, são necessários estudos futuros que realizem a mensuração da atividade muscular para comprovar que de fato este mecanismo ocorre durante o uso da haste vibratória nas condições apresentadas neste estudo.

7.4. Limitações do estudo

Uma possível limitação do presente estudo é a ausência de controle objetivo da frequência e amplitude de oscilação das hastes. No entanto, estudos recentes afirmam que estímulos auditivos como, por exemplo, os do metrônomo utilizado no estudo, são suficientes para a sincronização de movimentos (REPP e SU, 2013; BARDY et al., 2015). Além disso, foi realizada uma familiarização com o uso correto

e desejado (realizar sempre a mesma técnica) de ambas as hastes previamente às avaliações. Na Figura 7 pode-se observar que o padrão de oscilação do CP durante o uso de cada tipo de haste e em cada plano de oscilação da haste foi similar entre as hastes rígida e vibratória, com exceção à amplitude de oscilação do CP, uma vez que este é um dos principais fatores que diferencia a haste vibratória da haste rígida.

8. CONCLUSÃO

A haste vibratória gera maior estímulo mecânico do que a haste rígida, indicado pelo aumento na oscilação do CP, no domínio do tempo e das frequências, principalmente, na direção a-p. Quando a haste vibratória é oscilada no plano sagital (perpendicular ao solo) durante a postura ereta o estímulo mecânico produzido é ampliado, principalmente, na direção m-l. Estes resultados fornecem subsídios científicos iniciais para a otimização de protocolos de intervenção que visam aprimorar estratégias de proteção relacionadas com a manutenção do equilíbrio durante a postura ereta em idosos.

Uma sessão de uso da haste vibratória, conforme utilizada neste estudo, reduz a oscilação corporal, particularmente na direção m-l, em mulheres idosas. Este resultado sugere que a haste vibratória é um instrumento promissor para o aprimoramento do controle postural de indivíduos idosos e, conseqüentemente, para redução do risco de quedas nesta população.

9. APLICAÇÃO PRÁTICA

Estratégias de intervenção alternativas realizadas com equipamentos de baixo custo e de fácil utilização (e.g. haste vibratória), que sejam eficientes para aprimorar de forma eficiente e segura os mecanismos relacionados com a manutenção da postura ereta de indivíduos com comprometimento do equilíbrio, se tornam importantes para aumentar as possibilidades de atuação profissional, assim como a acessibilidade e aderência, especialmente de idosos, nos programas de intervenção com exercício físico.

REFERÊNCIAS

- ALEXANDRE, T. S.; MEIRA, D. M.; RICO, N. C.; MIZUTA, S. K. Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. **Rev Bras Fisioter**, v. 16, n. 5, p. 381-388, 2012.
- ANDERS, C.; WENZEL, B.; SCHOLLE, H. C. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, n. 7, p. 1314-1322, 2008.
- ANDERSSON, G.; HAGMAN, J.; TALIANZADEH, R.; SVEDBERG, A.; LARSEN, H. C. Effect of cognitive load on postural control. **Brain Res Bull**, v. 58, n. 1, p. 135-139, 2002.
- ARORA, S.; BUTTON, D. C.; BASSET, F. A.; BEHM, D. G. The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation. **Int J Sports Phys Ther**, v. 8, n. 4, p. 370-380, 2013.
- BALOH, R. W.; FIFE, T. D.; ZWERLING, L.; SOCOTCH, T.; JACOBSON, K.; BELL, T.; BEYKIRCH, K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **J Am Geriatr Soc**, v. 42, n. 4, p. 405-412, 1994.
- BARDY, B. G.; HOFFMANN, C. P.; MOENS, B.; LEMAN, M.; DALLA BELLA, S. Sound-induced stabilization of breathing and moving. **Ann N Y Acad Sci**, v. 1337, p. 94-100, 2015.
- BATISTA, M. A. B.; WALLERSTEIN, L. F.; DIAS, R. M.; SILVA, R. G.; UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V. Efeitos do Treinamento com Plataformas Vibratórias. **R bras Ci e Mov**, v. 15, n. 3, p. 103-113, 2007.
- BOUCHER, P.; TEASDALE, N.; COURTEMANCHE, R.; BARD, C.; FLEURY, M. Postural stability in diabetic polyneuropathy. **Diabetes Care**, v. 18, n. 5, p. 638-645, 1995.
- BREITSCHAFT, A. M. S.; BARBOSA, V. C. O teorema dos eixos perpendiculares para um corpo rígido qualquer. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 36, n. 2, p. 2314-1-2314-5, 2014.
- BRUCKI, S. M.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P. H.; OKAMOTO, I. H. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 61, n. 3B, p. 777-781, 2003.
- CAMPOS, M. O.; GOMES, P. S. C. Efeitos da vibração do corpo todo sobre a força e potência muscular de idosos: Uma revisão sistemática. **Motricidade**, v. 10, n. 1, p. 88-106, 2014.
- CARDINALE, M.; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

CARDINALE, M.; WAKELING, J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? **Br J Sports Med**, v. 39, n. 9, p. 585-589, 2005.

CARVALHO, T.; NÓBREGA, A. C. L.; LAZZOLI, J. K.; MAGNI, J. R. T.; REZENDE, L.; DRUMMOND, F. A., et al. Posição oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte: atividade física e saúde. **Rev Bras Med Esporte**, v. 2, n. 4, p. 79-81, 1996.

CATTAGNI, T.; SCAGLIONI, G.; LAROCHE, D.; VAN HOECKE, J.; GREMEAUX, V.; MARTIN, A. Ankle muscle strength discriminates fallers from non-fallers. **Front Aging Neurosci**, v. 6:336, p. 1-7, 2014.

COCHRANE, D. J. Vibration exercise: the potential benefits. **Int J Sports Med**, v. 32, n. 2, p. 75-99, 2011.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

EKLUND, G.; HAGBARTH, K. E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. **Exp Neurol**, v. 16, n. 1, p. 80-92, 1966.

FERNIE, G.; GRYFE, C.; HOLLIDAY, P.; LLEWELLYN, A. The relationship of postural sway in standing: the incidence of falls in geriatric subjects. **Age Ageing**, v. 11, n. 1, p. 11-16, 1982.

GONÇALVES, M.; MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; VAN DIEËN, J. H. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 24, n. 4, p. 209-214, 2011.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of Human Vibration**. Academic Press: London, 1990.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. **Motriz**, v. 16, n. 2, p. 527-533, 2010.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M. Razão eletromiográfica de músculos estabilizadores do ombro durante a execução de exercícios com haste oscilatória. **Rev Bras Med Esporte**, v. 17, n. 1, p. 31-35, 2011.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; SPINOSO, D. H.; CIRQUEIRA, R. T.; MORCELLI, M. H.; CROZARA, L. F.; GONÇALVES, M. Efeito do treinamento com haste vibratória na biomecânica da marcha com dupla-tarefa em idosas. **Rev Bras Med Esporte**, v. 20, n. 6, p. 465-469, 2014.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; SPINOSO, D. H.; KAKURA, A. H.; CIRQUEIRA, R. T.; CROZARA, L. F.; MORCELLI, M. H.; GONÇALVES, M. Variabilidade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores de idosas ativas durante marcha com dupla tarefa antes e após treinamento de equilíbrio com haste vibratória. **Ter Man**, v. 11, n. 52, p. 145-151, 2013.

HAN, K. S.; SHIN, S. H.; YU, C. H.; KWON, T. K. Postural responses during the various frequencies of anteroposterior perturbation. **Biomed Mater Eng**, v. 24, n. 6, p. 2537-2545, 2014.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing**, v. 35, Supl 2, p. ii7-ii11, 2006.

JORDAN, M. J.; STHEPHEN, R. N.; DAVID, J. S.; HERZOG, W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. **J Strength Cond Res**, v. 19, n. 2, p. 459-466, 2005.

KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. **Age (Dordr)**, v. 36, n. 3, p. 9621, 2014a.

KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Exp Brain Res**, v. 232, n. 4, p. 1127-1136, 2014b.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; PRINCE, F. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. **Diabetes Care**, v. 27, n. 1, p. 173-178, 2004.

LAU, T. M.; GWIN, J. T.; FERRIS, D. P. Walking reduces sensorimotor network connectivity compared to standing. **J Neuroeng Rehabil**, v. 13, p. 11-14, 2014.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control: a comparison of spontaneous-and induced-sway balance tests. **J Am Geriatr Soc**, v. 38, n. 1, p. 1-9, 1990.

MARTIN, B. J.; PARK, H. S. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 75, n. 6, p. 504-511, 1997.

MARTIN, K. L.; BLIZZARD, L.; SRIKANTH, V. K.; WOOD, A.; THOMSON, R.; SANDERS, L. M.; CALLISAYA, M. L. Cognitive function modifies the effect of physiological function on the risk of multiple falls--a population-based study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 68, n. 9, p. 1091-1097, 2013.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Prog Neurobiol**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.

MERLO, A.; ZEMP, D.; ZANDA, E.; ROCCHI, S.; MERONI, F.; TETTAMANTI, M.; RECCHIA, A.; LUCCA, U.; QUADRI, P. Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: the Canton Ticino study. **Gait Posture**, v. 36, n. 4, p. 662-666, 2012.

MESTER, J.; SPITZENPFEIL, P.; YUE, Z. Sobrecargas de vibração: potencial para a produção de força e potência. In: KOMI, P. V. **Força e potência no esporte**. Artmed, 2ª Ed., p. 503-516, 2003.

MILEVA, K. N.; KADR, M.; AMIN, N.; BOWTELL, J. L. Acute effects of Flexi-bar vs. Sham-bar exercise on muscle electromyography activity and performance. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 3, p. 737-748, 2010.

MORESIDE, J. M.; VERA-GARCIA, F. J.; MCGILL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. **Phys Ther**, v. 87, n. 2, p. 153-163, 2007.

MOURÃO-JUNIOR, C. A. Questões em bioestatística: o tamanho da amostra. **Rev Int Est Exp**, v. 1, n. 1, p. 26-28, 2009.

NASHNER, L. M. Adaptation of human movement to altered environments. **Trends in Neurosciences**, v.5, p. 358-361, 1982.

NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Exp Brain Res**, v. 27;26, n. 1, p. 59-72, 1976.

NASHNER, L.; BERTHOZ, A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. **Brain Res**, v. 150, n. 2, p. 403-407, 1978.

ORR, R. The effect of whole body vibration exposure on balance and functional mobility in older adults: A systematic review and meta-analysis. **Maturitas**, v. 80, n. 4, p. 342-358, 2015.

PAI, Y. C.; BHATT, T.; YANG, F.; WANG, E. Perturbation training can reduce community-dwelling older adults' annual fall risk: a randomized controlled trial. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 69, n. 12, p. 1586-1594, 2014.

PAI, Y. C.; BHATT, T. S. Repeated-slip training: an emerging paradigm for prevention of slip-related falls among older adults. **Phys Ther**, v. 87, n. 11, p. 1478-1491, 2007.

PARK, H. S.; MARTIN, B. J. Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. **Scand J Work Environ Health**, v. 19, n. 1, p. 35-42, 1998.

PEREIRA, Y. S.; MEDEIROS, J. M.; BARELA, J. A.; BARELA, A. M. F.; AMORIM, C. F.; SOUSA, C. O.; ANDRADE, P. R.; FERREIRA, J. J. A.; SANTOS, H. H. Static postural balance in healthy individuals: Comparisons between three age groups. **Motriz**, v. 20, n. 1, p. 85-91, 2014.

POLLOCK, R. D.; WOLEDGE, R. C.; MARTIN, F. C.; NEWHAM, D. J. Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. **J Appl Physiol (1985)**, v. 112, n. 3, p. 388-395, 2012.

PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLEBUST, B. M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 43, n. 9, p. 956-966, 1996.

REDFERN, M. S.; MOORE, P. L.; YARSKY, C. M. The influence of flooring on standing balance among older persons. **Hum Factors**, v. 39, n. 3, p. 445-455, 1997.

REPP, B. H.; SU, Y. H. Sensorimotor synchronization: a review of recent research (2006-2012). **Psychon Bull Rev**, v. 20, n. 3, p. 403-452, 2013.

RITTWEGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **Eur J Appl Physiol**, v. 108, n. 5, p. 877-904, 2010.

ROGAN, S.; HILFIKER, R.; HERREN, K.; RADLINGER, L.; DE BRUIN, E. D. Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: a systematic review and meta-analysis. **BMC Geriatr**, v. 3;11, n. 72, p. 1-18, 2011.

ROHMERT, W.; WOS, H.; NORLANDER, S.; HELBIG, R. Effects of vibrations on arm and shoulder muscles in three body postures. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 59, n. 4, p. 243-248, 1989.

RUBIN, C.; POPE, M.; FRITTON, J. C.; MAGNUSSON, M.; HANSSON, T.; MCLEOD, K. Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 1;28, n. 23, p. 2621-2627, 2003.

SÁNCHEZ-ZURIAGA, D.; VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 6, p. 1055-1060, 2009.

SHINOHARA, M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 12, p. 2120-2125, 2005.

SITJÀ-RABERT, M.; RIGAU, D.; FORT VANMEERGHAEGHE, A.; ROMERO-RODRÍGUEZ, D.; BONASTRE SUBIRANA, M.; BONFILL, X. Efficacy of whole body vibration exercise in older people: a systematic review. **Disabil Rehabil**, v. 34, n. 11, p. 883-893, 2012.

SOUZA, R. F. O que é um estudo clínico randomizado? **Medicina (Ribeirão Preto)**, v. 42, n. 1, p. 3-8, 2009.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.

VAN OOTEGHEM, K.; FRANK, J. S.; ALLARD, F.; HORAK, F. B. Aging does not affect generalized postural motor learning in response to variable amplitude oscillations of the support surface. **Exp Brain Res**, v. 204, n. 4, p. 505-514, 2010.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; ISHAC, M.; GAGE, W. H. Motor mechanisms of balance during quiet standing. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 1, p. 49-56, 2003.

ZAIDELL, L. N.; MILEVA, K. N.; SUMNERS, D. P.; BOWTELL, J. L. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. **PLoS One**, v. 30;8, n. 12, p. e85247, 2013.

ANEXOS

ANEXO 1 – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

Voluntária: _____

Data da avaliação: _____ Avaliador: _____

ORIENTAÇÃO

- Dia da semana (1 ponto)()
- Dia do mês (1 ponto).....()
- Mês (1 ponto).....()
- Ano (1 ponto).....()
- Hora aproximada (1 ponto).....()
- Local específico (apartamento ou setor) (1 ponto).....()
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto).....()
- Bairro ou rua próxima (1 ponto).....()
- Cidade (1 ponto).....()
- Estado (1 ponto).....()

MEMÓRIA IMEDIATA

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta.....()
Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO

- (100 – 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto).....()
(alternadamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

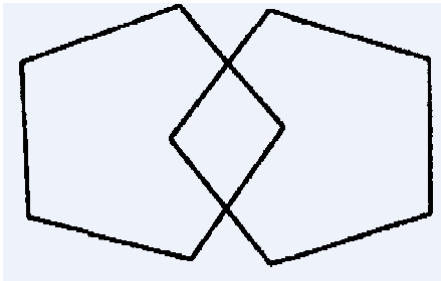
EVOCAÇÃO

- Pergunte pelas três palavras ditas anteriormente
(1 ponto por palavra).....()

LINGUAGEM

- Nomear um relógio e uma caneta.....()
- Repetir “nem aqui, nem ai, nem lá” (1 ponto)()
- Comando: “pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão” (3 pontos)()
- Ler e obedecer “feche os olhos” (1 ponto).....()
- Escreva uma frase (1 ponto)()
- Copiar um desenho (1 ponto).....()

ESCORE: _____



APÊNDICES

APÊNDICE 1 - QUESTIONÁRIO DE INFORMAÇÕES GERAIS

1. Nome: _____ Idade: _____

2. Endereço: _____

3. Massa corporal: _____ Altura: _____ Estado civil: _____

4. Escolaridade: _____

5. Doenças? _____ Quais? _____

6. Toma remédios? _____ Quais? _____

7. Número de quedas no último ano: _____ Causa(s): _____

Local(is): _____

8. Pratica atividade física? ____ Que tipo? _____

Quantas horas/dia? ____ Quantos dia/semana? ____ Desde quando? _____

9. Possíveis efeitos colaterais do uso da haste vibratória: _____

10. Outras informações: _____
