

JEAN PIERRE GONZALES CASTRO

**INDUÇÃO DE OSCILAÇÕES POSTURAS
PERIÓDICAS EM SERES HUMANOS POR
VIBRAÇÃO TENDINOSA E AVALIAÇÃO DE SUA
ATENUAÇÃO POR TOQUE LEVE (“LIGHT
TOUCH”)**

VERSÃO ORIGINAL

São Paulo
2024

JEAN PIERRE GONZALES CASTRO

**INDUÇÃO DE OSCILAÇÕES POSTURAS
PERIÓDICAS EM SERES HUMANOS POR
VIBRAÇÃO TENDINOSA E AVALIAÇÃO DE SUA
ATENUAÇÃO POR TOQUE LEVE (“LIGHT
TOUCH”)**

Disertação apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção de tí-
tulo de Mestre em Ciências.

Area de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn.

São Paulo
2024

JEAN PIERRE GONZALES CASTRO

**INDUCTION OF PERIODIC POSTURAL
OSCILLATIONS IN HUMANS BY TENDON
VIBRATION AND EVALUATION OF ITS
ATTENUATION BY LIGHT TOUCH**

Dissertation submitted to the Polytechnic
School of the University of São Paulo to obtain
the Master of Science degree.

Area of concentration: Biomedical Engineering.

Advisor: Prof. Dr. André Fabio Kohn.

São Paulo
2024

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-publicação

Castro, Jean Pierre Gonzales

Indução de oscilações posturais periódicas em seres humanos por vibração tendinosa e avaliação de sua atenuação por toque leve ("light touch") / J. P. G. Castro -- São Paulo, 2024.

84 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Controle postural 2.Vibração tendinosa 3.Engenharia biomédica 4.light touch I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

Dedico este trabalho à minha mãe, uma parte essencial da minha vida, sem a qual eu não teria conseguido chegar a este ponto.

À memória do meu pai, que permanece sempre presente no mais profundo do meu coração.

Agradecimentos

A vida é uma viagem do berço ao sepulcro. Chegamos ao mundo com os olhos fechados e partimos com eles fechados. Essa jornada é resultado de uma infinidade de momentos, decisões, ações e consequências que moldam quem somos ao longo da nossa vida. Durante essa viagem, somos acompanhados por pessoas que deixam marcas indeléveis em nós, e se tivermos sorte, conseguimos deixar nossas próprias marcas nelas, criando momentos que tornam a vida um pouco mais suportável.

Tive a grande fortuna de ter como minha mentora de vida a mulher mais maravilhosa que já existiu e jamais existirá: minha mãe, Maritza Castro. Ela é a voz da minha consciência e a razão que me guia, a pessoa que me ensinou o verdadeiro significado do amor. Querida mãe, quando você ler estas palavras, saiba que para mim você é e sempre será a maior prova de que o amor verdadeiro existe.

Devo mencionar também o melhor amigo que a vida poderia ter me presenteado, meu pai Damian Gonzales. Ele foi meu companheiro, orientador, provedor de amor e fortaleza. Sempre tentou me ensinar a estar preparado para a vida, mas, por um golpe do destino, hoje tenho que enfrentar a vida sem estar totalmente preparado. Se houver um lugar além desta vida, espero do fundo do coração que eu possa encontrar você, meu lindo e caro pai.

À minha família, expressei meu profundo agradecimento pelo amor que sempre demonstraram por mim. Agradeço aos meus avós, meus tios e tias, primos e primas, sobrinhos e sobrinhas. Estejam certos de que estarei sempre disponível quando precisarem de mim.

Gostaria de estender um agradecimento especial ao professor André Fábio Kohn, que aceitou o desafio de me orientar em um contexto tão complexo como o que o mundo tem vivido nos últimos anos. Trabalhar sob sua tutela permitiu-me adentrar em uma parte maravilhosa do mundo da ciência.

Não poderia deixar de agradecer ao meu grande amigo e colega Felipe Fava de Lima. Seu apoio e contribuição para o desenvolvimento deste trabalho foram fundamentais, além de sua presença como amigo, demonstrando a qualidade de pessoa que ele é. Obrigado, Felipe, você tem minha total admiração, respeito e carinho.

Ao meu grande amigo Guilherme Gianotti, agradeço por me acompanhar na descoberta do idioma, da cultura e do Brasil em si.

Gostaria de dedicar algumas palavras ao meu querido amigo Matheus Jesus. As conversas em casa tomando café foram sempre momentos muito agradáveis do dia.

Ao meu bom amigo Daniel, companheiro de saídas e cervejas, grande conselheiro e pessoa maravilhosa.

A vida é uma viagem do berço ao sepulcro. Chegamos ao mundo com os olhos fechados e partimos com eles fechados, mas ao longo do caminho vamos mantê-los abertos.

*"O simples fato de existir dói: respirar dói,
levantar-se todas as manhãs dói, sorrir e
chorar dói. É por isso que não se pode
recriminar alguém por ter abandonado a vida
pela própria mão. Nem todos nós somos
capazes de suportar a dor. Eu fui salvo pelo
álcool, pelos cigarros e pela literatura: nem
todos encontram sua salvação"*

Charles Bukowski

Resumo

Os seres humanos apresentam oscilações naturais enquanto permanecem em postura ereta quieta (PEQ), influenciadas por fatores intrínsecos e extrínsecos. O controle dessas oscilações é realizado pelo sistema de controle postural, que integra sinais dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual. Neste estudo, focamos em perturbar o sistema proprioceptivo, especificamente os fusos musculares do tríceps sural, utilizando vibração bilateral no tendão de Aquiles.

O sinal de entrada consiste em vibrações de amplitude modulada (vibrações AM), com um sinal portador de alta frequência (seno de 100 Hz) e um sinal modulador de baixa frequência f_m (seno de 0.1 a 0.5 Hz). O movimento corporal é representado pela projeção do centro de massa no solo no plano sagital (COMap) e é avaliado através de uma análise espectral.

O objetivo é determinar se é possível gerar uma oscilação lenta determinística, de frequência f_m , além das oscilações estocásticas naturais do corpo humano. Uma vez confirmada a indução de oscilações posturais na frequência f_m , avaliamos o efeito da incorporação de uma pista sensorial háptica através do toque leve.

Os resultados revelaram um aumento na potência e altos valores de coerência para as frequências de modulação avaliadas. Além disso, o toque leve conseguiu diminuir a amplitude dessas oscilações posturais induzidas.

Este estudo apresenta uma metodologia inovadora para aplicar vibração no tendão de Aquiles, fornecendo uma ferramenta valiosa para compreender o impacto da entrada sensorial proprioceptiva no controle postural. Aprofundar o entendimento desses mecanismos é essencial para contribuir para a prevenção e diagnóstico de disfunções posturais e de equilíbrio.

Palavras-chave: controle postural, vibração tendinosa, postura ereta quieta, fusos musculares, vibração AM, light touch, magnitude-squared coherence.

Abstract

Humans exhibit natural oscillations while maintaining a quiet standing posture (QsP), influenced by intrinsic and extrinsic factors. The control of these oscillations is carried out by the postural control system, which integrates signals from the proprioceptive, vestibular, and visual systems. In this study, we focused on disturbing the proprioceptive system, specifically the muscle spindles of the triceps surae, using bilateral vibration on the Achilles tendon.

The input signal consists of amplitude-modulated vibrations (AM vibrations), with a high-frequency carrier signal (sine wave at 100 Hz) and a low-frequency modulator signal f_m (sine wave from 0.1 to 0.5 Hz). Body movement is represented by the projection of the center of mass on the ground in the sagittal plane (COMap) and is evaluated through spectral analysis.

The objective is to determine if it is possible to generate a deterministic slow oscillation, at frequency f_m , in addition to the natural stochastic oscillations of the human body. Once the induction of postural oscillations at frequency f_m is confirmed, we evaluate the effect of incorporating a haptic sensory cue through light touch.

The results revealed an increase in power and high coherence values for the evaluated modulation frequencies. Additionally, light touch was able to decrease the amplitude of these induced postural oscillations.

This study presents an innovative methodology for applying vibration to the Achilles tendon, providing a valuable tool for understanding the impact of proprioceptive sensory input on postural control. Deepening the understanding of these mechanisms is essential to contribute to the prevention and diagnosis of postural and balance dysfunctions.

Keywords: postural control, tendon vibration, quiet standing posture, muscle spindles, AM vibration, light touch, magnitude-squared coherence.

Lista de Figuras

1.1.	Mecanorreceptores responsáveis pela sinalização de mudanças no músculo incluem: (a) Fusos musculares: sensíveis a mudanças no comprimento e na velocidade de alongamento muscular. (b) Órgãos tendinosos de Golgi: sensíveis à força muscular.	4
1.2.	Exemplo de (a) estatocinestigrama e (b) estabilograma de um indivíduo em Postura Ereta Quieta (PEQ) com uma duração de 30 segundos. No estabilograma, o COP é exibido nas direções anteroposterior (azul) e mediolateral (vermelho).	7
3.1.	Representação do sistema de vibração utilizado. (A) Um sinal senoidal de alta frequência (100 Hz), destinado a estimular seletivamente os aferentes Ia nos fusos musculares, foi modulado em amplitude (AM) por um senoide de frequência mais baixa (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 ou 0.5 Hz). A baixa frequência tinha o objetivo de perturbar o equilíbrio postural. Este sinal combinado foi então enviado a cada sistema de vibração em contato com cada tendão de Aquiles. (B) Ilustração do posicionamento do shaker atrás da perna do participante, mostrando o acelerômetro monoaxial de baixo ruído montado internamente no eixo do agitador. A estimulação foi realizada bilateralmente. (C) Peças impressas em 3D do aparato instalado na ponta do agitador e integração da célula de carga. (D) Ilustração da área de contato entre o aparato impresso em 3D e o tendão, ao nível do maléolo.	18
3.2.	Diagrama de sequências do protocolo experimental. Um total de 12 sequências, sendo as 2 primeiras para familiarização. Cada sequência tem duração de 120 segundos, com um intervalo de 30 segundos entre as sequências e uma pausa de 5 minutos após da sexta sequência.	19

3.3.	Representação do posicionamento e preparação do participante durante o experimento. (A) Vista lateral e frontal do participante em posição ereta, com uma tábua de madeira leve presa à parte posterior do corpo usando correias de velcro para imobilizar o tronco, quadris e joelhos. Um marcador infravermelho, posicionado no nível do umbigo, foi usado para estimar o centro de massa do corpo pelo sistema de rastreamento de movimento óptico. O centro de pressão foi calculado utilizando a plataforma de força instalada no solo do laboratório. (B) Posicionamento do sensor de posição, um componente do sistema Optotrak, em relação ao participante, foi feito com o sujeito posicionado a uma distância de 3 metros, dentro do espaço de medição do equipamento.	20
3.4.	O diagrama ilustrativo representa as interações entre os subsistemas, a geração de sinais e a coleta de dados do protocolo experimental. Destacam-se o sistema de vibração (azul), a plataforma de força (magenta), o sistema de câmeras (vermelho), o sistema de aquisição de dados (amarelo) e o computador (verde). Os sinais enviados ao sistema de aquisição provenientes do sistema de vibração são: F1 (força no tendão direito), S1 (sinal AM criado no LabView), AD (sinal do acelerômetro colocado no shaker direito), SD (sinal AM com o offset DC adicionado enviado ao shaker), OptoTrig (disparador para iniciar a coleta de dados do sistema de câmeras). Da mesma forma, são enviados os sinais correspondentes ao shaker esquerdo.	21
4.1.	Dados de posturografia de um dos sujeitos avaliados no experimento. (A) COPap (azul) e COMap (vermelho) durante o ensaio de controle (CTRL) sem vibração. (B, C, D, E, F) COPap (azul) e COMap (vermelho) durante a estimulação mecânica dos tendões de Aquiles com vibrações moduladas em frequências (f_m) de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz durante a condição NT. Abaixo de cada gráfico, é exibida a forma de onda da estimulação aplicada aos tendões, medida pelo acelerômetro incorporado ao agitador.	23
4.2.	As densidades espectrais de potência (PSDs) do COMap com diferentes frequências de modulação de estimulação (f_m) (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) na condição NT são apresentadas. Para efeito de comparação, a PSD obtida no ensaio de controle foi incluída em todos os gráficos, acompanhada pelo intervalo de confiança de 95%. No lado direito de cada gráfico, a PSD ampliada é exibida em uma faixa de frequência ao redor da respectiva frequência de modulação.	24

4.3.	A média e o desvio padrão da potência relativa dentro da faixa específica ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) de cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A figura contrasta a potência relativa ao redor de cada frequência de modulação f_m quando a vibração foi aplicada (barras vermelhas) com a do ensaio de controle (CTRL) (barras azuis) na condição NT.	25
4.4.	Valores de coerência (MSC) obtidos entre o sinal de vibração AM demodulado (seno de frequência f_m) e o COMap de um dos participantes na condição NT. As linhas pontilhadas representam o intervalo de confiança ($p < 0.05$). Para todas as frequências de modulação, a coerência obtida foi maior que o IC neste participante.	28
4.5.	Número de participantes com valores de coerência acima do intervalo de confiança para cada frequência de modulação (f_m) na condição NT. O intervalo de confiança (IC) foi estabelecido para uma significância estatística $p < 0.05$	28
4.6.	Dados de posturografia de um dos sujeitos avaliados no experimento. (A, B, C, D, E) Sinal do COMap na condição NT (azul) e LT (vermelho) durante a estimulação mecânica dos tendões de Aquiles com vibrações moduladas em frequências (f_m) de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz.	29
4.7.	A média e o desvio padrão da amplitude média do deslocamento (MSA) para cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A análise compara a MSA para cada frequência de modulação durante a condição NT (barras azuis) com a condição LT (barras vermelhas).	30
4.8.	A média e o desvio padrão da potência espectral relativa dentro da faixa específica ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) de cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A análise compara a potência espectral relativa ao redor de cada frequência de modulação nas condições CTRL, sem vibração (azul), NT, com vibração sem toque leve (vermelho) e LT, com vibração e toque leve (amarelo).	33
4.9.	Número de participantes com valores de coerência acima do intervalo de confiança para cada frequência de modulação na condição LT. O intervalo de confiança (IC) foi estabelecido para uma significância estatística de 95%.	34
B.1.	Convenção de signos dos componentes de força e momento da plataforma de força AMTI OR6-7.	45
B.2.	MSA-6 Amplificador de Strain Gage (AMTI, MA, EUA).	48
C.1.	Capacidade de saída do sistema LW-126.138-13.	51

C.2. Shaker ET-126 (Labworks, EUA).	51
C.3. Amplificador de potência PA-138 (Labworks, EUA).	52
C.4. Capacidade de saída do amplificador de potência PA-138.	53
C.5. Diagrama de blocos do acelerômetro ADXL78 (Analog Devices, EUA) . . .	53
D.1. Componentes do Sistema Optotrak Certus 3020.	55
D.2. Diagrama de montagem do sistema Optotrak Certus 3020.	55
D.3. Espaço de medição operacional do sistema Optotrak Certus 3020.	56

Lista de Tabelas

4.1.	Dados biométricos dos participantes selecionados para as análises estatísticas	22
4.2.	Análise estatística da potência relativa na faixa ($f_m - 0.05\text{Hz}$; $f_m + 0.05\text{Hz}$) correspondente à frequência de modulação f_m . Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e estimulação, e sua interação, ao comparar as condições CTRL e NT.	25
4.3.	Efeito do fator estimulação na potência relativa: diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e eta squared ao comparar as condições CTRL e NT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.	26
4.4.	Efeito da frequência de modulação (f_m) na potência relativa do espectro nas condições CTRL e com vibração: diferenças das médias, desvio padrão e significância estatística. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.	27
4.5.	Análise estatística do valor da amplitude média do deslocamento (MSA). Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e condição de toque, e sua interação quando comparadas as condições NT e LT.	30
4.6.	Efeito da condição de toque na amplitude média do deslocamento (MSA) para todas as frequências de modulação (f_m): diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e Eta squared ao comparar as condições NT e LT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.	31
4.7.	Efeito da frequência de modulação (f_m) na amplitude média do deslocamento (MSA) nas condições NT e LT: diferenças das médias, desvio padrão e significância estatística. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.	32

4.8. Análise estatística da potência espectral relativa na faixa ($f_m - 0.05\text{Hz}$; $f_m + 0.05\text{Hz}$) correspondente à frequência de modulação (f_m). Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e condição de toque, e sua interação quando comparadas as condições NT e LT.	33
4.9. Efeito da estimulação na potência relativa do espectro em todas as frequências: diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e Eta squared ao comparar as condições NT e LT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.	34
B.1. Especificações da plataforma de força AMTI OR6-7-1000.	48
C.1. Especificações do sistema compacto LW-126.138-13.	50
C.2. Especificações do shaker ET-126.	52
C.3. Especificações do amplificador de potência PA-138.	53

Nomenclatura

AM	Amplitude Modulated
AR	Autoregressive
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
COP	Center of Pressure
CTRL	Controle
EEFE	Escola de Educação Física e Esporte
IC	Intervalo de confiança
IMC	Índice de Massa Corporal
LT	Light Touch
MSC	Magnitude-Squared Coherence
NT	No Touch
PEQ	Postura Ereta Quieta
PID	Proporcional Integral Derivativo
PSD	Power Spectral Density
QSP	Quiet Standing Posture
RMS	Root Mean Square
SNC	Sistema Nervoso Central
USP	Universidade de São Paulo

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Postura Ereta Quieta e Propriocepção	2
1.2. Análise do Controle Postural	5
1.3. Perturbações da Propriocepção	6
1.4. Efeito de Light Touch	8
1.5. Análise Espectral dos Sinais de Posturografia	9
1.6. Visão geral e hipóteses	11
2. OBJETIVOS	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS	13
3.1. Procedimento experimental	14
3.2. Processamento dos sinais	16
3.3. Análise estatística	17
4. RESULTADOS	22
4.1. Indução de Oscilações Posturais na Frequência f_m	22
4.1.1. Análise da Potência Relativa	24
4.1.2. Análise da Coerência	27
4.2. Análise do Efeito do Toque Leve na Redução das Oscilações Posturais Induzidas	29
4.2.1. Análise da Amplitude Média do Deslocamento (MSA)	29
4.2.2. Análise da Potência Relativa	32
4.2.3. Análise da Coerência	34
5. DISCUSSÃO	35
6. CONCLUSÕES	40
A. ANEXO 1: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)	41

B. ANEXO 2: PLATAFORMA DE FORÇA OR6-7-1000 AMTI	45
B.1. Transformação das unidades dos sinais coletados da plataforma de força de volts para N e N.m.	46
B.2. Amplificador de sinais de <i>strain gage</i> AMTI MSA-6	48
C. ANEXO 3: SISTEMA DE VIBRAÇÃO	50
C.1. Sistema LW-126.138-13 (Labworks, EUA)	50
C.1.1. Transdutor eletromecânico ET-126 (Labworks, EUA)	50
C.1.2. Amplificador de potência PA-138 (Labworks, EUA)	51
C.2. Acelerômetro ADXL78 (Analog Devices, EUA)	51
D. ANEXO 4: SISTEMA DE CÂMERAS OPTOTRAK	54
E. ANEXO 5: CARTAZ DO PROTOCOLO EXPERIMENTAL	57
F. CÓDIGO DE MATLAB PARA PSD E MSC	58
Referências Bibliográficas	59

1. INTRODUÇÃO

O sistema de controle postural é definido como o conjunto de funções do sistema sensorial, nervoso e motor, operando constantemente para corrigir desequilíbrios gerados tanto por fontes internas, como a ativação muscular, quanto por fontes externas, como a força da gravidade (Winter, 1995). Seu principal objetivo é garantir a segurança e o desempenho ótimo do corpo durante a execução de movimentos e a manutenção da postura (Ivanenko and Gurfinkel, 2018).

O sistema sensorial fornece informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação a outros e ao ambiente. A integração dessas informações ocorre no sistema nervoso central (SNC), que envia impulsos nervosos aos músculos para sua ativação. Finalmente, o sistema motor (musculoesquelético) é responsável por ativar os músculos de maneira adequada para realizar movimentos coordenados e funcionais (Horak, 1996).

Embora anteriormente se acreditasse que o controle postural era regulado exclusivamente por estruturas dentro da medula espinhal e do tronco cerebral, agora sabemos que áreas corticais em diferentes partes do cérebro desempenham um papel crucial na coordenação de mecanismos relacionados ao controle postural (Shadmehr, 2017; Lephart et al., 1997; Teasdale and Simoneau, 2001).

As informações sensoriais para o controle postural provêm principalmente dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular (Mergner and Rosemeier, 1998; Kavounoudias et al., 1999; Oie et al., 2002). Assim, diversos estudos têm sido conduzidos para investigar a contribuição individual de cada sistema sensorial no controle ortostático, bem como a forma como se complementam (Nashner, 1981; Fb, 1996; Gaerlan, 2010). Essas pesquisas abrangeram o sistema visual (Barela et al., 2009b; Mizuno et al., 2001; Freitas and Barela, 2004; Phu et al., 2023), vestibular (Yang et al., 2015; Curthoys and MacDougall, 2012; Carvalho and Almeida, 2011) e proprioceptivo (Roll and Vedel, 1982; Ceyte et al., 2007; Billot et al., 2015; Piecha et al., 2014), resultando em descobertas significativas.

Referente à forma como se complementam os sistemas sensoriais, uma descoberta foi que, dependendo da disponibilidade de informações sensoriais, seja por fatores ambientais ou doenças, o sistema nervoso central "seleciona" as informações mais relevantes para alcançar o equilíbrio postural (Mergner and Rosemeier, 1998; Hwang et al., 2014). Esse processo

de modificação da influência de cada canal sensorial é denominado "sensory reweighting", no qual, a fusão dinâmica das sinais sensoriais se adapta às mudanças no ambiente e à disponibilidade/supressão dos sistemas sensoriais. Em condições de escuridão, por exemplo, o sistema de controle postural prioriza as informações proprioceptivas (Kiemel et al., 2002), enquanto em movimentos sobre a superfície do solo, as sinais provenientes do sistema vestibular se tornam a principal fonte de informação (Peterka, 2002). Além disso, cada um desses sistemas possui um limiar de percepção do balanço corporal durante a postura ereta quieta, sendo o limiar do sistema proprioceptivo o mais baixo (Fitzpatrick and McCloskey, 1994).

Um estudo conduzido na França investigou os efeitos da manipulação cognitiva, especificamente da "expectativa", ao estimular o sistema proprioceptivo dos participantes com um estímulo vibratório no tendão de Aquiles, em três condições distintas: na primeira, o estímulo era aplicado sem aviso prévio; na segunda, era indicado que o estímulo seria aplicado; e na terceira, o participante era quem iniciava o estímulo (Caudron et al., 2008). Os resultados revelaram diferenças significativas na dinâmica e na sequência temporal dos eventos, evidenciando um atraso de 500 ms no deslocamento do COP nas condições em que o participante tinha conhecimento de que o estímulo começaria, em comparação com quando era aplicado de maneira imprevista. Resultados semelhantes foram obtidos em um estudo realizado no Japão, que empregou perturbações através de movimentos da superfície de apoio, sugerindo que a expectativa induz a postura a se estabilizar inclusive antes da resposta do sistema postural quando se sabia que uma perturbação ocorreria no instante seguinte (Maejima et al., 2001).

Quanto a algumas das diferenças entre esses sistemas sensoriais, um estudo realizado no Brasil, por exemplo, demonstrou que o sistema de controle postural pode atenuar significativamente a resposta a um distúrbio visual quando o sujeito está ciente de que o distúrbio é causado por um agente externo e não pelo próprio movimento do corpo (Freitas and Barela, 2004), o que contrasta com os resultados de outros estudos que indicaram que os sistemas vestibular (Guerraz and Day, 2005) e proprioceptivo (Caudron et al., 2008) não são capazes de realizar essa diminuição/supressão da resposta.

1.1. Postura Ereta Quieta e Propriocepção

Durante a postura ereta quieta (PEQ), o corpo humano pode ser modelado como um pêndulo invertido que gira em torno do tornozelo (Gage et al., 2004; Loram and Lakie, 2002; Winter, 1995). Para manter esta postura é necessário realizar duas ações principais: 1) manter o suporte contra a gravidade, mantendo o centro de massa a uma certa

altura; e 2) manter o equilíbrio, projetando verticalmente o centro de massa dentro da base de apoio, delimitada pelas partes do corpo em contato com a superfície, ou seja, os pés (Duarte and Freitas, 2010; Winter, 1995). As forças que atuam sobre o corpo durante a PEQ podem ser classificadas como internas ou externas. As forças internas incluem perturbações fisiológicas, como a respiração e os batimentos cardíacos, além de perturbações geradas pela ativação muscular e pelos movimentos corporais, assim como sinais estocásticos descendentes de níveis superiores do sistema nervoso central. Em relação às forças externas, as mais comuns são a força da gravidade e a força de reação do solo, que atuam diretamente nos pés (Ivanenko and Gurfinkel, 2018; Duarte and Freitas, 2010). Em consequência, durante a PEQ, um equilíbrio absoluto nunca é alcançado, pois estas forças internas e externas atuam continuamente sobre o corpo, gerando pequenas oscilações (Newell et al., 1997; Duarte and Freitas, 2010). Em condições normais, em um adulto saudável, essas oscilações são geralmente imperceptíveis.

Como principais agentes sensoriais dentro da propriocepção, fundamental para o controle postural, estão os mecanorreceptores, transdutores que convertem estímulos mecânicos em potenciais de ação que posteriormente são enviados ao sistema nervoso, estão localizados localizados em músculos, tendões e cápsulas articulares; e mecanorreceptores cutâneos, fontes adicionais que complementam as entradas proprioceptivas (Riemann and Lephart, 2002). Entre os primeiros, os seres humanos possuem mecanorreceptores sensoriais específicos nos músculos e articulações que permitem detectar e transmitir informações sobre variações no comprimento e na força muscular. Esses receptores incluem os fusos musculares, sensíveis a mudanças no comprimento e velocidade de alongamento muscular, os órgãos tendinosos de Golgi, sensíveis à força muscular, e os receptores na cápsula articular, que fornecem informações sobre a posição e movimento articular (Kandel et al., 2000; Macefield, 2021). Esses mecanorreceptores têm a capacidade de detectar tanto movimentos estáticos quanto dinâmicos, permitindo a detecção de mudanças de posição e velocidade do membro (Macefield, 2021).

A PEQ resulta em variações no comprimento dos músculos das pernas devido às rotações ao redor do tornozelo. Essas variações são detectadas pelos fusos musculares, localizados em paralelo às fibras musculares, sinalizando alterações no comprimento e velocidade de alongamento muscular. Em contraste, os órgãos tendinosos de Golgi, posicionados em série com as fibras musculares, codificam unicamente variações na força muscular, pois sua posição anatômica os impede de codificar alterações no comprimento muscular (Macefield and Knellwolf, 2018). A informação dos receptores articulares parece se limitar à sinalização da posição extrema da articulação, contribuindo de forma limitada para o controle postural (Macefield, 2005). Por fim, os receptores cutâneos da planta do pé têm um efeito fraco na sinalização do balanço e não contribuem significativamente para o controle

1.1 Postura Ereta Quieta e Propriocepção

postural, conforme sugerido no estudo de [Hoch and Russell \(2016\)](#), onde esfriar a planta do pé não teve um efeito significativo na PEQ. Em consequência, é amplamente aceito que as informações dos fusos musculares constituem a principal fonte de retroalimentação proprioceptiva para a manutenção do equilíbrio postural ([Henry and Baudry, 2019](#)).

Os fusos musculares são compostos por vários tipos de fibras musculares especializadas (fibras intrafusais) localizadas dentro de uma cápsula fibrosa, em paralelo às fibras musculares maiores (fibras extrafusais). Estas fibras intrafusais sinalizam as mudanças no músculo enviando potenciais de ação para as motoneurônios e interneurônios. Dentro destas fibras estão as terminações primárias (fibras aferentes do tipo Ia), que são altamente sensíveis à velocidade de estiramento, podendo responder sincronicamente 1:1 a vibrações longitudinais de apenas 5 μm (pico a pico), até uma frequência de 500 Hz, transmitindo informações sobre mudanças no comprimento e velocidade do músculo ([Proske and Gandevia, 2012](#)). Enquanto isso, as terminações secundárias (fibras aferentes II) são mais sensíveis a estímulos de baixa frequência, respondendo a vibrações de apenas 1 μm (pico a pico) a frequências entre 20 e 70 Hz, fornecendo informações exclusivamente sobre as mudanças no comprimento do músculo ([Proske and Gandevia, 2012](#)). Ao contrário das fibras extrafusais, que constituem a maioria das fibras musculares e são inervadas pelos neurônios motores alfa, as fibras intrafusais recebem inervação dos neurônios motores gama, responsáveis pelo controle da sensibilidade proprioceptiva do músculo ([Macefield, 2021](#)).

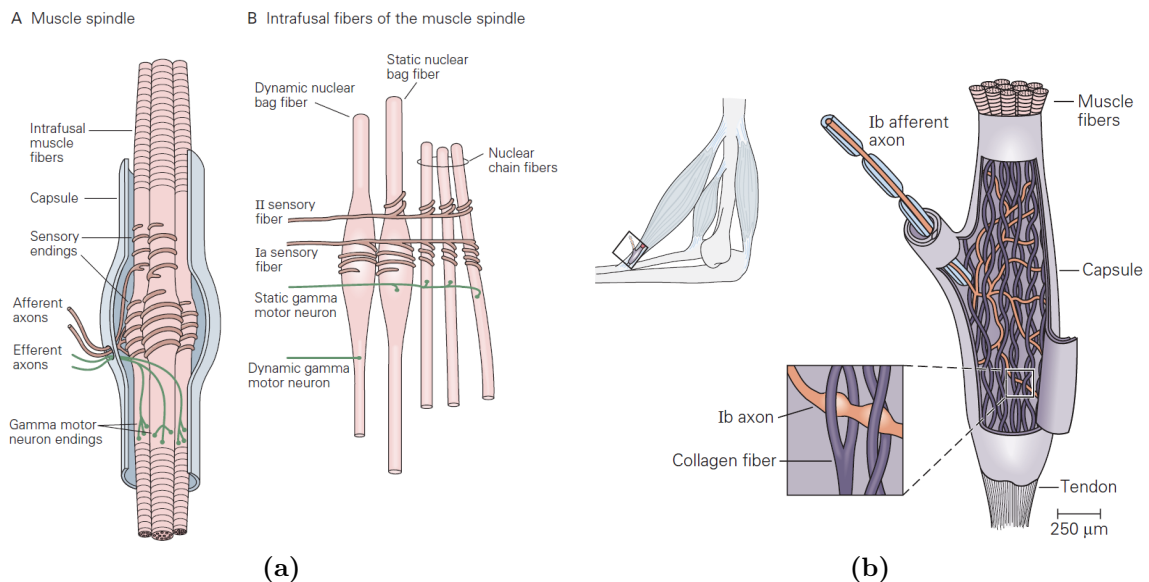


Figura 1.1.: Mecanorreceptores responsáveis pela sinalização de mudanças no músculo incluem: (a) Fusos musculares: sensíveis a mudanças no comprimento e na velocidade de alongamento muscular. (b) Órgãos tendinosos de Golgi: sensíveis à força muscular.

1.2. Análise do Controle Postural

Existem diversas técnicas e métodos para avaliar os componentes sensoriais, centrais e motores da função postural em humanos de forma quantitativa. A metodologia mais utilizada para estudar o sistema de controle postural é por meio da posturografia, uma avaliação da cinemática corporal, especialmente das oscilações durante a PEQ, focando na análise dos movimentos do corpo sem considerar as forças que os geram, abordando aspectos como posição, velocidade, aceleração e trajetória (Duarte and Freitas, 2010; Winter, 2009; Paillard and Noé, 2015). Esta técnica instrumental é amplamente empregada para avaliar a oscilação do corpo, caracterizando a localização do Centro de Pressão (COP), Centro de Massa (COM) e segmentos corporais (Duarte and Freitas, 2010).

Dentro da posturografia, a localização do COP é considerada uma das medidas mais importantes. O COP é definido como o ponto imaginário no solo onde ocorre a força efetiva de reação do solo, resultado da combinação de forças de inércia sobre o corpo e forças restauradoras responsáveis pelo equilíbrio postural (Winter, 1995). Para obter a localização do COP é utilizada a plataforma de força, que consiste em uma placa com sensores distribuídos para medir os componentes de força e de momento atuando na superfície (Duarte and Freitas, 2010). Os dados do COP podem ser visualizados através do estatocinestograma, um mapa do COP no plano horizontal (Figura 1.2a), e do estabilograma, uma série temporal do CP nas direções ap e ml (Figura 1.2b) (Duarte and Freitas, 2010). A análise quantitativa do COP permite identificar desequilíbrios posturais relacionados a problemas de saúde ou lesões (Winter, 1995).

Dentro da posturografia, existem dois enfoques de análise: global e estrutural (Duarte and Freitas, 2010). A análise global busca medir a intensidade e amplitude de padrões oscilatórios nos domínios temporal, espacial e de frequência. Por outro lado, a análise estrutural identifica subunidades ou padrões nos dados posturográficos e os relaciona a processos do controle motor (Duarte and Freitas, 2010). Baratto et al. estudaram 38 variáveis, recomendando principalmente o uso de quatro delas: trajetória do COP e banda de frequência do estabilograma para a análise global, e amplitude média de pico e intervalo de tempo médio entre picos para a análise estrutural.

Outra medida de extrema importância para a análise do controle postural é o centro de massa (COM), também denominado centro de gravidade (COG). Define-se como um ponto abstrato que representa a localização no espaço da massa total do corpo, determinado como a média ponderada do centro de massa de cada segmento do corpo no espaço tridimensional (Winter, 1995).

Uma das principais diferenças entre essas medidas é que o COM não é influenciado por diversos fatores, como os batimentos cardíacos e contrações musculares das pernas, en-

quanto o COP sim é. Portanto, o COM é considerado um indicador mais específico do movimento do corpo, tornando sua interpretação menos complexa (Winter, 1995).

Diversos métodos foram propostos para estimar a posição instantânea do centro de massa. O primeiro é o método cinemático (método de segmentos), baseado na definição do centro de massa que avalia as posições dos segmentos corporais para determinar o COM a partir das informações dos parâmetros inerciais do corpo, obtidos por meio de tabelas antropométricas, especialmente as publicadas por Zatsiorsky, Winter, Dempster e De Leva (Lafond et al., 2004; Cotton et al., 2011). O segundo método é a dupla integração da força horizontal dividida pela massa (aceleração horizontal), sendo o principal desafio neste método determinar a posição inicial e a velocidade após a dupla integração (Duarte and Freitas, 2010). O terceiro método é estimar o centro de massa a partir do sinal do COP. Sabe-se que o movimento do COP tem amplitude e frequência maiores em comparação com o COM (Winter, 1995), assim, é possível estimar a trajetória do centro de massa aplicando um filtro passa-baixos (frequência de corte de 0.5 Hz) à série temporal do COP (Lafond et al., 2004; Duarte and Freitas, 2010).

Uma versão mais simplificada do método cinemático consiste no uso de um único marcador localizado nas costas do sujeito à altura do umbigo, cujo movimento é medido por meio de um sistema de câmeras (Lafond et al., 2004). Considera-se que o movimento deste único marcador é suficiente para estimar a posição instantânea do COM na direção anteroposterior (Barela et al., 2009a).

1.3. Perturbações da Propriocepção

O estudo das perturbações proprioceptivas concentra-se principalmente na manipulação de receptores miotáticos e tendinosos, sendo as técnicas mais comuns a vibração tendinosa e a estimulação elétrica neuromuscular (Paillard and Noé, 2015).

Pesquisas anteriores (Roll and Roll, 1988) demonstraram que a vibração em qualquer músculo envolvido no equilíbrio corporal produz respostas posturais compensatórias com características semelhantes. Isso sugere uma conexão central, em vez de respostas independentes, relacionada a um processamento central que integra todos os segmentos do corpo.

A aplicação de vibração ao tendão de Aquiles tem sido amplamente utilizada para investigar a contribuição do sistema proprioceptivo, estimulando principalmente as terminações primárias do tipo Ia dos fusos musculares, no equilíbrio postural (Ceyte et al., 2007; Caudron et al., 2008; Paillard and Noé, 2015). Acredita-se que as terminações do tipo II dos

1.3 Perturbações da Propriocepção

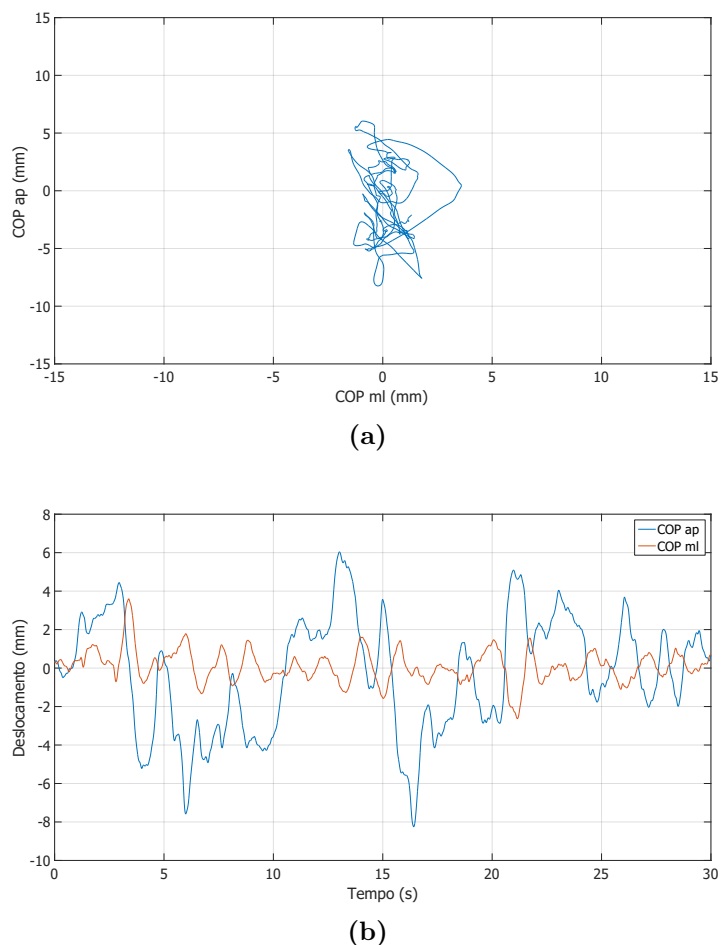


Figura 1.2.: Exemplo de (a) estatocinestograma e (b) estabilograma de um indivíduo em Postura Ereta Quieta (PEQ) com uma duração de 30 segundos. No estabilograma, o COP é exibido nas direções anteroposterior (azul) e mediolateral (vermelho).

fusos musculares e do tipo Ib dos órgãos tendinosos de Golgi são menos sensíveis a esse tipo de vibração (Proske and Gandevia, 2012; Fallon and Macefield, 2007).

As frequências e amplitudes vibratórias geralmente utilizadas são, respectivamente, entre 30 e 100 Hz e entre 0,2 e 3 mm (Roll et al., 1989; Billot et al., 2015; Bove et al., 2003; Deshpande and Patla, 2005). Um estímulo vibratório com essas características (frequência, amplitude), ao ser aplicado ao tríceps sural, ativará preferencialmente as terminações Ia dos fusos musculares do músculo sóleo, gerando uma sensação ilusória de queda para frente. Como resposta, o sistema nervoso enviará sinais para contrair os músculos do tríceps sural, provocando uma inclinação do corpo para trás acompanhada de um rápido deslocamento do COP na mesma direção (Ceyte et al., 2007; Čapičikova et al., 2006; Barbieri et al., 2013; Thompson et al., 2007).

Os efeitos produzidos pela vibração postural podem variar de acordo com fatores experimentais, como a localização, intensidade e duração da vibração (Wierzbicka et al., 1998),

bem como fatores individuais, como idade, gênero, estado de saúde e nível de atividade física (Pérez-Turpin et al., 2014; Priplata et al., 2006). Isso sugere a existência de diferenças individuais na sensibilidade proprioceptiva e na capacidade de adaptação ao estímulo em cada sujeito (Paillard and Noé, 2015).

1.4. Efeito de Light Touch

Diversos estudos têm demonstrado que a adição de uma pista sensorial gerada pelo toque da ponta de um dos dedos em uma superfície fixa pode atenuar significativamente a oscilação postural, mesmo quando os níveis de força de contato são inadequados para fornecer apoio físico significativo (Jeka and Lackner, 1994; Jeka, 1997; Lackner et al., 2000; Holden, 1987; Ventura et al., 1994).

Jeka and Lackner conduziram um estudo em que os participantes foram avaliados com os olhos abertos e fechados em três condições: sem contato, sujeito com os braços ao lado do corpo sem toque leve exercido; contato leve, sujeito exercendo uma força máxima de 1N sobre uma barra; e contato de força, onde o sujeito exercia a força desejada na barra para ter suporte mecânico. Os resultados mostraram que, nas condições de toque leve e contato de força, a amplitude média do balanço do corpo foi reduzida em todos os participantes. Além disso, foi observado que a força na direção lateral exercida na barra estava fortemente correlacionada com o movimento do COP, com um avanço de fase inferior a 50ms para a condição de contato de força e aproximadamente 300ms para a condição de toque leve.

Mais tarde, em 2008, Kouzaki e Masani conduziram um estudo para determinar se a redução do balanço postural se deve efetivamente à entrada sensorial tátil e não ao suporte mecânico fornecido pelo toque na superfície, através do uso de um torniquete de isquemia para remover a sensação tátil da ponta do dedo. Os resultados deste estudo indicaram a ausência de diferenças significativas entre as condições sem toque e com toque leve durante o uso do torniquete. Embora tenha ocorrido uma redução de aproximadamente 20% na força horizontal de reação do solo, isso foi atribuído ao suporte mecânico proporcionado pelo toque em si.

Em 2000, Lackner et al. realizaram uma avaliação da atenuação do balanço postural induzido por um estímulo vibratório através do toque leve, utilizando um vibrador manual (120 pulsos/s), comumente empregado em fisioterapia. O dispositivo foi posicionado 5cm acima do maléolo para estimular os tendões peroneais dos participantes na postura Romberg. O estudo consistiu em dois experimentos. No primeiro, uma vibração contínua do músculo com duração de 25 segundos em cada sequência foi aplicada, enquanto

o segundo envolveu vibração muscular com diferentes ciclos ON-OFF, com sequências de 40 segundos e ciclos ON-OFF de 1, 2, 3 e 4 segundos. Ambos os experimentos avaliaram duas condições: sem vibração e com vibração. As medições incluíram a amplitude média do deslocamento do COP e as forças lateral e vertical exercidas pelo dedo. Os resultados do experimento 1 revelaram uma diminuição esperada na amplitude de oscilação do COP, indicando uma supressão dos efeitos desestabilizadores da vibração. Observou-se também uma forte correlação entre o movimento do COP e a força vertical aplicada pela ponta do dedo, com um intervalo de tempo de aproximadamente 250ms, resultados consistentes com os encontrados por [Jeka and Lackner](#) em 1994. No experimento 2, observou-se também uma redução evidente na amplitude média de oscilação do COP, como esperado, valores semelhantes na força exercida pela ponta do dedo, tanto vertical como horizontalmente, em relação ao experimento 1. Além disso, o movimento do COP na direção mediolateral para os ciclos OFF foram semelhantes aos dos ciclos ON, mas em direção oposta (virtual mirror). A análise espectral do COP também indicou que o toque leve conseguiu reduzir os valores de potência para as frequências (principalmente abaixo de 2Hz), apresentando pequenos picos para as frequências correspondentes aos períodos dos ciclos ON-OFF: 1, 0.5, 0.33, 0.25 Hz para 1, 2, 3 e 4 segundos, respectivamente.

Uma análise recente explorou os impactos do toque leve (LT) na regularidade do COP ([Lara et al., 2022](#)). A literatura estabeleceu uma relação entre os níveis de regularidade do COP, avaliados pela entropia de amostra (SaEn), e a quantidade de atenção dedicada à postura ([Donker et al., 2007](#)). Neste contexto, níveis mais baixos de regularidade sugerem uma menor demanda de atenção na manutenção da postura, como observado em situações onde são realizadas tarefas secundárias ([Cavanaugh et al., 2007](#)). Por outro lado, indivíduos com disfunções que afetam a postura tendem a manifestar maiores níveis de regularidade, indicando uma necessidade de prestar maior atenção à estabilidade postural ([Donker et al., 2008](#)). Os resultados obtidos neste estudo indicam que o toque leve diminui a regularidade das flutuações do COP. Essa diminuição na regularidade sugere que a incorporação desse sinal sensorial provoca uma mudança na atenção dos participantes, levando-os a prestar "menos" atenção à manutenção da postura, tornando-a mais "automática".

1.5. Análise Espectral dos Sinais de Posturografia

A densidade espectral de potência (PSD) é uma medida no domínio da frequência que descreve como a potência de um sinal está distribuída ao longo das diferentes frequências. Em outras palavras, a PSD fornece informações sobre a intensidade relativa das

diferentes componentes de frequência presentes em um sinal (Winter, 2009; Bendat and Piersol, 2000). Para estimar a PSD de um sinal estocástico a técnica comumente utilizada é o método de Welch. Ele opera dividindo o sinal em segmentos menores e calculando o periodograma modificado para cada segmento. O uso de uma janela, como a janela de Hamming, ajuda a reduzir distorções associadas à divisão discreta do sinal. Ao calcular a média dos periodogramas obtidos de cada segmento, o método de Welch produz uma estimativa suavizada da PSD. Essa abordagem é menos sensível a variações locais, proporcionando uma representação mais estável da distribuição de potência ao longo das frequências. A sobreposição de segmentos, permitida por este método, contribui para a redução da variância do estimador, tornando a estimativa mais confiável (Welch, 1967; Shiavi, 2010).

A Magnitude-Squared Coherence (MSC) é uma métrica amplamente utilizada em diversas aplicações, como detecção de sinais, estimativa de tempo de atraso e avaliação da relação sinal-ruído (SNR). É definida como a densidade espectral cruzada normalizada, permitindo determinar a extensão em que dois sinais apresentam uma relação de fase consistente e linearidade relativa (Maris et al., 2007). O valor de coerência resultante é um número real situado no intervalo de 0 a 1, onde valores elevados para uma determinada faixa de frequências indicam a presença de componentes sincronizados entre os dois sinais nessa faixa (Challis and Kitney, 1991; Gallet and Julien, 2011; Shiavi, 2010). Essa métrica é útil em estudos de conectividade funcional do cérebro, especialmente na identificação de sincronia entre sinais cerebrais (Miranda de Sá et al., 2002). O intervalo de confiança (IC) da função de coerência é uma medida estatística que estabelece um limiar acima do qual os valores da coerência são considerados estatisticamente significativos com um determinado nível de confiança, frequentemente estabelecido em 95% ($p < 0.05$) (Rosenberg et al., 1989; Gallet and Julien, 2011; Zoubir, 2005). Por outro lado, valores de coerência abaixo desse valor podem sugerir independência linear entre os sinais analisados. Para uma sobreposição de 0%, a expressão para o intervalo de confiança é dada por: (Rosenberg et al., 1989)

$$IC = 1 - \alpha^{1/(n-1)} \tag{1.1}$$

em que:

α = Nível de significância

n = Número de segmentos sem sobreposição

1.6. Visão geral e hipóteses

A metodologia proposta neste trabalho tem como objetivo induzir oscilações posturais em diferentes frequências individuais (f_m), como por exemplo 0.2 Hz, através da vibração bilateral do tendão de Aquiles, e quantificar a influência dessas oscilações no centro de massa (COM). O enfoque selecionado baseia-se na aplicação de vibrações moduladas em amplitude (vibrações AM) no tendão de Aquiles, utilizando um seno de alta frequência (100 Hz) como portadora e um seno de baixa frequência f_m (por exemplo, 0.2 Hz) como sinal modulante.

Neste estudo, optamos por utilizar o COMap como variável associada ao balanço postural, uma vez que o COP pode ser influenciado tanto pelo sinal vibratório no tendão (achado identificado durante os testes preliminares) quanto pela atividade muscular.

Nossa hipótese de trabalho foi que a vibração causaria modulação nas descargas dos aferentes Ia dos fusos musculares do tríceps sural, bem como dos motoneurônios, levando a contrações periódicas das fibras musculares e, conseqüentemente, a oscilações posturais na frequência da envoltória (por exemplo, 0.1 Hz). Essas oscilações induzidas seriam concomitantes com as oscilações posturais estocásticas humanas. Por último, uma vez confirmada a indução de oscilações posturais na frequência f_m , esperávamos que o efeito do toque leve diminuísse a componente de oscilação imposta pela vibração do tendão.

2. OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é determinar a viabilidade de gerar uma oscilação lenta determinística, com frequência f_m , sobreposta às oscilações estocásticas naturais do corpo humano. Em caso afirmativo, busca-se explorar como um toque leve pode influenciar a amplitude e a potência espectral dessas oscilações.

Esses objetivos têm o propósito de aprofundar o entendimento dos mecanismos de controle postural do corpo humano em postura ereta quieta e investigar uma nova técnica que possa ser útil tanto para diagnóstico quanto para treinamento do controle postural em diversos contextos.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A elaboração do delineamento experimental, protocolo e condução do projeto foi realizada sob a liderança de Felipe Fava de Lima. Ele desempenhou um papel fundamental na seleção de sistemas, subsistemas, variáveis, e na coordenação de todas as atividades desenvolvidas no laboratório. JPGC, como mestrando, teve participação ativa na fase de coleta de dados, recrutamento de participantes e processamento das informações. Sua contribuição foi essencial para o êxito dessas etapas, contando sempre com o apoio e orientação de AFK e FFL ao longo do processo.

Um conjunto de dois sistemas de vibração (LW-126.138-13; Labworks, EUA) (Seção C.1) foi utilizado para a estimulação bilateral do tendão de Aquiles durante a postura ereta quieta. A vibração foi aplicada no nível do maléolo e alinhada ao longo do eixo ântero-posterior de cada pé (Figura 3.1B). Acelerômetros ADXL78 (Analog Devices, EUA) foram fixados no eixo de cada sistema de vibração para medir a intensidade da vibração mecânica. Um aparato de ácido poliláctico, projetado e fabricado usando tecnologia de impressão 3D, foi utilizado para conectar uma célula de carga (5kg, CN1501541594; Xin Nuo Qi, China) à ponta de cada vibrador (Figura 3.1C). Este dispositivo mecânico permitiu a medição contínua da força aplicada pelos vibradores nos tendões. Os sistemas de vibração foram configurados para fornecer estímulos mecânicos com forma de onda modulada em amplitude (AM) com um sinal portador senoidal de alta frequência de 100 Hz. Este portador foi modulado por senoides de baixa frequência (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) com índice de modulação de 0.5, variando de acordo com a condição experimental (Figura 3.1A). Os sinais foram gerados usando um dispositivo de E/S multifuncional (NI USB-6343, National Instruments, EUA) controlado por instrumentos virtuais feitos sob medida (LabView, National Instruments, EUA) com taxa de amostragem de 10 kHz. Um circuito controlador PID (Proporcional Integral Derivativo) foi desenvolvido para manter uma força média constante de aproximadamente 7N aplicada aos tendões durante a aquisição de dados. Este controlador, com base na força medida pelas células de carga, gerava um offset DC que era somado analogicamente à forma de onda de estimulação que era enviada para cada sistema de vibração individualmente. O circuito também permitia que o controlador PID fosse ativado ou desativado conforme necessário, mantendo o último valor de saída do PID quando desativado. Os sinais das células de carga e acelerômetros

foram condicionados por circuitos eletrônicos personalizados.

A posição tridimensional de um emissor de infravermelho (marcador), colocado numa tábua de madeira fixada às costas do sujeito, ao nível do umbigo, foi adquirida com um sistema óptico de rastreamento de movimento (Optotrak Certus 3020, Northern Digital, Canadá) (Apêndice D). As coordenadas x, y e z deste marcador foram registradas a uma taxa de amostragem de 100 Hz pelo software de aquisição do sistema (NDI Principles). O sinal de coordenada z do sistema óptico de rastreamento de movimento, alinhado com a direção ântero-posterior do participante, foi considerado como uma estimativa aproximada da trajetória da projeção no solo do centro de massa na direção ântero-posterior (COMap) (Figura 3.3B).

3.1. Procedimento experimental

Vinte participantes saudáveis, de ambos sexos e com idades entre 18 e 30 anos, participaram do experimento¹. O tamanho do espaço amostral foi calculado com base em estudos anteriores sobre controle postural e vibração tendinosa em humanos (Barbieri et al., 2013; Čapičikova et al., 2006; Caudron et al., 2008; Ceyte et al., 2007; Hwang et al., 2014; Lackner et al., 2000; Mildren et al., 2019; Peterka, 2002). Na seleção dos participantes os motivos de exclusão foram doenças metabólicas, tais como a síndrome metabólica e o diabetes, próteses metálicas, câncer, lesões ortopédicas nos últimos 6 meses, uso de drogas que afetam o sistema nervoso, e pessoas com distúrbios do sistema nervoso central ou periférico, como acidente vascular cerebral, traumatismo craniano ou medular, ou lesão nervosa periférica.

O protocolo experimental seguiu os princípios éticos estabelecidos na declaração de Helsinque para testes em humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE) da Universidade de São Paulo (USP) – CAEE 61938022.6.0000.5391.

Todos os participantes compareceram no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da EPUSP para uma única sessão de aproximadamente 2 horas. Um [vídeo explicativo](#)² foi exibido ao início de cada sessão, detalhando todos os procedimentos que seriam realizados, sem oferecer informações que pudessem influenciar o comportamento durante os testes. A continuação, os participantes foram convidados a ler cuidadosamente e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A), indicando sua concordância em participar do estudo. Todos os dados pessoais coletados durante os testes foram acessados

¹Cartazes com convite para participar do projeto foram colocados no campus da USP. Apêndice E

²Link de YouTube do vídeo explicativo.

3.1 Procedimento experimental

somente por membros da equipe de pesquisa, garantindo assim a confidencialidade das informações.

Durante a aquisição de dados, o participante foi orientado a permanecer o mais imóvel possível, descalço, em posição bipodal, com os pés espaçados confortavelmente, sem ultrapassar a largura dos ombros, com os braços relaxados ao lado do corpo, olhos fechados e protegidos por óculos opacos, e ouvidos cobertos com fones de ouvido tocando “brown noise” em um volume confortável, minimizando o feedback visual e auditivo (Figura 3.3A). Marcas no chão, adaptadas ao participante, garantiram uma posição consistente dos pés ao longo do experimento. Para restringir o movimento do tronco, quadris e joelhos, uma tábua leve de madeira (120cm x 25cm x 13mm), que se estendia da altura dos ombros até os joelhos, foi fixada nas costas do participante usando tiras de velcro. Uma alça de segurança solta foi fixada à tábua para evitar quedas para trás durante o reflexo tônico vibratório. O experimento consistiu em doze repetições da tarefa de ficar em pé, com o braço direito formando um ângulo de 90 graus, tocando com o dedo indicador a mini-plataforma de força (MPF) posicionada à frente do sujeito. Foi aplicada uma força não superior a 1N para as sequências de toque leve (LT). Nas sequências sem toque (NT), o participante manteve a mesma posição do braço, mas sem apoiar o dedo na MPF. Cada repetição teve uma duração aproximada de 120 segundos, com diferentes tipos de vibração aplicados ao tendão de Aquiles, conforme mostrado na Figura 3.2.

As duas primeiras repetições (ensaios de teste) foram excluídas da análise de dados e serviram apenas para familiarizar o participante com o experimento. As repetições subsequentes, que envolveram vibração com modulação senoidal da portadora de 100 Hz com frequências de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz, juntamente com um ensaio de controle (CTRL), foram realizadas em no ordem estabelecido da Figura 3.2. No ensaio de controle, os tendões não foram submetidos à vibração. Em cada repetição, a vibração foi mantida inicialmente desligada e os controladores PID foram ativados para estabilizar o DC offset enviado aos vibradores, garantindo que eles aplicassem uma força média constante de 7N nos tendões. Após este período inicial, os controladores PID foram desativados, mantendo suas últimas saídas. Posteriormente, a vibração senoidal foi iniciada. Para obter uma estimulação consistente em ambos os lados, a intensidade da vibração do agitador esquerdo foi calibrada para corresponder à do agitador direito. Isso foi feito ajustando a intensidade do agitador esquerdo com base no valor quadrático médio (RMS) das leituras do acelerômetro, garantindo que ambos os agitadores produzissem vibrações com uma intensidade RMS de aproximadamente 20 m/s² para todos os ensaios. Após a conclusão deste ajuste, a aquisição de dados do sistema de rastreamento óptico de movimento (sistema OPTOTRAK) foi iniciada, continuando por 120 segundos. Entre cada repetição, houve um período de descanso de 30 segundos, durante o qual o participante permaneceu em pé com o sis-

tema de vibração desligado. Para reduzir a fadiga, após as quatro primeiras repetições, o participante teve um período de descanso de 5 minutos em posição sentada, durante o qual a placa de madeira leve foi removida. A sequência experimental foi totalmente automatizada por instrumentos virtuais personalizados (LabView, National Instruments, EUA).³.

A localização do COP foi obtida por meio das equações: (Duarte and Freitas, 2010)

$$COP_{ap}[n] = \frac{-h * F_x[n] - M_y[n]}{F_z[n]} \times 1000 \quad (3.1)$$

Em que:

- n = Número da amostra.
- COP_{ap} = COP na direção ântero-posterior (ap) [mm].
- h = Altura desde o centro da plataforma de força até a superfície [mm].
- F_x, F_y, F_z = Forças nas direções (x, y e z) [N].
- M_y = Momentos na direção y [N.m].

O software do sistema Optotrak forneceu diretamente os valores de localização nos eixos x, y e z do marcador colocado nas costas do sujeito. Os valores no eixo z representam aproximadamente a localização do COM na direção ântero-posterior.

3.2. Processamento dos sinais

Inicialmente, a média foi removida do sinal COMap para eliminar a componente contínua (DC). A densidade espectral de potência (PSD) estimada do sinal foi obtida pelo método do periodograma médio sobreposto de Welch com uma resolução de frequência de 0.05 Hz, sobreposição de 50% e janela de Hamming. O comando pwelch do Matlab forneceu um intervalo de confiança de 95%, que foi desenhado em torno da PSD estimada de COMap sem vibração (Apêndice F). A área sob a curva PSD dentro das faixas de frequência de modulação ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz), onde f_m representa a frequência de modulação, foi calculada. Essa área foi então dividida pela área total sob a curva PSD, resultando na "potência relativa" para cada tentativa em sua respectiva frequência de modulação de estimulação. Esse valor foi utilizado para uma comparação quantitativa entre diferentes

³Um agradecimento especial ao Felipe Fava de Lima pela criação e desenvolvimento do programa em LabView.

sequências correspondentes a diferentes frequências de modulação de estimulação (por exemplo, 0.1 Hz e 0.2 Hz).

A coerência (MSC) entre o sinal de modulação e o COMap foi calculada usando o comando `mscohere` de Matlab (Apêndice F). Os mesmos parâmetros usados para calcular a PSD foram utilizados para estimar a MSC com o método de Welch. Um modelo autorregressivo (AR) de ordem 3 foi estimado a partir do sinal do COMap obtido sem estimulação do tendão (CNTRL). Para cada f_m , calculamos a coerência (MSC) entre 2500 sinais gerados pelo modelo AR (variações do CTRL) e senoides. Essas ondas senoidais tinham fases iniciais aleatórias e frequências correspondentes à f_m respectiva para cada sinal gerado. Os parâmetros para calcular o MSC foram consistentes com os mencionados anteriormente. A partir dos valores de MSC para cada f_m , determinamos o limiar correspondente ao percentil de 95% dos valores obtidos. Essa metodologia nos permitiu estabelecer o limiar de coerência em cada f_m com significância estatística de 95% ($p < 0.05$).

3.3. Análise estatística

As análises estatísticas foram conduzidas utilizando o software IBM SPSS Statistics 21 (IBM, EUA). Foi empregado o teste de ANOVA de duas vias com medidas repetidas. A esfericidade dos dados foi verificada por meio do teste de Mauchly, e, quando a hipótese nula desse teste foi rejeitada, aplicou-se a correção de Greenhouse-Geisser. Posteriormente, o teste post-hoc de Bonferroni foi empregado para realizar comparações em pares. O nível de significância adotado foi de 0.05 para todos os testes estatísticos.

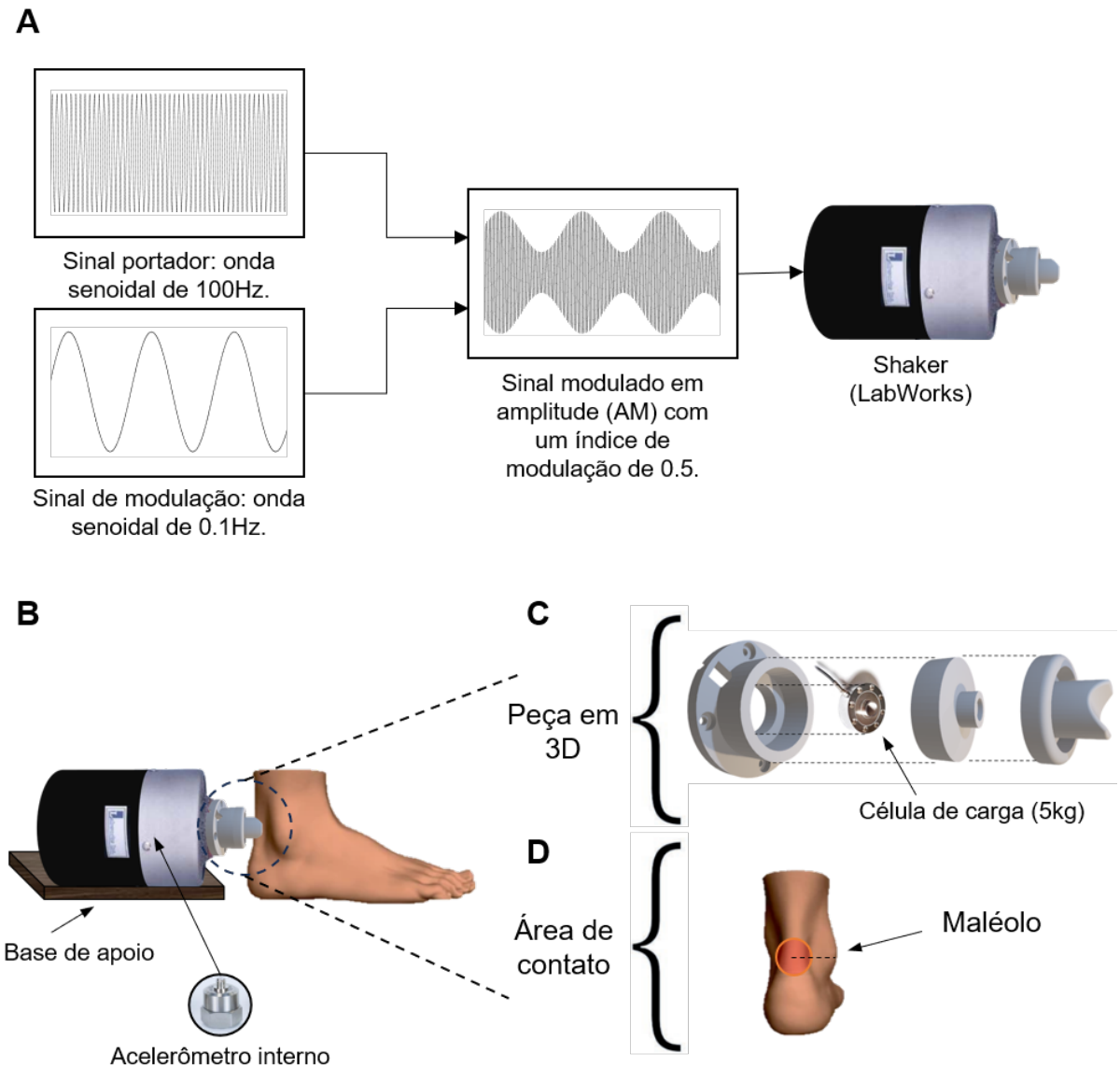


Figura 3.1.: Representação do sistema de vibração utilizado. (A) Um sinal senoidal de alta frequência (100 Hz), destinado a estimular seletivamente os aferentes Ia nos fusos musculares, foi modulado em amplitude (AM) por um senoide de frequência mais baixa (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 ou 0.5 Hz). A baixa frequência tinha o objetivo de perturbar o equilíbrio postural. Este sinal combinado foi então enviado a cada sistema de vibração em contato com cada tendão de Aquiles. (B) Ilustração do posicionamento do shaker atrás da perna do participante, mostrando o acelerômetro monoaxial de baixo ruído montado internamente no eixo do agitador. A estimulação foi realizada bilateralmente. (C) Peças impressas em 3D do aparato instalado na ponta do agitador e integração da célula de carga. (D) Ilustração da área de contato entre o aparato impresso em 3D e o tendão, ao nível do maléolo.

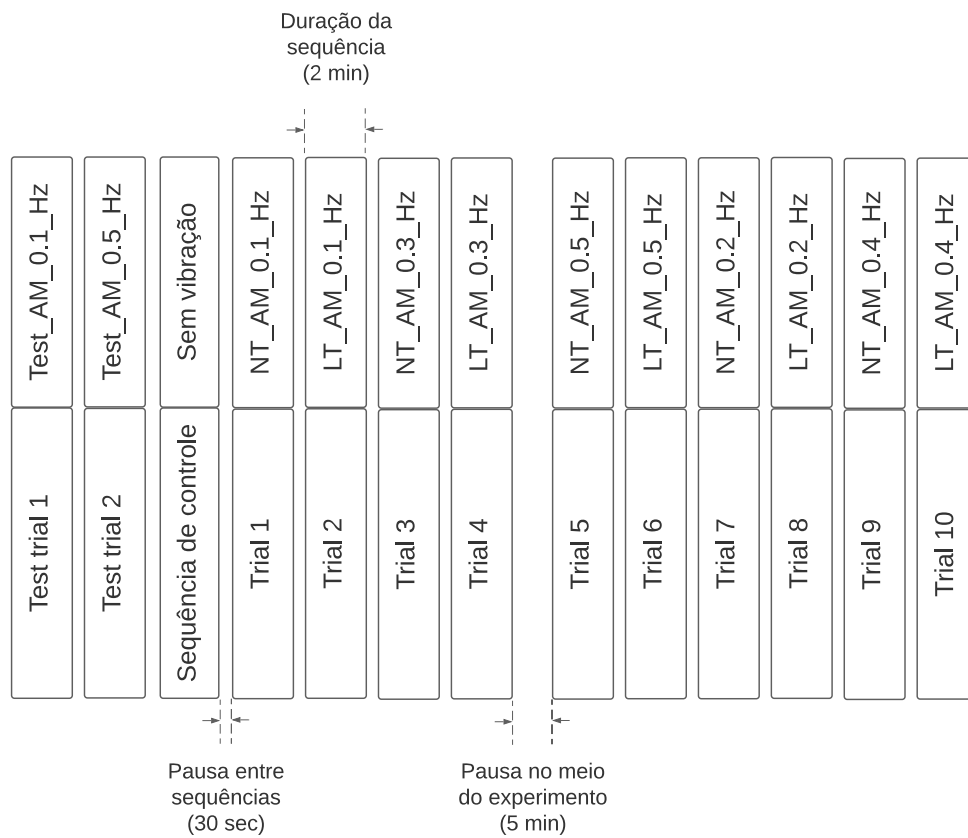


Figura 3.2.: Diagrama de seqüências do protocolo experimental. Um total de 12 seqüências, sendo as 2 primeiras para familiarização. Cada seqüência tem duração de 120 segundos, com um intervalo de 30 segundos entre as seqüências e uma pausa de 5 minutos após da sexta seqüência.

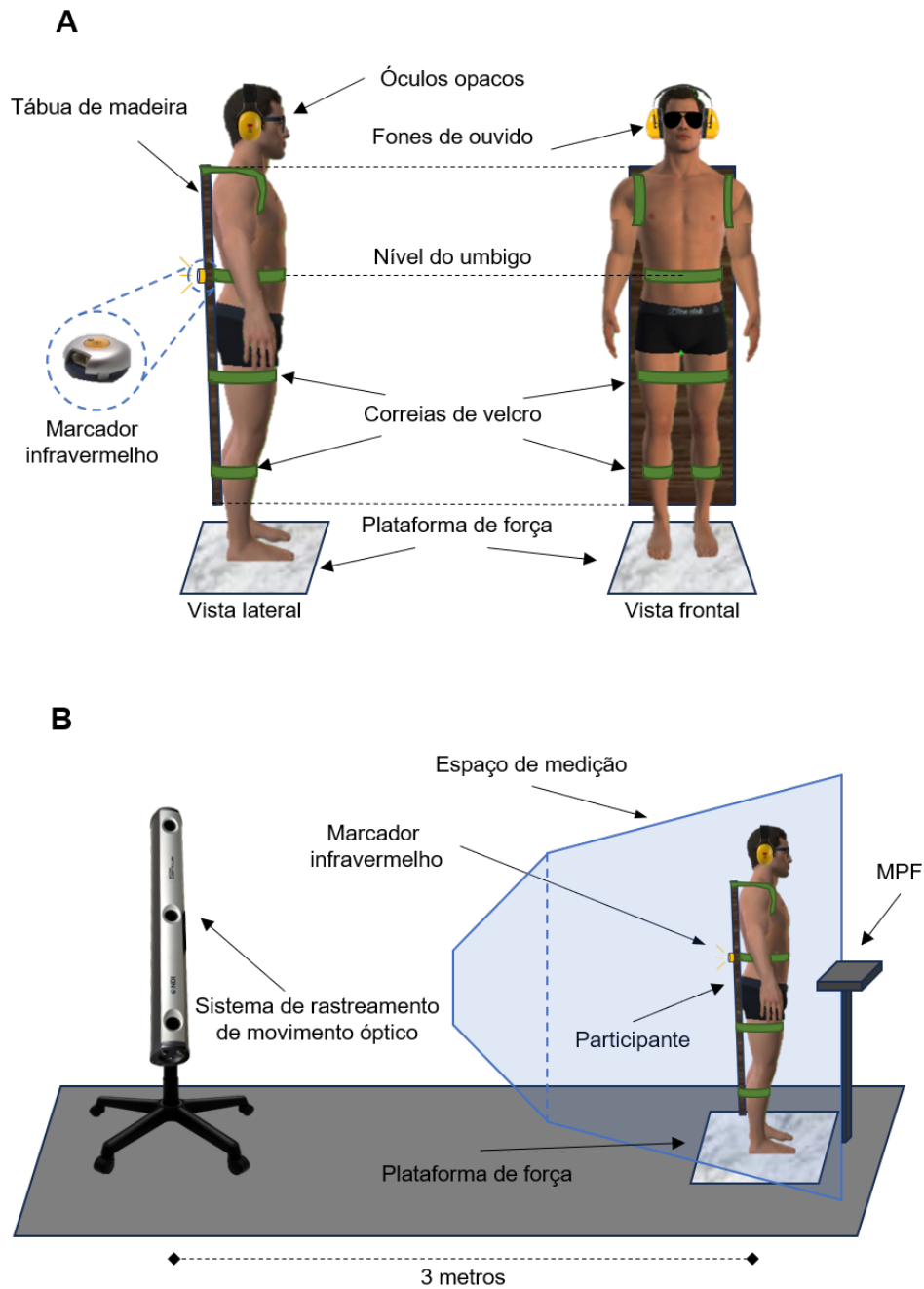
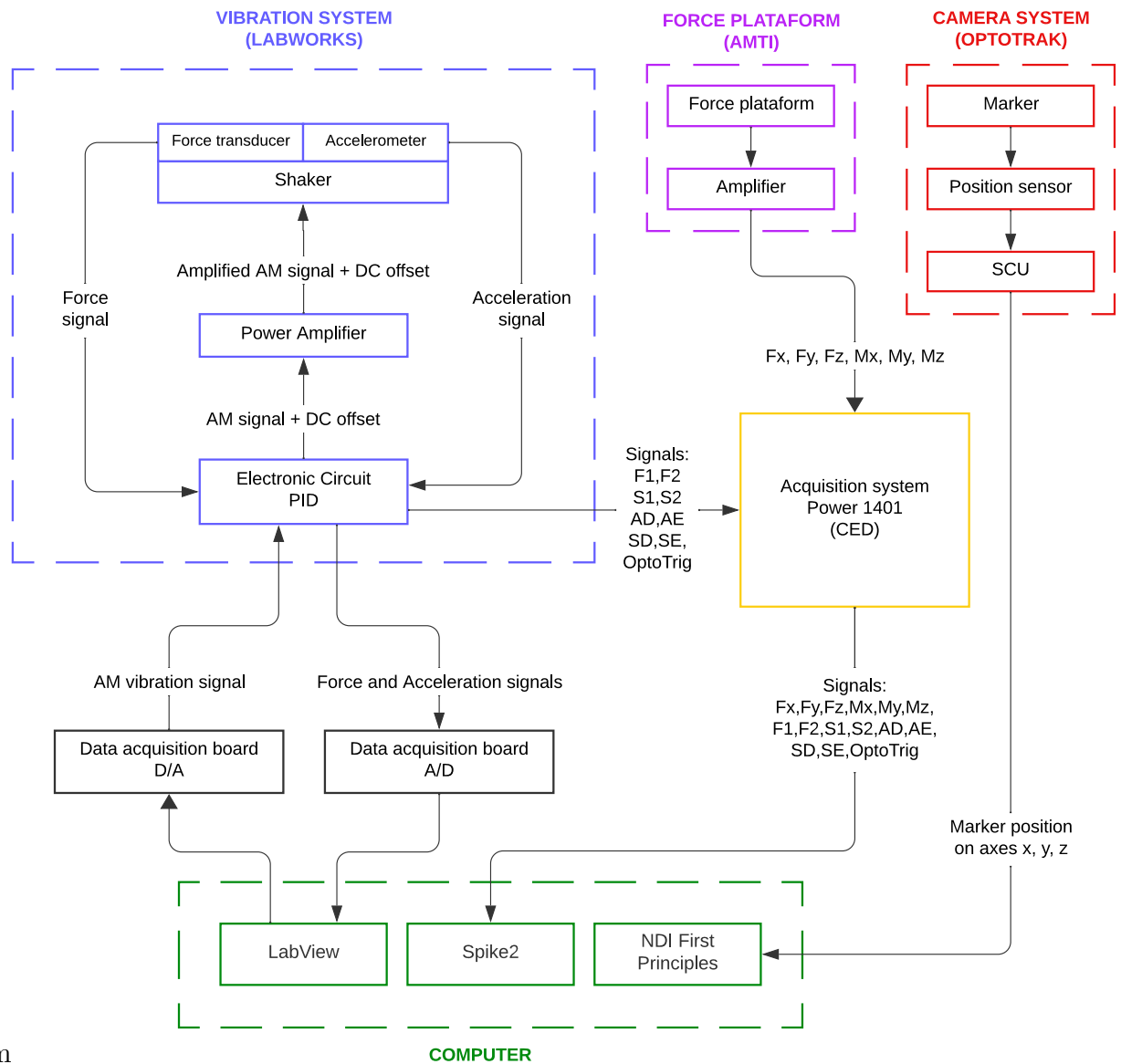


Figura 3.3.: Representação do posicionamento e preparação do participante durante o experimento. (A) Vista lateral e frontal do participante em posição ereta, com uma tábua de madeira leve presa à parte posterior do corpo usando correias de velcro para imobilizar o tronco, quadril e joelhos. Um marcador infravermelho, posicionado no nível do umbigo, foi usado para estimar o centro de massa do corpo pelo sistema de rastreamento de movimento óptico. O centro de pressão foi calculado utilizando a plataforma de força instalada no solo do laboratório. (B) Posicionamento do sensor de posição, um componente do sistema Optotrak, em relação ao participante, foi feito com o sujeito posicionado a uma distância de 3 metros, dentro do espaço de medição do equipamento.



em

Figura 3.4.: O diagrama ilustrativo representa as interações entre os subsistemas, a geração de sinais e a coleta de dados do protocolo experimental. Destacam-se o sistema de vibração (azul), a plataforma de força (magenta), o sistema de câmeras (vermelho), o sistema de aquisição de dados (amarelo) e o computador (verde). Os sinais enviados ao sistema de aquisição provenientes do sistema de vibração são: F1 (força no tendão direito), S1 (sinal AM criado no LabView), AD (sinal do acelerômetro colocado no shaker direito), SD (sinal AM com o offset DC adicionado enviado ao shaker), OptoTrig (disparador para iniciar a coleta de dados do sistema de câmeras). Da mesma forma, são enviados os sinais correspondentes ao shaker esquerdo.

4. RESULTADOS

Inicialmente, 20 sujeitos compareceram ao laboratório; no entanto, dois indivíduos foram excluídos devido à experiência de tontura nos primeiros minutos de coleta de dados. Adicionalmente, outros três participantes foram excluídos por terem índice de massa corporal (IMC) elevado. Assim, 15 sujeitos de ambos os sexos, com idades entre 18 e 30 anos, foram considerados para as análises dos resultados experimentais. Os dados biométricos dos participantes estão detalhados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1.: Dados biométricos dos participantes selecionados para as análises estatísticas

Sujeito	Sexo	Idade	Altura (m)	Peso (Kg)	IMC
1	F	21.65	1.59	52.59	20.80
2	M	19.09	1.75	75.35	24.60
3	F	28.25	1.70	56.74	19.63
4	M	21.25	1.78	74.23	23.43
5	M	23.53	1.65	55.6	20.42
6	M	19.42	1.65	66.55	24.44
7	F	25.74	1.64	55.9	20.78
8	M	29.01	1.93	91.41	24.54
9	M	20.94	1.72	73.2	24.74
10	M	22.81	1.75	63.72	20.81
11	M	21.61	1.74	68.78	22.72
12	F	29.13	1.68	61.05	21.63
13	M	24.20	1.62	65.18	24.84
14	F	29.69	1.60	54.05	21.11
15	M	25.72	1.87	66.98	19.15

4.1. Indução de Oscilações Posturais na Frequência f_m

A Figura 4.1 apresenta o sinal COMap ao longo de 120 segundos, variando as frequências de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) da vibração aplicada nos tendões de Aquiles, tanto no ensaio de controle (CTRL) quanto na condição sem toque (NT). Ao longo das diferentes frequências de modulação, observou-se que o COMap exibiu um padrão temporal

4.1 Indução de Oscilações Posturais na Frequência f_m

que reflete a envoltória da forma de onda de estimulação. É possível observar uma semelhança notável entre as trajetórias do COPap e COMap obtidos utilizando a plataforma de força e o rastreamento do marcador posicionado nas costas dos participantes, respectivamente. Essa relação foi confirmada pelo coeficiente de correlação, que apresentou um valor de $\rho = 0.91 \pm 0.07$ ($n=15$).

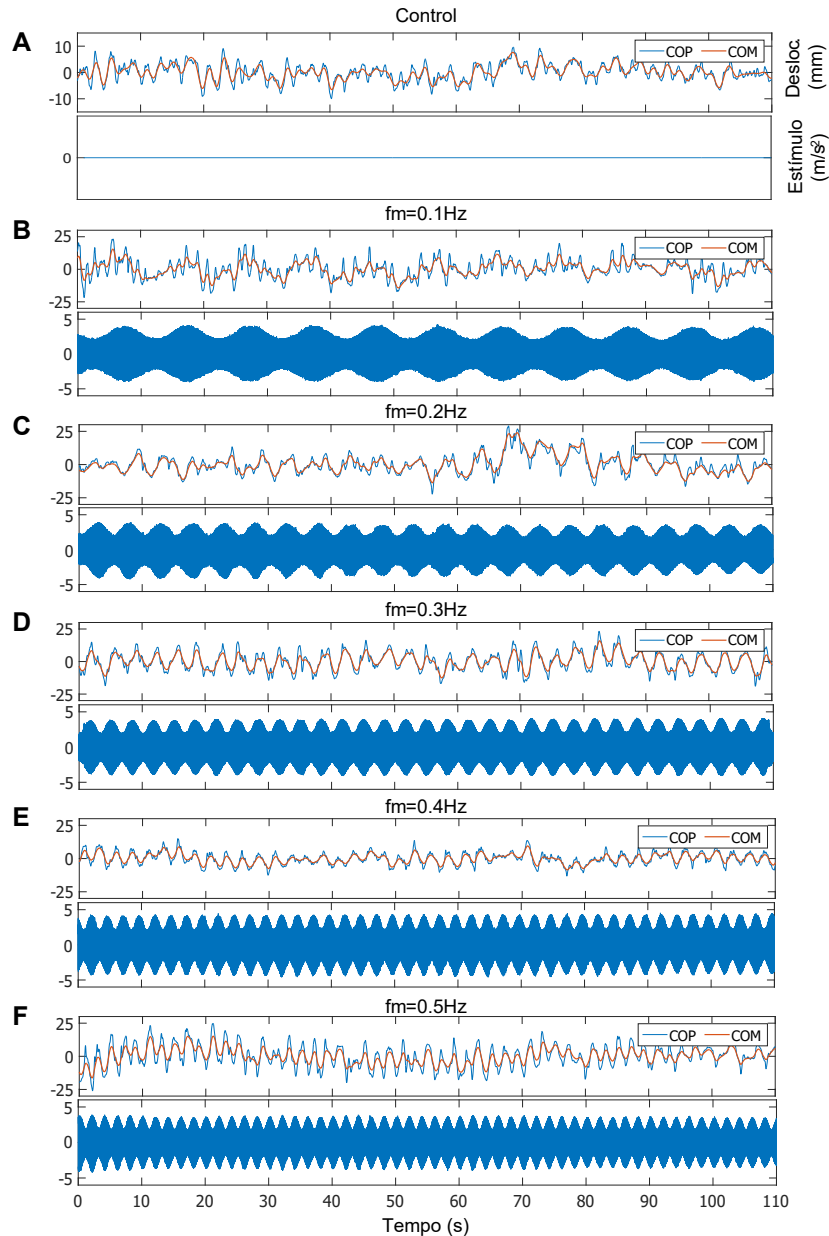


Figura 4.1.: Dados de posturografia de um dos sujeitos avaliados no experimento. (A) COPap (azul) e COMap (vermelho) durante o ensaio de controle (CTRL) sem vibração. (B, C, D, E, F) COPap (azul) e COMap (vermelho) durante a estimulação mecânica dos tendões de Aquiles com vibrações moduladas em frequências (f_m) de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz durante a condição NT. Abaixo de cada gráfico, é exibida a forma de onda da estimulação aplicada aos tendões, medida pelo acelerômetro incorporado ao agitador.

A Figura 4.2 apresenta as PSDs estimadas obtidas a partir do COMap em várias frequências de modulação (f_m) na condição NT. Para efeitos de comparação, a PSD do ensaio de controle (CTRL) está incluída em todos os gráficos, juntamente com o intervalo de confiança de 95% fornecido pelo comando pwelch do Matlab. Em todas as frequências de estimulação, observa-se um aumento na PSD do COMap na frequência correspondente à frequência de modulação (f_m), quando comparado com a PSD do ensaio CTRL.

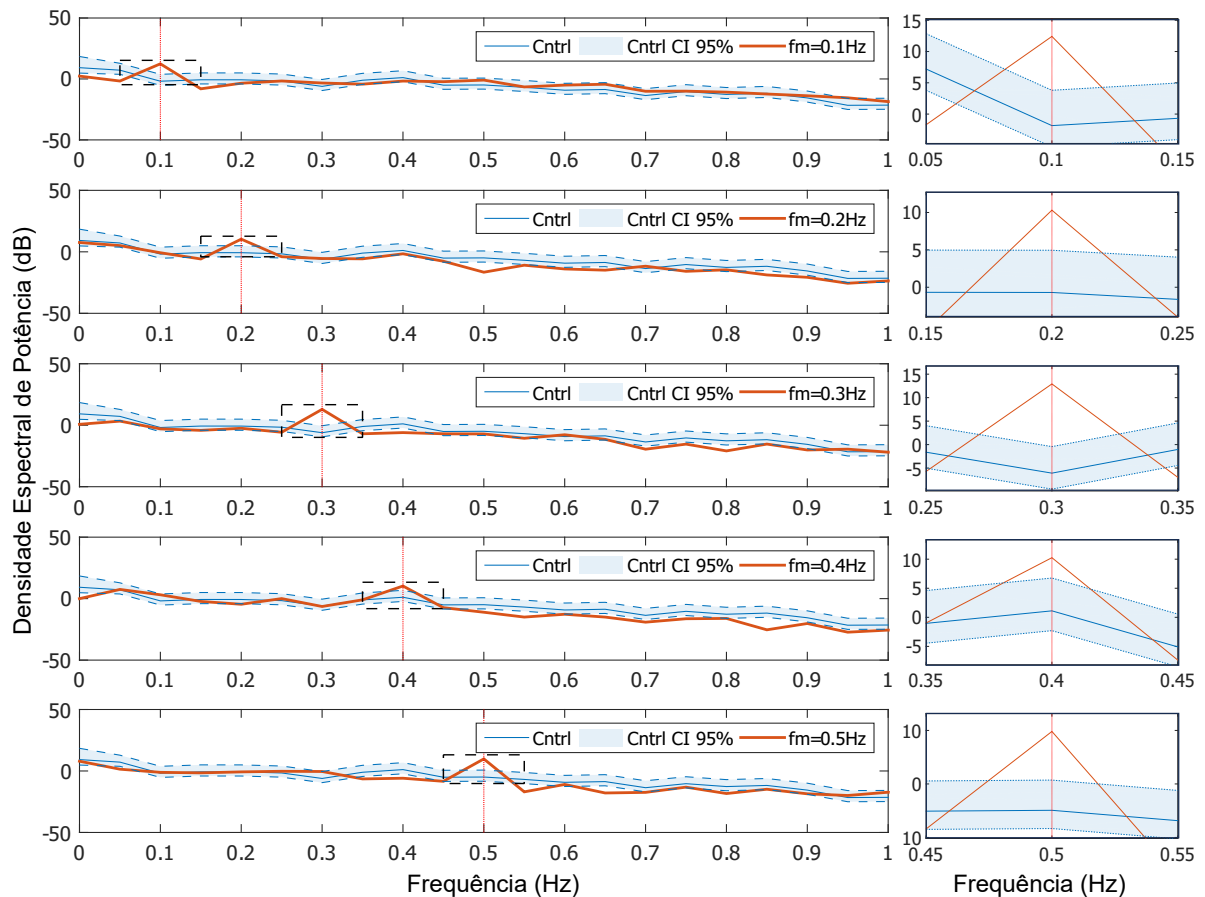


Figura 4.2.: As densidades espectrais de potência (PSDs) do COMap com diferentes frequências de modulação de estimulação (f_m) (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) na condição NT são apresentadas. Para efeito de comparação, a PSD obtida no ensaio de controle foi incluída em todos os gráficos, acompanhada pelo intervalo de confiança de 95%. No lado direito de cada gráfico, a PSD ampliada é exibida em uma faixa de frequência ao redor da respectiva frequência de modulação.

4.1.1. Análise da Potência Relativa

A Figura 4.3 exibe as potências relativas dentro da faixa específica de cada frequência de modulação ($f_m - 0.05\text{Hz}$; $f_m + 0.05\text{Hz}$). Mostra as potências calculadas tanto para o ensaio de controle (CTRL), sem vibração, quanto para os respectivos ensaios com vibração. Em

4.1 Indução de Oscilações Posturais na Frequência f_m

todas as frequências de modulação examinadas (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz), a potência relativa na condição NT apresentou um incremento consistente em comparação com a potência no ensaio CTRL, sendo de 61%, 92%, 223%, 136% e 380%, respectivamente.

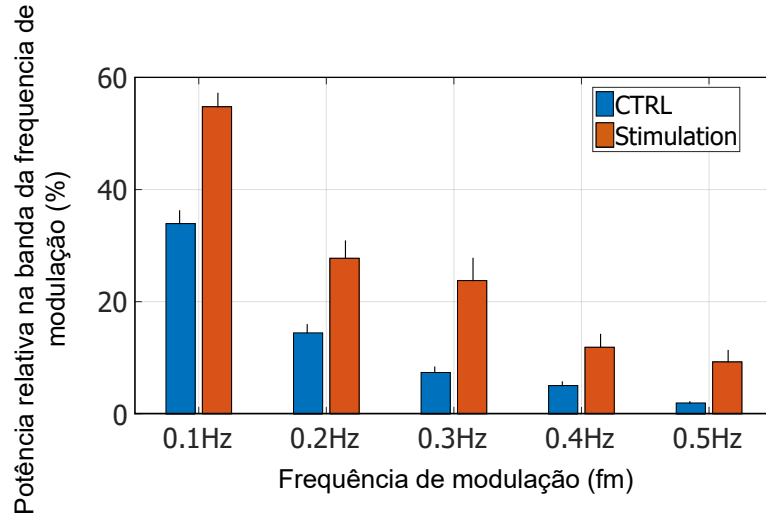


Figura 4.3.: A média e o desvio padrão da potência relativa dentro da faixa específica ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) de cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A figura contrasta a potência relativa ao redor de cada frequência de modulação f_m quando a vibração foi aplicada (barras vermelhas) com a do ensaio de controle (CTRL) (barras azuis) na condição NT.

A análise de variância (ANOVA) de duas vias com medidas repetidas, tendo a potência relativa como variável dependente da estimulação e da frequência de modulação (f_m) para a condição NT, indicou que tanto a frequência quanto a estimulação, bem como a interação entre eles, apresentaram efeito significativo na potência relativa ($p < 0.05$) (Tabela 4.2).

Tabela 4.2.: Análise estatística da potência relativa na faixa ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) correspondente à frequência de modulação f_m . Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e estimulação, e sua interação, ao comparar as condições CTRL e NT.

Potência espectral relativa dentro da faixa ($f_m-0.05$ Hz; $f_m+0.05$ Hz)		
Fator	F	Sig.
Frequência	102.25	0.000
Estimulação	39.39	0.000
Interação Frequência/Estimulação	5.97	0.002

Após a aplicação do teste pós-hoc de Bonferroni para múltiplas comparações, a interação

4.1 Indução de Oscilações Posturais na Frequência f_m

entre frequência e estimulação demonstrou significância estatística ($p < 0.05$) em todas as frequências de modulação quando comparadas as condições CTRL e NT (Ver Tabela 4.3). No entanto, ao analisar exclusivamente as sequências da condição NT, não observou-se diferença apenas entre as frequências de modulação 0.2 - 0.3Hz e 0.4 - 0.5Hz ($p > 0.05$) (Ver Tabela 4.4).

Tabela 4.3.: Efeito do fator estimulação na potência relativa: diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e eta squared ao comparar as condições CTRL e NT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.

Frequências	Estimulação		Diferença das médias	DP	Sig.	Eta squared
0.1 Hz	CTRL	NT	-20.849	3.484	0.000	0.719
0.2 Hz	CTRL	NT	-13.299	3.139	0.001	0.562
0.3 Hz	CTRL	NT	-16.397	3.978	0.001	0.548
0.4 Hz	CTRL	NT	-6.833	1.942	0.003	0.469
0.5 Hz	CTRL	NT	-7.321	1.921	0.002	0.509

Tabela 4.4.: Efeito da frequência de modulação (f_m) na potência relativa do espectro nas condições CTRL e com vibração: diferenças das médias, desvio padrão e significância estatística. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.

Estimulação	Frequências	Diferença das medias	DP	Sig.	
CTRL	0.1 Hz	0.2 Hz	19.491	2.558	0.000
		0.3 Hz	26.563	2.382	0.000
		0.4 Hz	28.902	2.518	0.000
		0.5 Hz	32.001	2.359	0.000
	0.2 Hz	0.3 Hz	7.072	1.381	0.002
		0.4 Hz	9.411	1.577	0.000
		0.5 Hz	12.510	1.525	0.000
	0.3 Hz	0.4 Hz	2.339	0.870	0.177
		0.5 Hz	5.437	0.974	0.001
	0.4 Hz	0.5 Hz	3.099	0.571	0.001
NT	0.1 Hz	0.2 Hz	27.041	4.480	0.000
		0.3 Hz	31.015	4.204	0.000
		0.4 Hz	42.918	3.150	0.000
		0.5 Hz	45.529	2.876	0.000
	0.2 Hz	0.3 Hz	3.974	4.501	1.000
		0.4 Hz	15.877	3.325	0.003
		0.5 Hz	18.488	3.509	0.001
	0.3 Hz	0.4 Hz	11.903	2.999	0.014
		0.5 Hz	14.513	3.192	0.005
	0.4 Hz	0.5 Hz	2.611	1.172	0.428

4.1.2. Análise da Coerência

A Figura 4.4 mostra as estimativas dos valores de coerência (MSC) obtidos entre o sinal de vibração AM demodulado (seno de frequência f_m) e o COMap de um dos participantes. Para todas as frequências de modulação, o valor da coerência foi maior que o intervalo de confiança ($p < 0.05$).

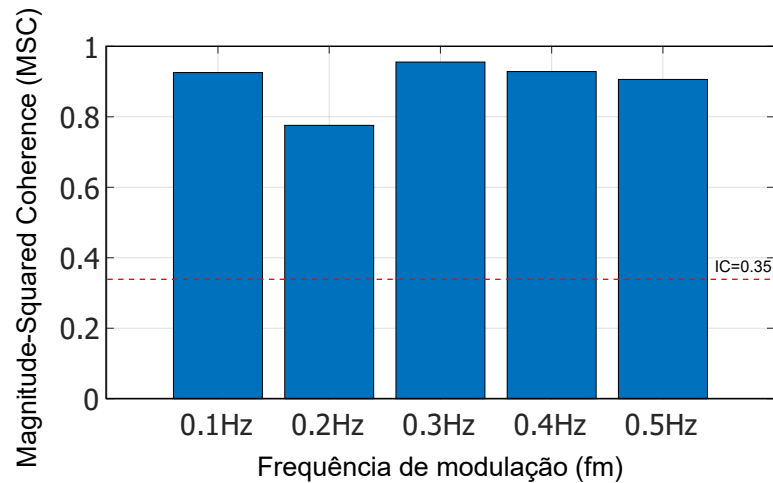


Figura 4.4.: Valores de coerência (MSC) obtidos entre o sinal de vibração AM demodulado (seno de frequência f_m) e o COMap de um dos participantes na condição NT. As linhas pontilhadas representam o intervalo de confiança ($p < 0.05$). Para todas as frequências de modulação, a coerência obtida foi maior que o IC neste participante.

A Figura 4.5 mostra o número de participantes com valores de coerência acima do IC para uma significância estatística $p < 0.05$ na condição NT. Em todas as frequências de modulação, mais de 80% dos participantes apresentaram coerência superior ao intervalo de confiança.

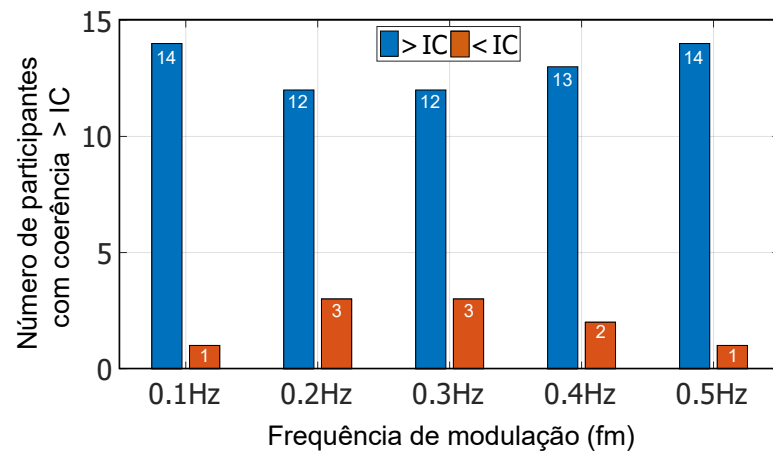


Figura 4.5.: Número de participantes com valores de coerência acima do intervalo de confiança para cada frequência de modulação (f_m) na condição NT. O intervalo de confiança (IC) foi estabelecido para uma significância estatística $p < 0.05$.

4.2. Análise do Efeito do Toque Leve na Redução das Oscilações Posturais Induzidas

4.2.1. Análise da Amplitude Média do Deslocamento (MSA)

A Figura 4.6 exibe o sinal do COMap ao longo de 120 segundos com diferentes frequências de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) da vibração aplicada nos tendões de Aquiles durante a condição sem toque (NT) e a condição com toque leve (LT). Ao longo do tempo, é evidente que as oscilações foram notavelmente reduzidas pelo toque leve.

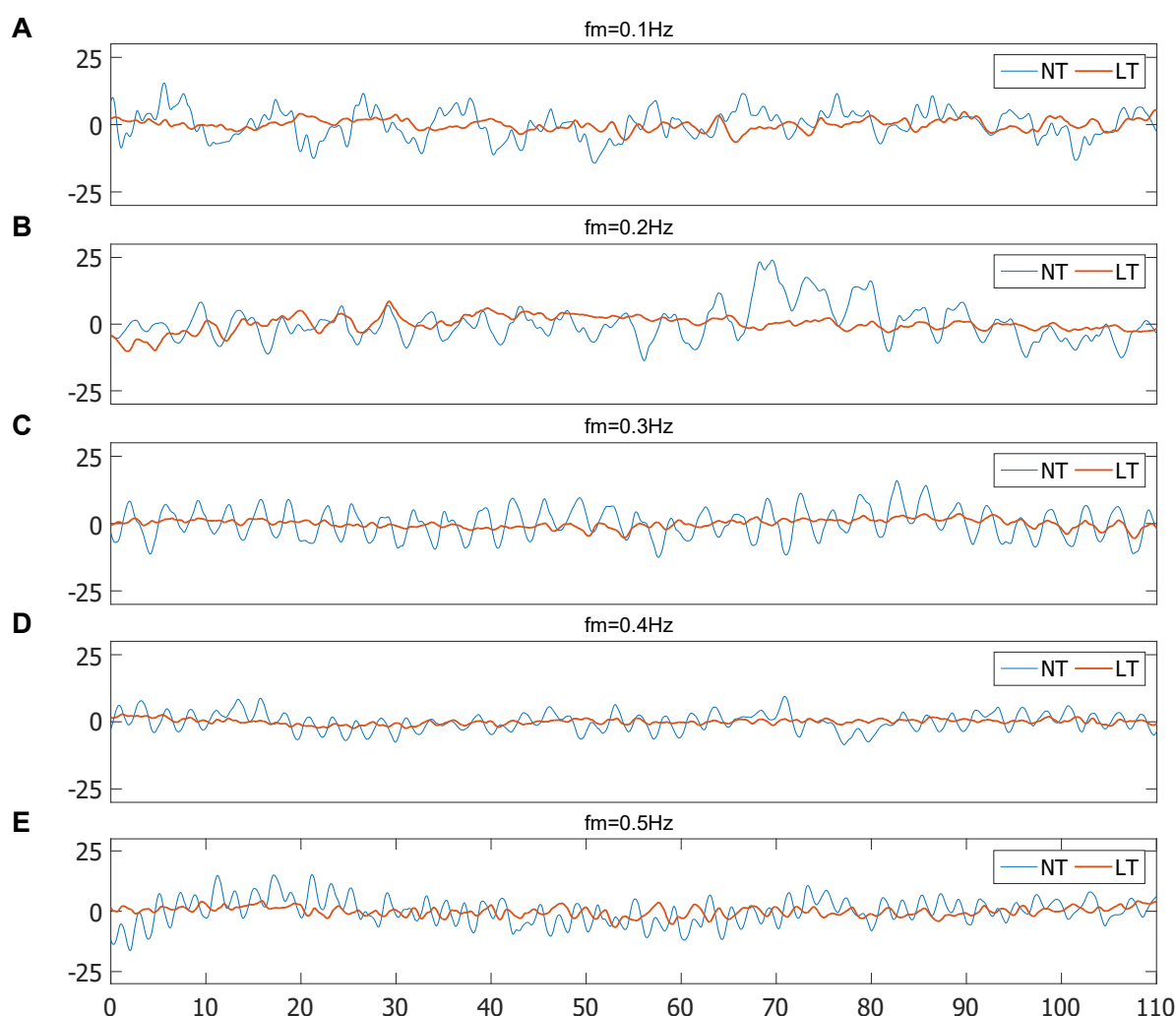


Figura 4.6.: Dados de posturografia de um dos sujeitos avaliados no experimento. (A, B, C, D, E) Sinal do COMap na condição NT (azul) e LT (vermelho) durante a estimulação mecânica dos tendões de Aquiles com vibrações moduladas em frequências (f_m) de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz.

A Figura 4.7 exibe os valores da Amplitude Média do Deslocamento (MSA) nas condições

4.2 Análise do Efeito do Toque Leve na Redução das Oscilações Posturais Induzidas

NT e LT para todas as frequências de modulação (f_m). Em todas as frequências (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz), a MSA na condição LT demonstrou uma diminuição consistente em comparação com a condição NT, apresentando reduções de 69%, 66%, 64%, 58% e 69%, respectivamente.

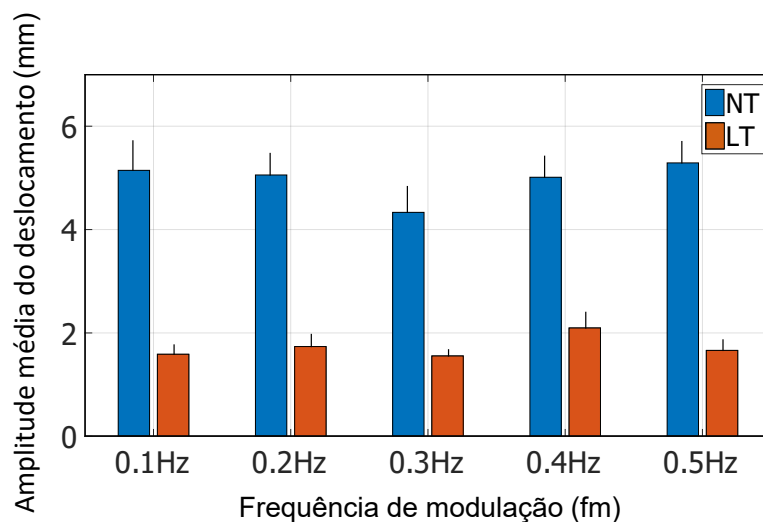


Figura 4.7.: A média e o desvio padrão da amplitude média do deslocamento (MSA) para cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A análise compara a MSA para cada frequência de modulação durante a condição NT (barras azuis) com a condição LT (barras vermelhas).

A análise de variância (ANOVA) de duas vias com medidas repetidas, tendo a Amplitude Média do Deslocamento (MSA) como variável dependente da frequência de modulação (f_m) e da condição de toque, indicou que apenas a condição de toque teve um efeito significativo sobre a MSA ($p < 0.05$). Por outro lado, a frequência de modulação e a interação entre esses fatores não apresentaram efeito significativo sobre a potência relativa ($p > 0.05$) (Ver Tabela 4.5).

Tabela 4.5.: Análise estatística do valor da amplitude média do deslocamento (MSA). Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e condição de toque, e sua interação quando comparadas as condições NT e LT.

Amplitude média do deslocamento (MSA) do COP		
Fator	F	Sig.
Frequência	1.259	0.297
Condição de toque	109.950	0.000
Interação Frequência/Condição de toque	1.325	0.272

4.2 Análise do Efeito do Toque Leve na Redução das Oscilações Posturais Induzidas

Após a aplicação do teste pós-hoc de Bonferroni para múltiplas comparações, a interação entre a condição de toque e a frequência demonstrou significância estatística ($p < 0.05$) em todas as frequências de modulação quando comparadas as condições NT e LT (Ver Tabela 4.6). Tornou-se ainda mais evidente que a redução da MSA foi induzida pelo efeito do toque leve, sendo essa diminuição consistente em todas as frequências, e não houve diferenças significativas entre as diferentes frequências (Ver Tabela 4.7) .

Tabela 4.6.: Efeito da condição de toque na amplitude média do deslocamento (MSA) para todas as frequências de modulação (f_m): diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e Eta squared ao comparar as condições NT e LT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.

Frequências	Condição de toque		Diferença das médias	DP	Sig.	Eta squared
0.1 Hz	NT	LT	3.559	0.531	0.000	0.763
0.2 Hz	NT	LT	3.320	0.338	0.000	0.874
0.3 Hz	NT	LT	2.779	0.461	0.000	0.721
0.4 Hz	NT	LT	2.917	0.413	0.000	0.781
0.5 Hz	NT	LT	3.628	0.365	0.000	0.876

Tabela 4.7.: Efeito da frequência de modulação (f_m) na amplitude média do deslocamento (MSA) nas condições NT e LT: diferenças das médias, desvio padrão e significância estatística. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.

Condição de toque	Frequências	Diferença das medias	DP	Sig.		
NT	0.1 Hz	0.2 Hz	0.090	0.379	1.000	
		0.3 Hz	0.813	0.484	1.000	
		0.4 Hz	0.134	0.498	1.000	
		0.5 Hz	-0.144	0.499	1.000	
	0.2 Hz	0.3 Hz	0.723	0.530	1.000	
		0.4 Hz	0.044	0.408	1.000	
		0.5 Hz	-0.234	0.439	1.000	
	0.3 Hz	0.4 Hz	-0.679	0.643	1.000	
		0.5 Hz	-0.957	0.575	1.000	
	0.4 Hz	0.5 Hz	-0.278	0.334	1.000	
	LT	0.1 Hz	0.2 Hz	-0.150	0.287	1.000
			0.3 Hz	0.033	0.146	1.000
0.4 Hz			-0.509	0.344	1.000	
0.5 Hz			-0.075	0.176	1.000	
0.2 Hz		0.3 Hz	0.182	0.206	1.000	
		0.4 Hz	-0.359	0.180	0.665	
		0.5 Hz	0.075	0.157	1.000	
0.3 Hz		0.4 Hz	-0.541	0.242	0.418	
		0.5 Hz	-0.108	0.163	1.000	
0.4 Hz		0.5 Hz	0.434	0.255	1.000	

4.2.2. Análise da Potência Relativa

A Figura 4.8 exibe as potências espectrais relativas dentro da faixa específica de cada frequência de modulação ($f_m - 0.05\text{Hz}$; $f_m + 0.05\text{Hz}$). Mostra as potências calculadas para as condições CTRL, NT e LT. Observa-se que, nas primeiras quatro frequências de modulação (0.1, 0.2, 0.3 e 0.4 Hz), a potência relativa aumentou da condição de controle para a condição com vibração NT, e posteriormente o toque leve reduziu o valor dessa potência relativa. No entanto, para a frequência $f_m = 0.5\text{Hz}$, a potência relativa foi ainda mais aumentada com o toque leve do que na condição NT, sendo a única com esse efeito.

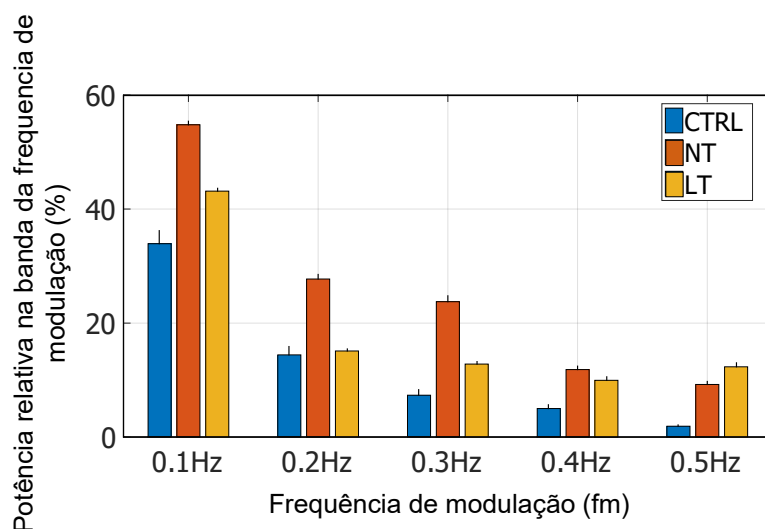


Figura 4.8.: A média e o desvio padrão da potência espectral relativa dentro da faixa específica ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) de cada frequência de modulação (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz) são apresentados. A análise compara a potência espectral relativa ao redor de cada frequência de modulação nas condições CTRL, sem vibração (azul), NT, com vibração sem toque leve (vermelho) e LT, com vibração e toque leve (amarelo).

A análise da variância (ANOVA) de duas vias com medidas repetidas com a potência relativa como variável dependente da frequência de modulação (f_m) e condição de toque, indicou que tanto a frequência quanto a condição de toque, bem como a interação entre eles, apresentaram efeito significativo na potência relativa ($p < 0.05$) (Ver Tabela 4.8).

Tabela 4.8.: Análise estatística da potência espectral relativa na faixa ($f_m - 0.05$ Hz; $f_m + 0.05$ Hz) correspondente à frequência de modulação (f_m). Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas considerando os fatores frequência de modulação e condição de toque, e sua interação quando comparadas as condições NT e LT.

Potência espectral relativa dentro da faixa (fm -0.05Hz; fm+0.05Hz)		
Fator	F	Sig.
Frequência	88.83	0.000
Condição de toque	17.64	0.001
Interação Frequência /Condição de toque	5.86	0.001

Após a aplicação do teste pós-hoc de Bonferroni para múltiplas comparações, a interação entre frequência e estimulação mostrou significância estatística ($p < 0.05$) apenas nas três primeiras frequências de modulação ao comparar as condições NT e LT, indicando que a condição de toque leve não teve efeito na potência relativa para as frequências 0.4 e 0.5 Hz (Ver Tabela 4.9).

4.2 Análise do Efeito do Toque Leve na Redução das Oscilações Posturais Induzidas

Tabela 4.9.: Efeito da estimulação na potência relativa do espectro em todas as frequências: diferença das médias, desvio padrão, significância estatística e Eta squared ao comparar as condições NT e LT. Resultados do teste ANOVA de duas vias com medidas repetidas, após ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações.

Frequências	Condição de toque		Diferença das médias	DP	Sig.	Eta squared
0.1 Hz	NT	LT	11.632	3.409	0.004	0.454
0.2 Hz	NT	LT	12.617	3.624	0.004	0.464
0.3 Hz	NT	LT	10.937	3.265	0.005	0.445
0.4 Hz	NT	LT	1.883	2.467	0.458	0.040
0.5 Hz	NT	LT	-3.098	2.259	0.192	0.118

4.2.3. Análise da Coerência

A Figura 4.9 mostra o número de participantes com valores de coerência acima do intervalo de confiança ($IC = 0.35$) para uma significância estatística de $p < 0.05$ na condição LT. Em todas as frequências de modulação, mais de 60% dos participantes apresentaram coerência superior ao intervalo de confiança.

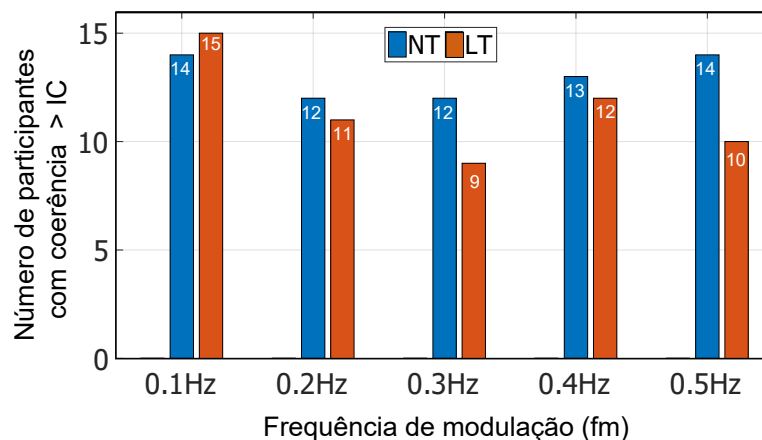


Figura 4.9.: Número de participantes com valores de coerência acima do intervalo de confiança para cada frequência de modulação na condição LT. O intervalo de confiança (IC) foi estabelecido para uma significância estatística de 95%.

5. DISCUSSÃO

O método proposto, que utiliza Amplitude Modulada (AM) com portadora de alta frequência e modulação de amplitude de baixa frequência (que constitui o sinal final de estimulação para os fusos musculares), alcançou com sucesso seu objetivo de gerar oscilações posturais periódicas. A visualização direta do sinal COMap revelou-se inadequada para uma análise quantitativa das oscilações induzidas, como ilustrado na Figure 4.1.

Dessa forma, foram introduzidos dois métodos clássicos de processamento de sinal: análise espectral de potência e coerência ao quadrado da magnitude. Ambos foram considerados apropriados para as análises das oscilações do centro de massa. Entretanto, sugere-se que futuros estudos comparem esses dois métodos de domínio de frequência utilizando um conjunto de dados mais abrangente, a fim de aprimorar ainda mais a compreensão e a eficácia dessas abordagens.

Inicialmente, foi contemplada a aplicação de um deslocamento tendinoso senoidal com a frequência desejada de oscilação postural, como 0.2 Hz. No entanto, esse enfoque revelou-se ineficaz devido à baixa resposta dos fusos musculares, especialmente a saída principal do fuso através dos aferentes Ia, em frequências tão baixas ([Matthews and Stein, 1969](#))(Matthews and Stein, 1969). Estudos anteriores indicaram que frequências de vibração em torno de 100 Hz são mais eficazes na excitação dos fusos musculares ([Goodwin, 1972](#); [Hagbarth, 1966](#); [Lackner and Levine, 1979](#)), ao contrário da ineficácia observada em frequências muito baixas, como 0.2 Hz.

Posteriormente, cogitou-se a aplicação de uma vibração tendinosa modulada em frequência (FM), mas essa ideia foi descartada devido à falta de linearidade na resposta de frequência dos sistemas comerciais. Como resultado, o método puro de Amplitude Modulada (AM) adotado exigia uma largura de banda bastante restrita do sistema de vibração em torno da frequência de portadora de 100 Hz, o que foi cumprido pelo sistema usado, uma vez que o envelope do AM é composto por uma única senoide de frequência muito baixa (por exemplo, 0,2 Hz).

A abordagem deste estudo pode ser considerada como uma versão quantitativa do enfoque qualitativo apresentado por [Lackner et al., 2000](#) para investigar os efeitos das vibrações aplicadas ao tendão do músculo peroneo por um vibrador de fisioterapia sustentado à mão.

Ao incorporar medidas objetivas, como a análise da densidade espectral de potência e a coerência, este método proporciona uma avaliação mais detalhada e estatisticamente fundamentada do impacto das oscilações posturais induzidas pelo sinal vibratório tendinoso no equilíbrio postural.

Em relação ao equipamento utilizado, o sistema de vibração parece não ter uma alternativa facilmente substituível por um modelo mais acessível. Isso se deve ao fato de que o dispositivo comercial adotado possui a potência necessária para vibrar um tendão de Aquiles bastante rígido, além de oferecer versatilidade adequada para manipular um sinal de entrada de Amplitude Modulada (AM) e gerar uma vibração tendinosa semelhante a AM. Por outro lado, a utilização da versão simplificada do método cinemático para estimar o sinal COMap, usando apenas um marcador, mostrou-se bastante eficaz, como sugerido por [Barela et al., 2009a](#). Isso é evidenciado pela alta correlação entre o COMap e o sinal COP obtido pela plataforma de força. Entretanto, considerando o elevado custo do equipamento utilizado (Optotrak), pode-se explorar outras opções, como um sensor de deslocamento a laser ([Masani et al., 2014](#)), que pode apresentar uma alternativa mais econômica.

A escolha de utilizar o Centro de Massa (COM) em vez do Centro de Pressão (COP), mais comumente utilizado, foi fundamentada nas observações de vazamento do sistema vibratório para as variáveis medidas pela plataforma de força durante os testes preliminares. Esse fenômeno não foi identificado quando o COM foi estimado pelo sistema óptico de rastreamento de movimento. Adicionalmente, o COM não é afetado por ativações musculares, o que o torna potencialmente mais adequado para a detecção/estimação mais precisa das oscilações periódicas desejadas induzidas. Vale ressaltar que o COM é considerado pela literatura como o sinal mais representativo do balanço corporal ([Winter, 1995](#)).

Ao estimar a coerência (MSC) entre os sinais de entrada (sinal modulador) e o Centro de Massa (COMap) na condição de controle (CTRL) (resultados não publicados), todos os valores variaram entre 0 e o Intervalo de Confiança (IC), não ultrapassando este último. Esses valores distintos de zero podem ser atribuídos às diversas entradas no sistema de controle postural. Essas entradas endógenas são estocásticas e possuem uma Densidade Espectral de Potência (PSD) contínua. Quando analisada através da MSC com um sinal externo (por exemplo, seno de 0.2 Hz), os resultados revelaram um valor diferente de zero, mas abaixo do IC, indicando que não há uma relação significativa entre esses sinais.

O cálculo do intervalo de confiança (IC) por meio do modelo autorregressivo (AR) de ordem 3 permitiu encontrar o valor exato, o qual consistentemente foi maior do que o calculado usando a fórmula fornecida na literatura ([Rosenberg](#)). Isso pode ser explicado

pelo fato de que a fórmula é utilizável apenas quando se considera uma sobreposição de 0%, enquanto neste trabalho foi empregada uma sobreposição de 50% para uma estimativa mais precisa da coerência.

Além disso, para uma análise estatística mais robusta, consideramos que seria apropriado incorporar o intervalo de confiança $[A_L(\gamma_{xy}^2), A_U(\gamma_{xy}^2)]$ na estimativa da magnitude-squared coherence dos sinais. Esses valores representam a faixa na qual considerariamos que a coerência real (γ_{xy}^2) se encontra com uma significância de $p < 0.05$. Assim, na análise, teríamos mais confiança em afirmar a existência de coerência entre o COMap e o sinal modulador se o intervalo $[A_L(\gamma_{xy}^2), A_U(\gamma_{xy}^2)]$ estiver acima do IC, e não apenas a coerência estimada ($\hat{\gamma}_{xy}^2$). Uma opção para o cálculo desse intervalo de confiança exato para estimativas feitas usando a MSC é fornecida no trabalho de [Wang and Tang, 2004](#).

A fadiga muscular gerada durante o transcurso do experimento foi avaliada por meio da captação da atividade eletromiográfica (EMG) do músculo sóleo em participantes pilotos. Os resultados não indicaram um deslocamento para frequências mais baixas do EMG, que poderia ser atribuído à diminuição na velocidade de condução nervosa, nem um aumento na amplitude do sinal, que seria originado devido ao recrutamento de mais unidades motoras.

Uma possível limitação do estudo foi a não utilização de sequências aleatorizadas, o que poderia enviesar os resultados devido à antecipação de estímulos repetitivos ([Horak and Nashner, 1986](#)), especialmente ao realizar a sequência NT e imediatamente depois LT para uma mesma frequência.

O sistema de controle por trás das oscilações posturais de um ser humano durante a posição ereta quieta é relativamente bem aproximado por um modelo de sistema linear ([Masani et al., 2014](#)). Assim, ao observar um atraso temporal no movimento do Centro de Massa (COM) em relação ao sinal basal de baixa frequência, podemos sugerir que o torque estabilizador pode estar sendo gerado de forma ativa, uma vez que os mecanismos de rigidez passiva atuam sem atraso temporal ([Peterka, 2002](#)).

Na segunda parte do experimento, o toque leve da ponta do dedo indicador resultou em uma redução significativa na amplitude das oscilações causadas pela estimulação vibratória em todos os casos. Essa diminuição na amplitude média do deslocamento foi estatisticamente significativa para todas as frequências de modulação AM, o que era esperado com base nos resultados do estudo de [Jeka and Lackner, 1994](#). Entretanto, o toque leve conseguiu reduzir a potência relativa apenas nas frequências mais baixas (0.1, 0.2 e 0.3Hz), mostrando inclusive um aumento para a frequência de 0.5Hz. Além disso, o número de participantes com coerência acima do Intervalo de Confiança (IC) foi menor do que na condição NT, mas ainda manteve um número elevado (60%). Isso indica que,

mesmo sendo menores, as oscilações remanescentes ainda estavam em sincronia com o sinal de vibração demodulada.

A redução de oscilações corporais através do toque leve na ponta do dedo é um fenômeno fascinante que envolve uma intrincada interação de mecanismos fisiológicos. Ao explorar essa interação, destaca-se a capacidade excepcional dos receptores cutâneos na ponta do dedo em fornecer informações precisas sobre a posição e configuração do dedo em relação à miniplataforma de força. Essa sensibilidade é comparada à fóvea da retina, sendo denominada como "mácula somestésica" (Phillips, 1986). A analogia com a fóvea ressalta não apenas a acuidade sensorial dessa região, mas também sua importância na aquisição de objetivos e manutenção da fixação. Estudos de discriminação de dois pontos demonstram que as pontas dos dedos são capazes de reconhecer diferenças mínimas, da ordem de 2mm, aproximadamente o nível de balanço que o corpo experimenta em condições de toque leve (Sherrick et al., 1990). Esse detalhe sensorial fino torna-se relevante ao considerarmos a possível explicação para a redução das oscilações corporais.

Uma perspectiva intrigante é considerar o papel dos receptores cutâneos de adaptação lenta (SA), responsáveis pela percepção tátil e rugosidade, na redução do balanço postural. Esses receptores podem fornecer informações sobre o balanço do corpo através da deformação da pele ou do "skin stretch" na ponta dos dedos. A ativação desses receptores, possivelmente estimulando músculos do tronco ausentes em condições de não toque leve, pode desempenhar um papel crucial na estabilização postural.

Além disso, a integração sensorial entre a estimulação cutânea na ponta do dedo e o conhecimento da configuração do braço, obtido pela interação entre aferentes musculares e atividades proprioceptivas, destaca a importância dessa região na detecção antecipada de oscilações corporais. Essa detecção precoce, sugerida por estudos anteriores, é crucial para que o sistema nervoso possa distinguir entre mudanças na postura e mudanças na configuração do braço em relação ao torso.

Portanto, os mecanismos fisiológicos envolvidos na atenuação por toque leve na ponta do dedo são complexos e envolvem a integração sensorial, a antecipação de movimentos e a ativação muscular antecipatória, possivelmente incluindo também processos cognitivos relacionados ao foco de atenção. É importante considerar que os estímulos aplicados em nossos experimentos podem influenciar como os participantes utilizam o feedback sensorial e antecipam as mudanças na postura. Esses fatores podem ter implicações na eficácia dos mecanismos de controle postural e, em última análise, na prevenção de quedas. Portanto, compreender e otimizar esses mecanismos é crucial para promover uma melhor estabilidade postural e reduzir o risco de lesões.

Supondo que nenhum (ou muito poucos) ajustes sejam necessários à metodologia, o próx-

imo passo seria investigar as respostas de um conjunto de sujeitos que tenham uma disfunção específica, como (por exemplo) neuropatia periférica diabética, que influencia respostas proprioceptivas na clínica, como conduções de velocidade sensorial alteradas e reflexos T e H alterados ([Kimura, 2013](#)).

6. CONCLUSÕES

O estudo evidenciou a eficácia da estimulação vibratória do tendão de Aquiles, empregando uma abordagem de Amplitude Modulada (AM) com uma portadora de alta frequência e modulação de baixa frequência, conseguindo induzir oscilações posturais periódicas.

Recomenda-se a comparação de métodos de análise, como análise espectral de potência e magnitude-squared coherence, para uma compreensão mais aprofundada e eficaz das oscilações do centro de massa, destacando a necessidade de futuras pesquisas nesse aspecto.

O estudo evidenciou que o toque leve na ponta do dedo teve um impacto significativo na redução da amplitude das oscilações posturais induzidas pela vibração, destacando a relevância da informação tátil no controle postural. Enfatiza-se a complexidade dos mecanismos fisiológicos envolvidos na atenuação tátil das oscilações corporais, incluindo a contribuição dos receptores cutâneos de adaptação lenta e a interação sensorial entre a ponta do dedo e a configuração do braço.

A metodologia inovadora proposta poderia ter potenciais aplicações clínicas, especialmente em pacientes com disfunções específicas, como neuropatia periférica diabética, ressaltando a necessidade de pesquisas futuras em populações com distúrbios posturais.

A. ANEXO 1: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____

Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Vibração tendinosa com amplitude modulada em seres humanos visando estudar o efeito sobre a força de flexão plantar, a oscilação postural induzida e a capacidade do toque leve em atenuá-la.

2. Pesquisador Responsável

André Fábio Kohn

3. Cargo/Função

Professor Titular da Universidade de São Paulo

4. Avaliação do risco da pesquisa:

RISCO MÍNIMO RISCO BAIXO RISCO MÉDIO RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

6 meses

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. Você irá participar de uma pesquisa que investiga os efeitos de uma vibração no seu tendão de Aquiles (tendão que fica na traseira do seu tornozelo) sobre a geração de força pelas suas pernas e sobre as suas oscilações posturais, sem e com uma pista sensorial realizada com a ponta do dedo indicador apoiado a uma superfície fixa ao solo. Você virá para apenas 1 visita à sala D2-18 do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) localizado na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (USP).
2. No começo da visita, você irá preencher um questionário que avalia o histórico de doenças/afecções/lesões prévias e preferência de uso dos membros durante atividades motoras.
3. Pequenos sensores de infra-vermelho serão posicionados por meio de fita adesiva a pontos apropriados do seu corpo para fins de se mensurar as modificações das posições dos mesmos durante a sua postura ereta quieta.
4. Em uma primeira parte do experimento você ficará em pé sobre uma plataforma de força (PF) cuja superfície estará nivelada com o piso do laboratório. Ao mesmo tempo sua movimentação será restringida por uma estrutura metálica fixada ao chão e à qual você será levemente afixado por faixas de material macio. Seus tendões de Aquiles serão encostados a dois sistemas de vibração que ao serem ligados te darão uma sensação de vibração se propagando pelas pernas. A duração da vibração deverá ser em torno de 50s. Você deverá se manter o mais relaxado possível enquanto a PF mensura o efeito da vibração tendinosa.
5. Em uma segunda parte do experimento você estará em postura ereta livre e irá receber vibração tendinosa bilateral como no item anterior. Sua tarefa é se manter o mais relaxado possível na posição ereta.
6. Em uma terceira etapa haverá uma repetição da vibração do item anterior, mas você irá apoiar levemente o dedo indicador da sua mão dominante sobre um pequeno apoio que estará fixado ao solo por uma haste. Novamente a sua única tarefa será se manter o mais relaxado possível.
7. As técnicas utilizadas para realização desta pesquisa não devem gerar nenhum desconforto. A vibração tendinosa não tem efeitos colaterais, sendo até usada em fisioterapia.
8. Benefícios para a área de conhecimento: As investigações propostas nesta pesquisa serão importantes para se obter uma melhor compreensão dos mecanismos neurais relacionados ao controle neuromuscular humano com foco na manutenção da postura ereta. Os resultados dessa pesquisa também poderão no futuro levar ao estabelecimento de uma nova técnica de estudos de problemas neurológicos. Você estará entrando em contato durante o experimento com as mais modernas técnicas de estudo do sistema neuromuscular humano e estaremos à sua disposição para explicar como os sistemas utilizados funcionam.
9. Benefícios diretos ao voluntário: A pesquisa provavelmente não trará benefícios diretos a você, pois não é uma pesquisa diretamente associada a uma abordagem de terapia. Entretanto, poderá ocorrer até um benefício temporário no controle de suas pernas em função das vibrações aplicadas.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Você tem total acesso aos seus dados coletados durante a pesquisa e poderá solicitá-los a qualquer momento. Novamente, enfatizamos que os riscos dos procedimentos experimentais são baixos, pois todas as técnicas são largamente utilizadas e os pesquisadores responsáveis pelo estudo tem conhecimento específico sobre as mesmas.
2. Você tem a liberdade de se retirar desta pesquisa a qualquer momento sem que isto lhe traga qualquer tipo de prejuízo e/ou constrangimento. Além disso, manteremos nossa assistência, caso necessário, independentemente de sua retirada voluntariamente desta pesquisa.
3. Os resultados desta pesquisa serão divulgados em eventos científicos e publicações de circulação internacional. Entretanto, dados pessoais dos indivíduos serão mantidos em sigilo total e absoluto, garantindo assim sua privacidade e a confidencialidade.
4. Caso haja necessidade, em função de algum procedimento da pesquisa, os sujeitos serão encaminhados ao HU ou HC da Universidade de São Paulo, seguindo as normas e procedimentos de tais locais. Também forneceremos a nossa assistência caso necessário.
5. Esse projeto foi aprovado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo e pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Escola de Educação Física e Esportes da USP.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Caso necessite, entre em contato com algum dos pesquisadores responsáveis pelo acompanhamento desta pesquisa:

1. Fernando Henrique Magalhães, telefone (11) 3091-9792 e-mail fhmagalhaess@gmail.com
2. Felipe Fava de Lima / Telefone: (11) 3091-5541 E-mail: felipefavadelima@usp.br
3. Jean Pierre Gonzales Castro / Telefone: (11) 3091-9792 / E-mail: jgonzalescas@usp.br
4. André Fabio Kohn / Telefone: (11) 3091-5535 / E-mail: andkohn@usp.br

Endereço dos pesquisadores: Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Av. Prof. Luciano Gualberto, trav. 3, n. 158. CEP: 05508-900. São Paulo, SP.

VI - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

A qualquer momento você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Escola de Educação Física e Esportes da USP para eventuais esclarecimentos sobre esta pesquisa.
Endereço: Av. Prof. Mello de Moraes, n. 65. Cidade Universitária. CEP: 05508-030. São Paulo, SP.
Telefone: (11) 3091-3097
Email: cep39@usp.br

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____ / ____ / ____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

B. ANEXO 2: PLATAFORMA DE FORÇA OR6-7-1000 AMTI

A Plataforma de Força OR6-7-1000 AMTI mede simultaneamente três componentes de força ao longo dos eixos XYZ e três componentes de momento ao redor dos eixos XYZ utilizando *strain gauges* conectados a células de carga próximas aos quatro cantos da plataforma. Os strain gages formam seis pontes de Wheatstone com quatro braços ativos, cada uma com oito ou mais strain gauges por ponte.

A Figura B.1 mostra a convenção de signos utilizada para os componentes de força e momento (pode ser modificada alterando a polaridade das saídas da ponte).

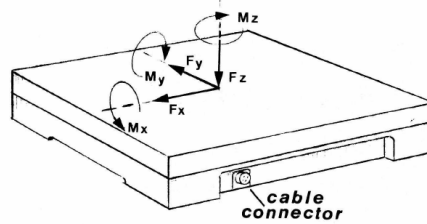


Figura B.1.: Convenção de signos dos componentes de força e momento da plataforma de força AMTI OR6-7.

Matriz de sensibilidade cruzada:

$$\mathbf{M}_{cross} = \begin{bmatrix} 1.4986 & -.0141 & .0019 & -.0107 & -.0043 & .0029 \\ .0212 & 1.4938 & -.0213 & -.0068 & -.0049 & -.0020 \\ -.0063 & .0296 & 5.8425 & .0074 & .0114 & -.0009 \\ -.0001 & -.0010 & .0009 & .5881 & -.0010 & -.0015 \\ -.0010 & -.0003 & .0022 & .0008 & .5880 & -.0030 \\ -.0025 & .0010 & .0028 & -.0019 & .0001 & .3028 \end{bmatrix} \left(\frac{\text{N}}{\mu\text{V}\cdot\text{V}}, \frac{\text{N}\cdot\text{m}}{\mu\text{V}\cdot\text{V}} \right)$$

Localização do centro da superfície da plataforma em relação ao centro efetivo do dinamômetro:

$$\begin{bmatrix} x0 & y0 & z0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.375 & -0.155 & -43.577 \end{bmatrix} (\text{mm})$$

B.1 Transformação das unidades dos sinais coletados da plataforma de força de volts para N e N.m.

Ganho dos canais do amplificador:

$$\begin{bmatrix} GF_x \\ GF_y \\ GF_z \\ GM_x \\ GM_y \\ GM_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3932.5 \\ 3993.6 \\ 3967.9 \\ 3952.6 \\ 3963.0 \\ 3985.1 \end{bmatrix} \text{ (Adimensional)}$$

Coefficiente de queda de tensão em cada canal:

$$c_{ch}(F_x, F_y, M_x, M_y, M_z) = 6.083 \text{ mV/m (1.854 mV/ft@ 10V)}$$

$$c_{ch}(F_z) = 12.162 \text{ mV/m (3.707 mV/ft@ 10V)}$$

Tensão de excitação produzida pelo amplificador:

$$V_{Amp} = 9.996 \text{ (V)}$$

Comprimento do cabo de alimentação:

$$L = 10 \text{ (m)}$$

B.1. Transformação das unidades dos sinais coletados da plataforma de força de volts para N e N.m.

A plataforma de força AMTI forneceu os sinais obtidos de 6 canais (3 canais de força F_x , F_y , F_z e 3 canais de momento M_x , M_y , M_z) em volts. De acordo com o manual de usuário da plataforma AMTI e utilizando a matriz de sensibilidade cruzada foi possível obter os valores de força e momento em unidades do sistema internacional (N e N.m) (AMTI OR6-7-1000 User Manual).

$$\mathbf{DATA}_{(N,N.m)}[n] = (\mathbf{DATA}_{(V,V)}[n] \times \mathbf{W}_{(6 \times 6)}) \times \mathbf{M}_{cross(6 \times 6)}^T \quad (\text{B.1})$$

Sendo:

B.1 Transformação das unidades dos sinais coletados da plataforma de força de volts para N e N.m.

$$\mathbf{DATA}[n] = (F_x[n] F_y[n] F_z[n] M_x[n] M_y[n] M_z[n]) \quad (\text{B.2})$$

$$\mathbf{W}_{(6 \times 6)} = 1e^6 \begin{pmatrix} G_{F_x} V_{F_x} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & G_{F_y} V_{F_y} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & G_{F_z} V_{F_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{M_x} V_{M_x} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{M_y} V_{M_y} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{M_z} V_{M_z} \end{pmatrix} \quad (\text{B.3})$$

n	= Número da amostra
$\mathbf{DATA}_{(N,N,m)}$	= Dados da plataforma de força em (N) y (N.m).
\mathbf{M}_{cross}	= Matriz de sensibilidade cruzada (Apêndice B).
$\mathbf{DATA}_{(V,V)}$	= Dados da plataforma de força em (V).
$V_{F_x}, V_{F_y}, V_{F_z}, V_{M_x}, V_{M_y}, V_{M_z}$	= Tensão de excitação dos canais de plataforma (V).
F_x, F_y, F_z	= Forças nas direções x, y e z (N).
M_x, M_y, M_z	= Momentos nas direções x, y e z (N).
$G_{F_x}, G_{F_y}, G_{F_z}, G_{M_x}, G_{M_y}, G_{M_z}$	= Ganhos dos canais do amplificador (Apêndice B).

As tensões de excitação dos canais ($V_{F_x}, V_{F_y}, V_{F_z}, V_{M_x}, V_{M_y}, V_{M_z}$) foram calculados de acordo com:

$$V_{Ch} = V_{Amp} - L * c_{ch} \quad (\text{B.4})$$

Sendo:

V_{Ch}	= Tensão de excitação do canal ($V_{F_x}, V_{F_y}, V_{F_z}, V_{M_x}, V_{M_y}, V_{M_z}$) (V).
V_{Amp}	= Tensão de excitação produzida pelo amplificador (V) (Apêndice B).
L	= Comprimento do cabo de alimentação (m) (Apêndice B).
c_{ch}	= Coeficiente de queda de tensão no canal (V/m) (Apêndice B).

As especificações do modelo OR6-7-1000 disponível no LEB são mostradas na Tabela B.1.

Tabela B.1.: Especificações da plataforma de força AMTI OR6-7-1000.

SERIE OR6-7 GENERAL SPECIFICATIONS	
Excitation	10V
Crosstalk	Less than 2% on all channels
Fx, Fy, Fz hysteresis	±0.2% Full Scale Output
Fx, Fy, Fz non-linearity	±0.2% Full Scale Output
MODEL OR6-7-1000 SPECIFICATIONS	
Fx, Fy capacity, lb, (N)	500 / 2225
Fz capacity, lb, (N)	1000 / 4450
Mx, My Capacity, in*lb, (Nm)	10 000 / 1100
Mz Capacity, in*lb, (Nm)	5000 / 600
Fx, Fy Natural Frequency, Hz	300
Fz Natural Frequency, Hz	480
Fx, Fy Sensitivity, $\mu\text{V}/[\text{V} * \text{lb}]$, ($\mu\text{V}/[\text{V} * \text{N}]$)	3.0 / 0.67
Fz Sensitivity, $\mu\text{V}/[\text{V} * \text{lb}]$, ($\mu\text{V}/[\text{V} * \text{N}]$)	0.75 / 0.17
Mx, My Sensitivity, $\mu\text{V}/[\text{V} * \text{in} * \text{lb}]$, ($\mu\text{V}/[\text{V} * \text{Nm}]$)	0.18 / 1.59
Mz Sensitivity, $\mu\text{V}/[\text{V} * \text{in} * \text{lb}]$, ($\mu\text{V}/[\text{V} * \text{Nm}]$)	0.38 / 3.38

B.2. Amplificador de sinais de *strain gage* AMTI MSA-6

O instrumento AMTI MSA-6 é um amplificador de strain gage de seis canais desenhado para uso com plataformas de força AMTI, sensores de força/momento multicomponentes ou outros dispositivos strain gage adequados.

O MSA-6 dispõe de filtros fixos de passa baixa de 1000 Hz e ganhos e tensões de excitação selecionáveis por jumper para cada canal. Possui capacidade analógica e digital, assim, no modo analógico o sinal de saída possui um valor de tensão nominal entre ± 10 volts e é adequado para entrada em um conversor A/D ou outro dispositivo.



(a) Painel frontal.



(b) Painel traseiro.

Figura B.2.: MSA-6 Amplificador de Strain Gage (AMTI, MA, EUA).

O painel frontal do MSA-6 mostrado na Figura B.2a inclui dois interruptores, um de

alimentação e um de Zero. O interruptor de alimentação simplesmente liga ou desliga o amplificador, um LED verde indica quando a alimentação está ligada. Por outro lado, o segundo interruptor no painel frontal (Zero) é um interruptor de tipo momentâneo usado para equilibrar e zerar automaticamente os seis canais do amplificador.

C. ANEXO 3: SISTEMA DE VIBRAÇÃO

C.1. Sistema LW-126.138-13 (Labworks, EUA)

É um sistema compacto de vibração composto por um transdutor eletromecânico ET-126 de armadura leve e um amplificador de potência PA-138. É adequado para testes de uso geral de pequenos transdutores, bem como de dispositivos elétricos e mecânicos. Atende aos requisitos de teste de alta frequência com operação de até 8.5 kHz. Suas principais vantagens são: alta aceleração, alta faixa de frequência, boa capacidade de carga e alto nível de força. As especificações são mostradas na Tabela C.1:

Tabela C.1.: Especificações do sistema compacto LW-126.138-13.

GENERAL SPECIFICATIONS	
Sine force	13 lbs force pk
Random force	8.0 lbf rms random
Shock force	21 lbf pk shock
Frequency Range:	DC to 8,500 Hz
Maximum Acceleration:	65 g pk, bare table
	32 g pk, 0.2 lb. load
	11 g pk, 1 lb. load
Maximum Displacement:	0.75 inch pk-pk, bare table
Power Requirements:	1,000 VA @ 110 or 220, single phase 50/60 Hz

A resposta de saída do sistema é apresentada na Figura C.1:

C.1.1. Transdutor eletromecânico ET-126 (Labworks, EUA)

O transdutor eletromecânico ET-126 é um shaker robusto de pequeno ímã permanente. É ideal para verificação e avaliação de desenhos de engenharia ou para sistemas de calibração de transdutores maiores. Possui uma suspensão de armadura linearmente compatível que também é adequada para testes modais com um amplificador de fonte de corrente, além

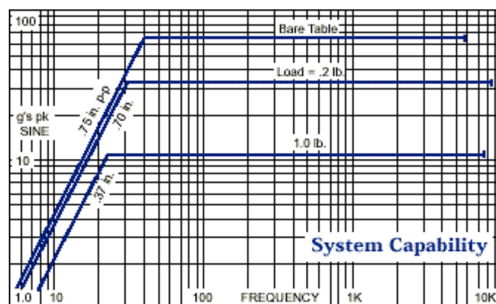


Figura C.1.: Capacidade de saída do sistema LW-126.138-13.

de ser facilmente compatível com a maioria dos amplificadores, proporcionando o máximo desempenho do sistema.



Figura C.2.: Shaker ET-126 (Labworks, EUA).

As especificações são mostradas na Tabela C.2:

C.1.2. Amplificador de potência PA-138 (Labworks, EUA)

O amplificador linear de potência Labworks PA-138 é um amplificador de áudio de alta qualidade, destinado a trabalhar com pequenos sistemas de vibração. Um interruptor no painel frontal permite que o circuito de saída seja configurado como uma fonte de corrente de alta impedância ou como uma fonte de tensão de baixa impedância. O amplificador tem capacidade de intertravamento total, bem como gráficos de barras de tensão de pico e corrente RMS para monitorar a saída.

As especificações são mostradas na Tabela C.3:

A capacidade de saída do amplificador de potência é mostrada na Figura C.4:

C.2. Acelerômetro ADXL78 (Analog Devices, EUA)

O ADXL78 é um acelerômetro monoaxial de baixo nível de ruído, de baixa potência, com saídas de tensão condicionadas pelo sinal, montado em um único IC monolítico. Consegu

Tabela C.2.: Especificações do shaker ET-126.

GENERAL SPECIFICATIONS	
Sine force	
Natural cooling	13 lbf pk
With cooling vacuum*	25 lbf pk
Random force	
Natural cooling	8 lbf rms
With cooling vacuum*	17.5 lbf rms
Shock force	53 lbf pk
Frequency Range	DC - 8,500Hz
Max displacement	
Continuous pk-pk	.75 in
Between stops	.75 in
Maximum velocity	120 ips pk
Impedance nominal E/I	1.3 Ohm
Suspension stiffness	15 lb/in
Shaker weight	11 lbs
Armature weight	0.20 lbs

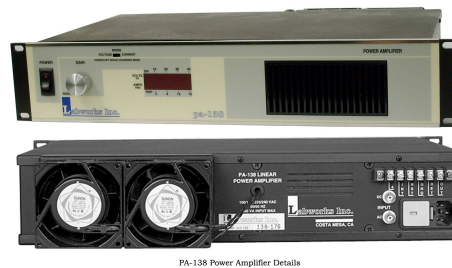


Figura C.3.: Amplificador de potência PA-138 (Labworks, EUA).

medir a aceleração com uma faixa de escala completa de ± 35 g, ± 50 g ou ± 70 g (mínimo). Pode medir também tanto a aceleração dinâmica (vibração) quanto a estática (gravidade).

Tabela C.3.: Especificações do amplificador de potência PA-138.

Output voltage	25 V rms
Output current	20 A rms
Max. cont. dissipation	450 W
Frequency response	
Voltage source:	DC - 10 KHz -.6 dB
Current source:	DC - 2 KHz -2 dB @ 4 ohms
Max. current gain	22 A/V
Max. voltage gain	34 dB
Input impedance	10 k-ohms
Meters	
Volts, pk	19 segment bar graph, 5%
Amps, rms/pk	19 segment bar graph, 5%

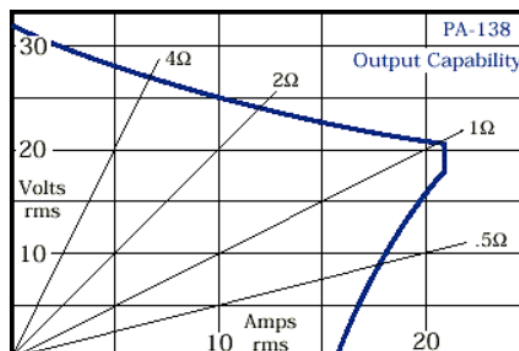


Figura C.4.: Capacidade de saída do amplificador de potência PA-138.

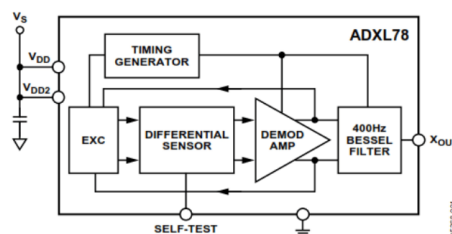


Figura C.5.: Diagrama de blocos do acelerômetro ADXL78 (Analog Devices, EUA)

D. ANEXO 4: SISTEMA DE CÂMERAS OPTOTRAK

O sistema Optotrak Certus 3020 é um dispositivo de medição ótica usado para registrar as posições e movimentos marcadores dentro de uma área específica. Os principais componentes do sistema são:

1. Sensor de posição: Um instrumento óptico de três câmeras que detecta emissões de luz infravermelha dentro de uma faixa especificada. Tem uma resolução de 0.01 mm e uma precisão de erro RMS de 0,1 mm.
2. Unidade de Controle do Sistema (SCU): Dispositivo de processamento responsável pelo controle da operação do sensor de posição e os *strobers* conectados, assim como pelo processamento das informações coletadas pelo sensor de posição e seu envio ao computador.
3. Marcadores: Diodos emissores de luz infravermelha, rastreados pelo sensor de posição quando são ativados pelo *strober*.
4. *Strober*: Dispositivo controlado pela SCU responsável pela ativação e desativação dos marcadores.

A configuração típica do sistema Optotrak Certus é mostrada na Figura D.2 :

O espaço de medição operacional do sistema é mostrado na Figura D.3:



(a) Sensor de posição.



(b) Strober.



(c) Marcador.

Figura D.1.: Componentes do Sistema Optotrak Certus 3020.

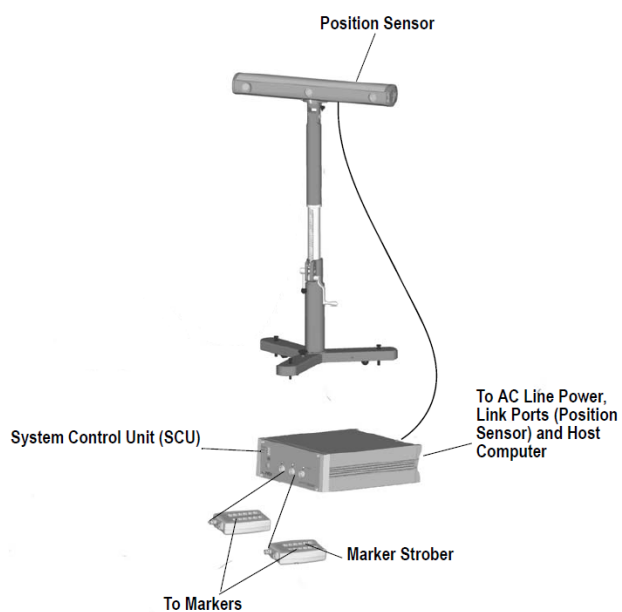


Figura D.2.: Diagrama de montagem do sistema Optotrak Certus 3020.

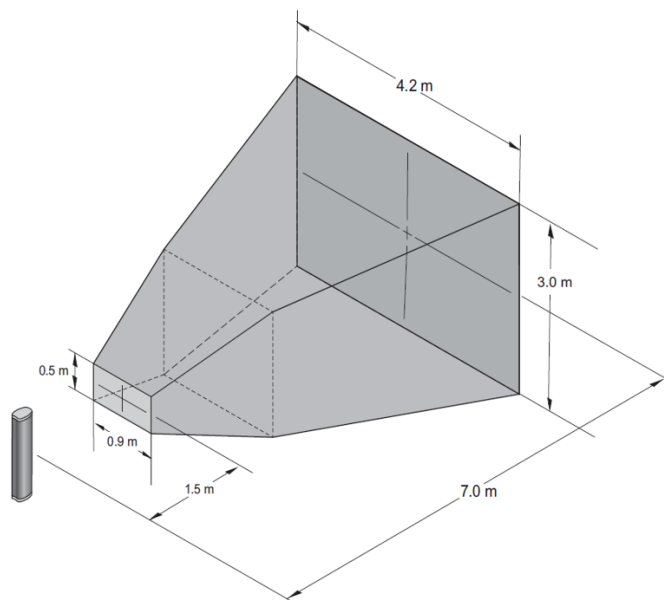


Figura D.3.: Espaço de medição operacional do sistema Optotrak Certus 3020.

E. ANEXO 5: CARTAZ DO PROTOCOLO EXPERIMENTAL

CONVIDAMOS

VOLUNTÁRIOS

PARA PESQUISA CIENTÍFICA



Homens e Mulheres de 18 a 30 anos; que não apresentem patologias neurológicas



Estamos selecionando voluntários e voluntárias para participar de nossa pesquisa

Duração: 1 hora
Local: Laboratório de Engenharia Biomédica
Escola Politécnica USP

Avaliação das respostas de seu sistema nervoso através do controle postural

Inscrições de 14/10 até 15/12 2022

QUER PARTICIPAR? Entre em contato com a gente:



(11) 91079-6311
Jean Pierre

Todo suporte pra pesquisa brasileira é válido!

Contribuindo com a ciência
você leva uns bombons



F. CÓDIGO DE MATLAB PARA PSD E MSC

```
%% POWER SPECTRAL DENSITY PELO MÉTODO DE WELCH USANDO O COMANDO PWELCH

1- Fs_Hz          = 1000;                                %frequência de amostragem
2- PSD_res_Hz    = 0.05;                                %resolução da PSD (Hz)
3- PSD_over      = 0.50;                                %overlapping da PSD (%)
4- WinPSD_npt    = (length(COMap)/2)*Fs_Hz;             %numero de pontos da janela
5- WinPSD        = hamming(WinPSD_npt);                %janela de Hamming
6- OverPts_PSD   = round(PSD_over * WinPSD_npt);        %numero de pontos sobrepostos
7- [pxx, fxx, pxxc] = pwelch(COMap, WinPSD, OverPts_PSD, Fs_Hz/... %pxx: valor da potência
8-                               ... PSD_res_Hz, Fs_Hz, 'ConfidenceLevel', 0.95); %fxx: eixo de frequências
9-                                                       %pxxc: valores do CI

%% MAGNITUDE-SQUARED COHERENCE USANDO O COMANDO MSCOHERE

1- Fs_Hz          = 1000;                                %frequência de amostragem
2- MSC_res_Hz    = 0.05;                                %resolução da MSC (Hz)
3- MSC_over      = 0.50;                                %overlapping da MSC (%)
4- WinMSC_npt    = round((1/MSC_res_Hz)*Fs_Hz);         %numero de pontos da janela
5- WinMSC        = hamming(WinMSC_npt);                %janela de Hamming
6- OverPts_MSC   = round(MSC_over * WinMSC_npt);        %numero de pontos sobrepostos
7- [cxy, fxy]    = mscohere(COMap, Sinal_demod, WinMSC, ... %pxx: valor da potência
8-                               ... OverPts_MSC, Fs_Hz/MSC_res_Hz, Fs_Hz); %fxx: eixo de frequências
```

Referências Bibliográficas

- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., and Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor control*, 6(3):246–270.
- Barbieri, G., Gissot, A.-S., Nougier, V., and Pérennou, D. (2013). Achilles tendon vibration shifts the center of pressure backward in standing and forward in sitting in young subjects. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 43(4):237–242.
- Barela, A., Alveno, D., Garcia, C., and Pereira, C. (2009a). Comparação de dois métodos de análise do controle postural durante a manutenção da postura ereta e quieta. *BJMB*, 4(1):30–36.
- Barela, A. M., Barela, J. A., Rinaldi, N. M., and De Toledo, D. R. (2009b). Influence of imposed optic flow characteristics and intention on postural responses. *Motor Control*, 13(2):119–129.
- Bendat, J. S. and Piersol, A. G. (2000). Random data analysis and measurement procedures. *Measurement Science and Technology*, 11(12):1825–1826.
- Billot, M., Handrigan, G. A., Simoneau, M., and Teasdale, N. (2015). Reduced plantar sole sensitivity induces balance control modifications to compensate ankle tendon vibration and vision deprivation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1):155–160.
- Bove, M., Nardone, A., and Schieppati, M. (2003). Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans. *The Journal of physiology*, 550(2):617–630.
- Čapičikova, N., Rocchi, L., Hlavačka, F., Chiari, L., and Capello, A. (2006). Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. *Physiological research*, 55.
- Carvalho, R. and Almeida, G. (2011). The effect of galvanic vestibular stimulation on postural response of down syndrome individuals on the seesaw. *Research in Developmental Disabilities*, 32(5):1542–1547.

- Caudron, S., Boy, F., Forestier, N., and Guerraz, M. (2008). Influence of expectation on postural disturbance evoked by proprioceptive stimulation. *Experimental brain research*, 184(1):53–59.
- Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., and Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4(1):1–7.
- Ceyte, H., Cian, C., Zory, R., Barraud, P.-A., Roux, A., and Guerraz, M. (2007). Effect of achilles tendon vibration on postural orientation. *Neuroscience letters*, 416(1):71–75.
- Challis, R. and Kitney, R. (1991). Biomedical signal processing (in four parts). *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29(1):1–17.
- Cotton, S., Vanoncini, M., Fraisse, P., Ramdani, N., Demircan, E., Murray, A. P., and Keller, T. (2011). Estimation of the centre of mass from motion capture and force plate recordings: A study on the elderly. *Applied Bionics and Biomechanics*, 8(1):67–84.
- Curthoys, I. S. and MacDougall, H. G. (2012). What galvanic vestibular stimulation actually activates. *Frontiers in neurology*, 3:117.
- Deshpande, N. and Patla, A. E. (2005). Postural responses and spatial orientation to neck proprioceptive and vestibular inputs during locomotion in young and older adults. *Experimental Brain Research*, 167:468–474.
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J., and Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental brain research*, 184:363–370.
- Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., and Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental brain research*, 181:1–11.
- Duarte, M. and Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of physical therapy*, 14:183–192.
- Fallon, J. B. and Macefield, V. G. (2007). Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 36(1):21–29.
- Fb, H. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Handbook of physiology*.
- Fitzpatrick, R. and McCloskey, D. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*, 478(1):173–186.

- Freitas, P. B. and Barela, J. A. (2004). Postural control as a function of self- and object-motion perception. *Neuroscience Letters*, 369(1):64–68.
- Gaerlan, M. G. (2010). *The role of visual, vestibular, and somatosensory systems in postural balance*. PhD thesis, University of Nevada, Las Vegas.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., and Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & posture*, 19(2):124–132.
- Gallet, C. and Julien, C. (2011). The significance threshold for coherence when using the welch’s periodogram method: effect of overlapping segments. *Biomedical Signal Processing and Control*, 6(4):405–409.
- Goodwin, G. (1972). The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents. *Brain*, 95:705–748.
- Guerraz, M. and Day, B. L. (2005). Expectation and the Vestibular Control of Balance. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 17(3):463–469.
- Hagbarth, K. (1966). Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Muscular afferents and motor control*, pages 177–186.
- Henry, M. and Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of neurophysiology*, 122(2):525–538.
- Hoch, M. C. and Russell, D. M. (2016). Plantar cooling does not affect standing balance: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture*, 43:1–8.
- Holden, M. (1987). Influence of light touch from the hand on postural sway. *Soc Neurosci Abst*, 13:348–95.
- Horak, F. B. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Handbook of Physiology, Section 12: Exercise*, pages 255–292.
- Horak, F. B. and Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6):1369–1381.
- Hwang, S., Agada, P., Kiemel, T., and Jeka, J. J. (2014). Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. *PloS one*, 9(1):e88132.
- Ivanenko, Y. and Gurfinkel, V. S. (2018). Human postural control. *Frontiers in neuroscience*, 12:171.
- Jeka, J. J. (1997). Light touch contact as a balance aid. *Physical therapy*, 77(5):476–487.

- Jeka, J. J. and Lackner, J. R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental brain research*, 79(2):495–502.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A. J., Mack, S., et al. (2000). *Principles of neural science*, volume 4. McGraw-hill New York.
- Kavounoudias, A., Gilhodes, J.-C., Roll, R., and Roll, J.-P. (1999). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental brain research*, 124(1):80–88.
- Kiemel, T., Oie, K. S., and Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. *Biological cybernetics*, 87(4):262–277.
- Kimura, J. (2013). *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice*.
- Kouzaki, M. and Masani, K. (2008). Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. *Experimental brain research*, 188:153–158.
- Lackner, J. and Levine, M. (1979). Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions. *Aviation, space, and environmental medicine*, 50(4):346–354.
- Lackner, J. R., Rabin, E., and DiZio, P. (2000). Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. *Journal of neurophysiology*, 84(5):2217–2224.
- Lafond, D., Duarte, M., and Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of biomechanics*, 37(9):1421–1426.
- Lara, J. R., da Silva, C. R., de Lima, F. F., da Silva, M. C., Kohn, A. F., Elias, L. A., and Magalhães, F. H. (2022). Effects of light finger touch on the regularity of center-of-pressure fluctuations during quiet bipedal and single-leg postural tasks. *Gait & Posture*, 96:203–209.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraido, J. L., and Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25(1):130–137.
- Loram, I. D. and Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of physiology*, 540(3):1111–1124.
- Macefield, V. G. (2005). Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 32(1-2):135–144.

- Macefield, V. G. (2021). The roles of mechanoreceptors in muscle and skin in human proprioception. *Current Opinion in Physiology*, 21:48–56.
- Macefield, V. G. and Knellwolf, T. P. (2018). Functional properties of human muscle spindles. *Journal of neurophysiology*, 120(2):452–467.
- Maejima, H., Kamoda, C., Ueda, T., Sasaki, H., Tanaka, S., Kanemura, N., Minematu, A., and Yoshimura, O. (2001). The effect of adaptation and expectation on initial stances prior to automatic postural responses. *Journal of Physical Therapy Science*, 13(2):93–98.
- Maris, E., Schoffelen, J.-M., and Fries, P. (2007). Nonparametric statistical testing of coherence differences. *Journal of neuroscience methods*, 163(1):161–175.
- Masani, K., Vette, A. H., Abe, M. O., and Nakazawa, K. (2014). Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & posture*, 39(3):946–952.
- Matthews, P. and Stein, R. (1969). The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. *The Journal of Physiology*, 200(3):723–743.
- Mergner, T. and Rosemeier, T. (1998). Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions—a conceptual model. *Brain research reviews*, 28(1-2):118–135.
- Mildren, R. L., Peters, R. M., Carpenter, M. G., Blouin, J.-S., and Inglis, J. T. (2019). Soleus single motor units show stronger coherence with achilles tendon vibration across a broad bandwidth relative to medial gastrocnemius units while standing. *Journal of Neurophysiology*, 122(5):2119–2129.
- Miranda de Sá, A. M. F., Infantosi, A., and Simpson, D. (2002). Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electro-encephalogram during sensory stimulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(1):99–104.
- Mizuno, Y., Shindo, M., Kuno, S., Kawakita, T., and Watanabe, S. (2001). Postural control responses sitting on unstable board during visual stimulation. *Acta Astronautica*, 49(3-10):131–136.
- Nashner, L. M. (1981). Analysis of stance posture in humans. In *Motor coordination*, pages 527–565. Springer.
- Newell, K., Slobounov, S., Slobounova, E., and Molenaar, P. (1997). Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. *Experimental Brain Research*, 113:158–164.

- Oie, K. S., Kiemel, T., and Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion: simultaneous reweighting of vision and touch for the control of human posture. *Cognitive Brain Research*, 14(1):164–176.
- Paillard, T. and Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed research international*, 2015.
- Pérez-Turpin, J. A., Zmijewski, P., Jimenez-Olmedo, J. M., Jové-Tossi, M., Martínez-Carbonell, A., Suárez-Llorca, C., and Andreu-Cabrera, E. (2014). Effects of whole body vibration on strength and jumping performance in volleyball and beach volleyball players. *Biology of sport*, 31(3):239–245.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3):1097–1118.
- Phillips, C. (1986). *Movements of the hand*. Liverpool University Press.
- Phu, S., Persiani, M., Tan, B., Brodie, M., Gandevia, S., Sturnieks, D. L., and Lord, S. R. (2023). The effects of optic flow on postural stability: influence of age and fall risk. *Experimental gerontology*, 175:112146.
- Piecha, M., Juras, G., Krol, P., Sobota, G., Polak, A., and Bacik, B. (2014). The effect of a short-term and long-term whole-body vibration in healthy men upon the postural stability. *PLoS One*, 9(2):e88295.
- Priplata, A. A., Patriitti, B. L., Niemi, J. B., Hughes, R., Gravelle, D. C., Lipsitz, L. A., Veves, A., Stein, J., Bonato, P., and Collins, J. J. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Annals of neurology*, 59(1):4–12.
- Proske, U. and Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews*.
- Riemann, B. L. and Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part i: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1):71.
- Roll, J. and Vedel, J. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, 47(2):177–190.
- Roll, J., Vedel, J., and Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental brain research*, 76(1):213–222.
- Roll, J. P. and Roll, R. (1988). From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. *Posture and gait*. Elsevier, Amsterdam, pages 155–164.

- Rosenberg, J., Amjad, A., Breeze, P., Brillinger, D., and Halliday, D. (1989). The fourier approach to the identification of functional coupling between neuronal spike trains. *Progress in biophysics and molecular biology*, 53(1):1–31.
- Shadmehr, R. (2017). Distinct neural circuits for control of movement vs. holding still. *Journal of neurophysiology*, 117(4):1431–1460.
- Sherrick, C. E., Cholewiak, R. W., and Collins, A. A. (1990). The localization of low-and high-frequency vibrotactile stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(1):169–179.
- Shiavi, R. (2010). *Introduction to applied statistical signal analysis: Guide to biomedical and electrical engineering applications*. Elsevier.
- Teasdale, N. and Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & posture*, 14(3):203–210.
- Thompson, C., Bélanger, M., and Fung, J. (2007). Effects of bilateral achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clinical Neurophysiology*, 118(11):2456–2467.
- Ventura, J., Lackner, J., and Holden, M. (1994). Stabilization of posture by precision contact of the index finger.
- Wang, S. and Tang, M. (2004). Exact confidence interval for magnitude-squared coherence estimates. *IEEE signal processing letters*, 11(3):326–329.
- Welch, P. (1967). The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, 15(2):70–73.
- Wierzbicka, M., Gilhodes, J., and Roll, J. (1998). Vibration-induced postural posteffects. *Journal of neurophysiology*, 79(1):143–150.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4):193–214.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Yang, Y., Pu, F., Lv, X., Li, S., Li, J., Li, D., Li, M., Fan, Y., et al. (2015). Comparison of postural responses to galvanic vestibular stimulation between pilots and the general populace. *BioMed Research International*, 2015.
- Zoubir, A. M. (2005). On confidence intervals for the coherence function. In *Proceedings.(ICASSP'05). IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005.*, volume 4, pages iv–413. IEEE.