UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

FERNANDO HENRIQUE MAGALHÃES

EFEITOS DE TENS E VIBRAÇÃO SOBRE A GERAÇÃO DE FORÇA E SOBRE O CONTROLE POSTURAL HUMANO

SÃO PAULO
2011

FERNANDO HENRIQUE MAGALHÃES

EFEITOS DE TENS E VIBRAÇÃO SOBRE A GERAÇÃO DE FORÇA E SOBRE O CONTROLE POSTURAL HUMANO

Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Neurociências e Comportamento.

Área de Concentração: Neurociências.

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn.

SÃO PAULO
2011

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.

Catalogação na publicação
Biblioteca Dante Moreira Leite
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Magalhães, Fernando Henrique.
Efeitos de tens e vibração sobre a geração de força e sobre o controle postural humano / Fernando Henrique Magalhães; orientador André Fabio Kohn. -- São Paulo, 2011.
131 f.
Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Postura 2. Estimulação elétrica 3. Desempenho motor 4. Vibrações 5. Vias aferentes I. Título.

RA781.5

FOLHA DE APROVAÇÃO

Fernando Henrique Magalhães

Efeitos de TENS e vibração sobre a geração de força e sobre o controle postural humano

Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Neurociências e Comportamento.

Área de Concentração: Neurociências.

Defesa em: XX / XX / 2011.

Banca Examinadora

Nome: _____

Assinatura: _____

Nome: _____

Assinatura: _____

Nome: _____

Assinatura: _____

Nome: _____

Assinatura: _____

Nome: _____

Assinatura: _____

RESUMO

Esta tese de doutorado está dividida em três capítulos.

O primeiro capítulo teve sua fundamentação em resultados da literatura, que mostraram que a aplicação de trens de alta freqüência de estimulação elétrica na perna pode gerar forças maiores do que seria esperado pela estimulação direta de axônios motores, por um mecanismo central gerado em motoneurônios por ativação de sinapses de aferências sensoriais. O objetivo foi investigar se estímulos vibratórios aplicados ao tendão de Aquiles são também capazes de gerar torques extras de grande magnitude no grupo muscular do tríceps sural. Para tanto, o torque isométrico gerado pelo tornozelo foi medido em resposta a diferentes padrões de associação entre estímulos elétricos e mecânicos aplicados ao grupo muscular do tríceps sural. As salvas de estímulos vibratórios puderam gerar torques extras substanciais, que eram acompanhados por um aumento da excitabilidade motoneuronal, visto que foi observado um concomitante aumento na amplitude pico a pico das ondas F captadas no músculo sóleo. Esses resultados mostraram que estímulos vibratórios aplicados juntamente a uma estimulação elétrica basal podem gerar níveis de força consideráveis, devido ao recrutamento de motoneurônios na medula espinhal. Os resultados indicam que a associação entre vibração e estimulação elétrica pode ser benéfica para diversas intervenções terapêuticas e programas de exercícios baseados em vibração. O comando para a geração de torques extras pela vibração provavelmente ativa motoneurônios na medula espinhal seguindo o princípio do tamanho, o que é uma característica desejável para paradigmas de estimulação.

O segundo capítulo teve como ponto de partida o fato de que, quando indivíduos exercem um leve toque com a ponta dedo indicador sobre uma superfície estacionária, observa-se uma melhora na estabilidade postural. Nosso estudo investigou se uma melhora adicional na estabilidade postural pode ser atingida pela aplicação de um baixo nível de ruído

mecânico (ruído vibratório) à superfície de contato com o dedo. Tal hipótese foi baseada na teoria da ressonância estocástica, que consiste na idéia de que a detecção e transmissão de um sinal fraco ou subliminar podem ser otimizadas pela presença de um nível particular de ruído. Os sujeitos permaneceram em postura ortostática sobre uma plataforma de força, enquanto tocavam com a ponta do dedo indicador direito um aparato usado para produzir oscilações vibratórias na superfície de contato do dedo. Parâmetros caracterizando as oscilações posturais foram computados a partir de medidas provenientes dos sinais do centro de pressão (adquiridos por uma plataforma de força). Os resultados mostraram que a aplicação de um ruído vibratório à superfície de contato do dedo causou uma melhora significativa na estabilidade postural quando comparada à condição em que a superfície de contado permanecia estacionária. Os resultados podem ter implicações clínicas relevantes em relação ao projeto de dispositivos de auxílio a pessoas com déficits sensório-motores, como bengalas, visando aumentar a estabilidade postural.

Por fim, o terceiro capítulo investigou os efeitos da aplicação de ruído elétrico nos músculos da perna sobre o controle neuromuscular (i.e. variabilidade da força de flexão plantar exercida isometricamente) e sobre o controle postural humano (i.e. medida das oscilações posturais por uma plataforma de força). Os resultados mostraram pela primeira vez que um ruído elétrico abaixo do limiar sensorial pode causar uma melhora no controle neuromuscular durante uma tarefa de manter um determinado nível de força isométrica o mais constante possível, por mecanismo provavelmente associado à ressonância estocástica. Além disso, foi encontrada uma correlação significativa entre as reduções obtidas na variabilidade do torque e as reduções observadas em algumas medidas do centro de pressão, indicando que a variabilidade do torque de flexão plantar obtida com os sujeitos sentados pode ser um bom indicativo da amplitude das oscilações posturais para certas intervenções. Em conjunto, os resultados indicam um potencial de uso clínico de estimulações com ruído elétrico para a

melhora do controle neuromuscular de pessoas com diferentes acometimentos sensório-motores.

Palavras-chave: postura, estimulação elétrica, ressonância estocástica, vibração, vias sensoriais, desempenho motor, ruído branco.

ABSTRACT

This doctorate thesis is divided into three chapters.

The first chapter was inspired on previous results from the literature which showed that high-frequency trains of electrical stimulation applied over the lower limb muscles can generate forces higher than would be expected by direct activation of motor axons, by a mechanism generated within the central nervous system by synaptic input from sensory afferents to motoneurons. The objective was to investigate if vibration applied to the Achilles tendon is also able to generate large magnitude extra torques in the triceps surae muscle group. The isometric ankle torque was measured in response to different patterns of coupled electrical and mechanical stimuli applied to the triceps surae muscle group. The vibratory bursts could generate substantial extra torques that were accompanied by increased motoneuron excitability, since a parallel increase in the peak-to-peak amplitude of soleus F waves was observed. These results showed that vibratory stimuli applied with a background electrical stimulation generate considerable force levels due to the spinal recruitment of motoneurons. So, the association of vibration and electrical stimulation could be beneficial for many therapeutic interventions and vibration-based exercise programs. The command for the vibration-induced extra torques presumably activates spinal motoneurons following the size principle, which is a desirable feature for stimulation paradigms.

The second chapter was based on the knowledge that when a subjects' index fingertip touches lightly a rigid and stationary surface there is an improvement of his/her postural stability. Our study investigated whether a further increase in postural steadiness may be achieved by applying a low level mechanical noise (vibratory noise) to the fingertip contact surface. Such a hypothesis is based on the stochastic resonance theory, which says that the detection and transmission of a weak or sub-threshold input signal may be enhanced by the

presence of a particular level of noise. The subjects stood as quietly as possible over a force plate while touching with their right index fingertip a surface that could be either quiescent or vibrated. Body sway parameters were computed from measurements of the center of pressure (acquired from the force plate). The results showed that the delivery of the vibratory noise to the fingertip's contact surface caused a significant improvement on postural stability when compared with the condition in which the surface was stationary. The results could be helpful for the design of rehabilitation aids such as canes commonly used to improve stability in people with sensory deficits.

Finally, in the third chapter, the effects of electrical noise applied to the leg muscles on neuromuscular control (i.e. isometric plantar flexion force variability) and on human postural control (i.e. measures of postural sway) were investigated. The results showed for the first time that a sub-threshold electrical noise may improve neuromuscular control during a task in which an isometric force level is maintained as constant as possible, presumably by a stochastic resonance mechanism. Furthermore, a significant correlation was found between the reductions in torque variability and the improvements in postural sway, indicating that plantarflexion torque variability acquired while subjects are in a seated position may provide a good estimate of their postural sway under the same intervention. Taken together, the results indicate the potential for the clinical usage of noise-based stimulations to enhance neuromuscular control in a population with sensory-motor impairments.

Key words: posture, electrical stimulation, stochastic resonance, vibration, neural pathways, motor performance, white noise.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Representação do arranjo experimental, com o sujeito na posição sentada, localização dos eletrodos de estimulação e do vibrador, assim como pedal fixado ao transdutor de força. 27

Figura 1.2: Eletrodo de superfície para a captação do sinal EMG e posicionamento dos eletrodos para a captação do sinal EMG do músculo sóleo. 29

Figura 1.3: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 1*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 1*, mostrando o curso temporal de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz alternados com 2 segundos de estimulação elétrica a 100 Hz. B e C) Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Note que os valores de TEs representam o incremento em relação ao valor do TP. Os oito TEs iniciados após a aplicação dos trens de estimulação elétrica a 100 Hz são nomeados, respectivamente, TE1 á TE8. Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. D) Média dos TEs representando os dados do grupo (n=48) * indicam TEs significativos (p<0,05). 34

Figura 1.4: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 2*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 2*, mostrando o curso temporal de 8 salvas de 2 segundos de vibração senoidal a 100 Hz aplicadas sobre uma estimulação elétrica constante a 20 Hz. B e C) Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. * indicam TEs significativos (p<0,05). 35

Figura 1.5: Idêntico à Figura 1.4, porém representando salvas de estímulos vibratórios em vez do padrão de ruído branco. 36

Figura 1.6: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 3*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 3*, mostrando o curso temporal de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz alternados com 2 segundos de aplicação de salvas vibratórias. B e C) Dados obtidos em resposta á vibração senoidal de 100 Hz. Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos (#2 e #3 respectivamente mostrados em B e C) que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. D e E) O mesmo que em B e C, porém

representando salvas de estímulos vibratórios em padrão de ruído branco. * indicam TEs significativos. 37

Figura 1.7: Acima, os dois primeiros gráficos mostram a FFT da aceleração tanto do sinal correspondente a vibração de ruído branco quanto 100 Hz senoidal (sinais captados por meio de um acelerômetro fixado à parte móvel do vibrador). O terceiro gráfico mostra o histograma de amplitude correspondente ao sinal da aceleração do ruído branco. A-D) Média dos TEs representando os dados do grupo (n=48), respectivamente para: vibração senoidal durante o padrão de estimulação 2; vibração de ruído branco durante o padrão de estimulação 2; vibração senoidal durante o padrão de estimulação 3; vibração de ruído branco durante o padrão de estimulação 3. * indicam TEs significativos ($p<0,05$)..... 38

Figura 1.8: A) Torque de flexão plantar (7 respostas sobrepostas) e EMG do músculo sóleo gerados em resposta a três salvas de vibração (senoidal, 100Hz, duração 2 de segundos) aplicadas sem estimulação elétrica concomitante. Em destaque, observa-se a reposta do torque e da atividade EMG em uma escala de tempo expandida. B) Torque de flexão plantar (7 respostas sobrepostas) gerado em resposta a três salvas de vibração (senoidal, 100Hz, duração 2 de segundos) aplicadas alternadamente com trens de 2 segundos de estimulação elétrica de 20 Hz, finalizando com 23 segundos de estimulação elétrica. Nota-se que quando a estimulação elétrica é introduzida, o torque de flexão plantar não retorna aos níveis observados durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica (esta última tende a se manter constante se aplicada sem a presença de estímulos vibratórios, como pode ser observado nas 2 respostas controle sobrepostas)..... 40

Figura 1.9: A) Padrão de estimulação utilizado (dois períodos de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz separados por 2 segundos de vibração), assim como o torque obtido em resposta ás estimulações e uma representação dos instantes (repouso, tempo 1, tempo 3 e tempo 5) de aplicação dos estímulos testes que deram origem, respectivamente, a cada onda F e M_{max} representadas. B) Ondas F e M_{max} captadas no músculo sóleo (10 repetições sobrepostas em cada condição) obtidas em resposta à estimulação supramáxima do nervo tibial posterior, em diferentes momentos durante a aplicação de estimulação elétrica a 20 Hz (tempo 1, tempo 3 e tempo 5, tanto antes quanto depois da aplicação de vibração) e em repouso. Note que as barras de calibração das amplitudes estão ajustadas em unidades de mV para as ondas M_{max}, enquanto que para as ondas F estão ajustadas em fração da onda M_{max} obtida em cada repetição (i.e. ondas F normalizadas em $\%M_{max}$). Dados de um sujeito representativo. 41

Figura 1.10: Amplitude pico a pico (n=10, ± EPM) das ondas F (quadrados pretos, valores normalizados em $\%M_{max}$, eixo da direita) e das ondas M_{max} (círculos cinza claro, valores

expressos em mV, eixo da esquerda) obtidas em repouso e, respectivamente no tempo 1 até o tempo 5, tanto antes quanto depois da aplicação de 2 segundos de estímulos vibratórios (senoidais de 100 Hz). 42

Figura 1.11: A) Torque de flexão plantar (média de 10 respostas, com desvio padrão representado em cinza claro) e EMG do músculo sóleo (um traçado representativo) gerados em resposta à 2 segundos de vibração (senoidal, 100Hz, duração de 2 segundos) aplicados sem estimulação elétrica concomitante. B) Ondas F e M_{max} captadas no músculo sóleo (10 repetições sobrepostas em cada condição) obtidas em resposta à estimulação supramáxima do nervo tibial posterior, em diferentes momentos após o término do estímulo vibratório (tempo 1, tempo 2 e tempo 3) e em repouso. C) Amplitude pico a pico (n=10, ± EPM) das ondas F (quadrados pretos, valores normalizados em $\%M_{max}$, eixo da direita) e das ondas M_{max} (círculos cinza claro, valores expressos em mV, eixo da esquerda) obtidas em repouso e, respectivamente nos no tempo 1, 2 e 3 após o término da vibração. 43

Figura 2.1: Características da vibração de ruído branco com intensidade ajustada a um valor RMS = 0.4g. O gráfico à esquerda mostra um histograma de amplitude dividido em 50 intervalos, correspondente à amostra de 120 s de vibração mecânica (dados captados por um acelerômetro posicionado no vibrador e adquiridos a uma freqüência de amostragem de 2kHz), indicando a distribuição gaussiana do estímulo aplicado. O gráfico à direita mostra a FFT do mesmo sinal, concentrado principalmente entre 30 e 300 Hz. 59

Figura 2.2: Esquema do arranjo experimental utilizado nos experimentos 1 e 2, mostrando o sujeito posicionado sobre a plataforma de força, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato fixada ao vibrador (dois possíveis arranjos são mostrados, resultando respectivamente numa orientação horizontal e vertical dos estímulos vibratórios). Durante todas as condições experimentais os sujeitos utilizaram um fone de ouvido através do qual ouviam a um ruído sonoro. Pode-se observar também exemplos de sinais adquiridos pelo transdutor de força (indicando a força de apoio aplicada pelo dedo), pelo acelerômetro (indicando os sinais de aceleração correspondentes à vibração) e pela plataforma de força (estatocinesiograma com os sinais do COP). 59

Figura 2.3: Configurações de duas diferentes superfícies de contato para o dedo (uma em forma de L, à direita, e uma simplesmente plana, á esquerda), sendo possível obter as duas orientações de aplicação da vibração (orientação horizontal à esquerda e orientação vertical à direita). 60

Figura 2.4: Esquema do arranjo experimental utilizado no experimento 3, mostrando o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em 3 diferentes condições: com os braços confortavelmente ao lado do corpo, portanto não exercendo toque na superfície de contato;

com o dedo indicador direito tocando a superfície estacionária; ou com o dedo indicador direito tocando a superfície vibratória. 67

Figura 2.5: Exemplo de sinais adquiridos durante o experimento 1 (dados de um sujeito representativo). De cima para baixo, observa-se: A) as 3 condições experimentais (EQ, SE e OE) com os correspondentes estatocinesiogramas obtidos a partir dos dados do COP; B e C) séries temporais correspondentes a 100s de sinais do COP na direção AP e ML, respectivamente, com o valor RMS de cada sinal representado pelos tracejados horizontais; D) Espectro de potência obtidos a partir dos sinais do COP em cada condição experimental, tanto para direção AP (à esquerda) quanto para direção ML (à direita). 70

Figura 2.6: Valores das variáveis obtidas durante as condições SE e EO, tanto para cada indivíduo quanto para as médias do grupo. A) Da esquerda para a direita, valores das variáveis Área, RMSap, RMSml, VMap e VMml obtidos para cada sujeito (média de 6 repetições) durante as condições SE e OE, com estímulos vibratórios aplicados na orientação vertical. B) O mesmo que em A., porém para estímulos vibratórios aplicados na orientação horizontal. C) Médias do grupo obtidas para cada variável durante as condições SE e EO, tanto para estímulos vibratórios aplicados na orientação vertical (indicado por V) quanto horizontal (indicado por H). * indicam diferenças significativas (p<0,05) entre as condições SE e OE. 71

Figura 2.7: A) Média dos espectros de potência e das variáveis relacionadas ao domínio da freqüência dos sinais do COP (BF, MF e AF) estimados a partir de todas as repetições, para todas as condições experimentais de todos os sujeitos. * indicam diferenças significativas (p<0,05) entre as condições SE e OE. B) Mesmos espectros obtidos em A, porém para faixas de freqüências separadas, correspondentes a BF (0.05 a 0.25 Hz), MF (0.3 a 0.7 Hz) e AF (0.75 a 2 Hz). 73

Figura 2.8 Curvas obtidas para as variáveis tradicionais do COP em função da intensidade dos estímulos vibratórios utilizados. Cada nível de ruído vibratório foi normalizado em relação ao nível em que uma redução mais acentuada na área do estabilograma pôde ser observada. Os quantificadores de oscilação postural estão expressos como porcentagem dos valores correspondentes obtidos na condição SE. * indicam diferenças significativas (p < 0,05) entre a condição controle (SE) e aquela em que uma redução mais acentuada nas oscilações posturais pôde ser observada. 74

Figura 2.9: Espectros de potência obtidos para os sinais do COP para a condição SE e para outras duas condições nas quais diferentes intensidades de ruído vibratório foram aplicadas, de forma a causar uma melhora (intensidade ótima) ou uma piora (intensidade mais alta) nos parâmetros de estabilidade postural. 75

Figura 2.10: “Boxplots” correspondentes a 6 repetições realizadas pelos 3 sujeitos (n=18) para cada uma das condições experimentais durante o experimento 3. Os boxplots possuem linhas horizontais representando os valores do primeiro quartil, mediana e terceiro quartil de cada amostra correspondente a cada condição experimental representada pelos números 1,2 e 3. As linhas verticais se estendem até os valores máximos e mínimos das amostras. As linhas inclinadas formam “cunhas” desenhadas de modo a representar a variabilidade dos dados em relação à mediana. O tamanho de dada “cunha” é calculado de forma que se pode assumir, com 95% de confiança, que “cunhas” que não se sobrepõem possuem medianas diferentes. Por meio deste método visual (porém robusto quando se compara medianas de 3 diferentes amostras), não se pode observar diferença entre as 3 condições experimentais para nenhuma variável. 76

Figura 2.11: Espectros de potência obtidos a partir dos sinais do COP (tanto para direção AP, á esquerda, quanto para direção ML, à direita) em cada uma das condições experimentais durante o experimento 3. 76

Figura 3.1: Foto ilustrativa da cadeira utilizada nos experimentos, com a articulação do joelho em 180° e a articulação do tornozelo em 90º. 87

Figura 3.2: Exemplo de tela gerada em Labview e apresentada aos participantes durante os experimentos. A tarefa consistia em manter o nível de força o mais constante possível (sobre a linha horizontal roxa), sendo os primeiros 18 segundos com *feedback* visual do traçado. No 18º segundo, o retângulo no canto superior esquerdo da tela emitia um sinal verde, indicando que os sujeitos deveriam fechar os olhos e tentar manter o mesmo nível de força durante os 32 segundos restante, sem *feedback* visual. 88

Figura 3.3: Divisor de corrente com potenciômetro. A corrente gerada na saída do STIMSOL era ligada a uma resistência variável (potenciômetro) e então dividida em duas saídas (usadas bilateralmente sobre os músculos posteriores durante o experimento 1 e unilateralmente, sobre os músculos anteriores e posteriores, durante o experimento 2). 89

Figura 3.4: A) Desvio padrão do torque (em %CVM) em cada condição experimental (controle e estimulação ótima), cada sujeito sendo representado por uma cor. B). Valores médios (com barras de desvio padrão) da variabilidade do torque para cada condição experimental (n = 11). * indica diferença significativa ($p < 0,05$) entre as condições. 94

Figura 3.5: Médias do grupo (com barras de desvio padrão) obtidas para cada variável do COP (RMSap, RMSml, VMap, VMml e Área) durante as condições controle e de estimulação ótima (EO). * indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre as condições. 95

Figura 3.6: Correlação linear significativa ($p < 0.05$) entre o percentual de redução do desvio padrão do torque e o percentual de redução das variáveis RMSap (A) e Área (B)..... 96

Figura 3.7: Desvio padrão do torque (em %CVM) em cada condição experimental: controle (sem estimulação), estimulação simultânea nos músculos anteriores e posteriores (TA + TS), estimulação apenas nos músculos posteriores (TS) e estimulação apenas no tibial anterior (TA). A) Valores individuais, com cada sujeito sendo representado por uma cor. B). Valores médios ($n = 10$, com barras de desvio padrão). * indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as condições..... 97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Diferenças percentuais entre as condições de estimulação vibratória (EV1 e EV2) e a condição SE para todos os sujeitos. Valores positivos indicam uma melhora na estabilidade postural, enquanto valores negativos indicam uma piora da mesma. # indicam os valores (em negrito) correspondentes à estimulação ótima (EO) usados nas comparações (teste t). 69

Tabela 2: Valores de t, p e ES obtidos para as variáveis relacionadas ao domínio da freqüência na análise de comparação entre as condições EO e SE. São mostrados valores relativos aos dados obtidos tanto para a orientação dos estímulos vibratórios na direção vertical quanto horizontal. * indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as condições SE e OE..... 72

Tabela 3: Diferenças percentuais na variabilidade do torque entre as condições de estimulação com ruído elétrico (0.95*LS, 0.90*LS e 0.85*LS) e a condição controle (sem corrente) para todos os sujeitos. Valores positivos indicam uma diminuição do valor médio do desvio padrão do torque, enquanto valores negativos indicam um aumento do mesmo. Os valores em negrito correspondem à estimulação ótima usada nas comparações (teste t)..... 94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF: Alta Freqüência

ANOVA: Análise de Variância

AP: Ântero-Posterior

BF: Baixa Freqüência

CEPH-IP: Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos do Instituto de Psicologia

CIP: Corrente Intracelular Persistente

cm: centímetro(s)

COP: Centro de Pressão

CVM: Contração Voluntária Máxima

DEP: Densidade Espectral de Potência

DP: Desvio Padrão

EEG: Eletroencefalograma

EMG: Eletromiograma

EO: Estimulação Ótima

EPM: Erro Padrão da Média

EQ: Ereta Quieta

ES: Effect Size

EV1: Estimulação Vibratória 1

EV2: Estimulação Vibratória 2

FES: Functional Electrical Stimulation / Estimulação Elétrica Funcional

FFT: Fast Fourier Tranformer / Transformada Rápida de Fourier

g: unidade correspondente à aceleração da gravidade

Hz: hertz

IPUSP: Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

kg: kilogramas

kHz: kilohertz

LED: Light Emitting Diode / Diodo Emissor de Luz

LS: Limiar Sensorial

m: metro(s)

MF: Média Freqüência

ML: Médio-Lateral

mm: milímetro(s)

Mmax: onda M máxima

ms: milisegundo(s)

mV: milivolt(s)

N: Newton(s)

PP: Potencial Platô

PPT: Potenciação Pós-Tetânica

RE: Ressonância Estocástica

RMS: Root Mean Square (valor eficaz)

RMSap: Root Mean Square (valor eficaz) para a direção ântero-posterior

RMSml: Root Mean Square (valor eficaz) para a direção médio-lateral

RTV: Reflexo Tônico de Vibração

s: segundo(s)

SE: Superfície Estacionária

TA: Tibial Anterior

TE: Torque Extra

TENS: Transcutaneous Electrical Stimulation / Estimulação Elétrica Trancutânea

TP: Torque Periférico

TS: Tríceps Sural

VM: Velocidade Média

VMap: Velocidade Média para a direção ântero-posterior

VMml: Velocidade Média para a direção médio-lateral

Sumário

APRESENTAÇÃO **19**
Capítulo 1. "Torques extras" gerados pelo músculo tríceps sural em resposta à associação entre estimulações elétrica e mecânica. **21**
1.1 Introdução e Revisão da Literatura ***21***
1.2 Metodologia ***25***
1.2.1 Geração de Torques Extras (TEs) *25*
1.2.2 Estimando a Excitabilidade Motoneuronal por meio da Onda F *30*
1.3 Resultados ***33***
1.4 Discussão ***43***
1.4.1 Relevância Prática *51*
1.4.2 Direções Futuras *54*
Capítulo 2. Estímulos vibratórios aplicados à superfície de contato do dedo aumentam a estabilidade postural associada ao toque **55**
2.1 Introdução e Revisão da Literatura ***55***
2.2 Metodologia ***57***
2.2.1 Participantes *57*
2.2.2 Aparato de Vibração *58*
2.2.3 Experimento 1 ..... *60*
2.2.4 Experimento 2 ..... *64*
2.2.5 Experimento 3 ..... *65*
2.3 Resultados ***68***
2.3.1 Experimento 1 ..... *68*
2.3.2 Experimento 2 ..... *73*
2.3.3 Experimento 3 ..... *75*
2.4 Discussão ***77***
Capítulo 3. Efeito de estimulação elétrica aleatória subliminar sobre a variabilidade da força de flexão plantar e sobre o controle postural humano **82**
3.1 Introdução e Revisão da Literatura ***82***
3.2 Metodologia ***86***
3.2.1 Participantes *86*
3.2.2 Estimulador para Estimulações com Ruído Elétrico *86*
3.2.3 Aparato Mecânico *86*
3.2.4 Protocolo Geral *87*
3.2.5 Experimento 1 ..... *89*
3.2.6 Experimento 2 ..... *91*
3.2.7 Análise dos Dados *92*
3.3 Resultados ***93***
3.3.1 Experimento 1 ..... *93*
3.3.2 Experimento 2 ..... *96*
3.4 Discussão ***97***
Conclusões **106**
Bibliografia **107**

APRESENTAÇÃO

O texto a seguir corresponde à tese de doutorado de Fernando Henrique Magalhães, realizado sob orientação do Prof. Dr. André Fabio Kohn, no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, pelo programa de pós-graduação em Neurociências e Comportamento oferecido pelo Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

O trabalho em questão recebeu apoio financeiro da FAPESP, processo n. 07/03608-9, na modalidade de bolsa de doutorado. O projeto inicial propôs a realização de vários paradigmas experimentais norteados pelo fenômeno da ressonância estocástica, no qual a detecção e transmissão de um sinal fraco ou subliminar podem ser otimizadas pela presença de um nível particular de ruído. Tal fenômeno tem justificado diversos estudos nos quais estímulos sensoriais de diferentes modalidades, aplicados segundo um padrão de ruído branco, são empregados de forma a beneficiar funções de sistemas biológicos sensoriais e motores. Mais especificamente, o projeto proposto inicialmente pretendeu estudar efeitos de diferentes tipos de entradas sensoriais de origem elétrica e mecânica, TENS e vibração, nas oscilações posturais de seres humanos sadios.

Entretanto, durante a leitura de recentes dados da literatura envolvendo estímulos elétricos que favorecem a ativação de vias sensoriais e os efeitos desse tipo de estimulação sobre o sistema motor, nos deparamos com interessantes relatos sobre a geração de forças adicionais, atribuídas a propriedades intrínsecas de motoneurônios, observadas em resposta à estimulação elétrica de vias sensoriais. Portanto, acabamos por nos interessar também nos efeitos de vibração (de modo a ativar vias sensoriais provenientes do fuso muscular) na geração de força adicional. Sendo assim, o primeiro capítulo desta tese aborda questões de como determinados músculos da perna reagem a estímulos elétricos (TENS) e mecânicos (vibração) no que tange a geração de força em resposta a esses estímulos. Esses estudos puderam fornecer informações até então não presentes na literatura sobre características da força gerada por grupos musculares altamente atuantes na manutenção da postura ereta quieta frente à associação de padrões específicos de estimulações elétrica e mecânica.

Resultados parciais dessa investigação foram publicados em forma de resumo no XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica (APÊNDICE A), e um artigo completo com os resultados finais foi publicado no periódico internacional "*Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*" (APÊNDICE B).

O segundo capítulo descreve paradigmas experimentais desenvolvidos a fim de se investigar o efeito de uma vibração aplicada à base de apoio do dedo indicador nas oscilações posturais de indivíduos durante a manutenção da postura. Esses estudos revelaram que certas intensidades de ruído branco vibratório, quando aplicadas à base de apoio do dedo, são capazes de promover uma melhora na estabilidade postural quando comparada a condições em que tal vibração não é aplicada. Os resultados são interpretados com base no fenômeno da ressonância estocástica, e puderam fornecer informações potencialmente relevantes para a reabilitação e melhora da qualidade de vida de pessoas com prejuízo de equilíbrio causado, por exemplo, por déficits sensoriais. Resultados parciais dessa investigação foram publicados no XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (APÊNDICE C). Um artigo completo com os resultados finais foi publicado no periódico internacional "*Experimental Brain Research*" (APÊNDICE D). Além disso, este estudo ainda serviu de inspiração para uma publicação no periódico internacional "*Medical Hypotheses*" (APÊNDICE E).

Finalmente, o terceiro capítulo investigou os efeitos da aplicação de ruído elétrico nos músculos da perna sobre o controle neuromuscular e sobre o controle postural humano. Os resultados mostraram pela primeira vez que um ruído elétrico abaixo do limiar sensorial pode causar uma melhora no controle neuromuscular durante uma tarefa de manter um determinado nível de força isométrica o mais constante possível, por mecanismo provavelmente associado à ressonância estocástica, indicando um potencial de uso clínico de estimulações com ruído elétrico para a melhora do controle neuromuscular de pessoas com diferentes acometimentos sensório-motores. Atualmente, um manuscrito com os resultados dessa investigação está sendo elaborado para submissão a um periódico científico internacional.

Capítulo 1. "Torques extras" gerados pelo músculo tríceps sural em resposta à associação entre estimulações elétrica e mecânica.

1.1 Introdução e Revisão da Literatura

Estímulos elétricos transcutâneos aplicados diretamente sobre um dado músculo podem gerar contrações por dois mecanismos distintos (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007; POWERS, 2009). O mecanismo mais comum é por ativação direta dos ramos terminais de axônios motores, gerando força através de um mecanismo periférico, dando origem ao *torque periférico* (DEAN et al., 2007). Alternativamente, uma estimulação elétrica pode gerar potenciais de ação em aferentes sensoriais de grande calibre (o que seria favorecido pelo uso de pulsos largos de, por exemplo, 1 ms de duração e alta freqüência de estimulação (BALDWIN et al., 2006)). Tais potenciais de ação poderiam, por sua vez, recrutar motoneurônios-α na medula espinhal de forma reflexa, ou seja, por um *mecanismo central.* Tal mecanismo implica em benefícios importantes para técnicas como a estimulação elétrica transcutânea (TENS), a estimulação elétrica funcional (FES) e outras intervenções terapêuticas, já que mediante a uma ativação sináptica (i.e. mecanismo central), as unidades motoras são recrutadas em sua ordem natural, ou seja, começando com aquelas mais resistentes a fadiga (BALDWIN et al., 2006; DEAN et al., 2007; HENNEMAN; OLSON, 1965; MENDELL et al., 1990; STEPHENS; USHERWOOD, 1977).

Interessantemente, essa entrada excitatória proveniente das aferências sensoriais pode produzir forças de grandes magnitudes e uma relação inesperada entre a freqüência de estímulo e as contrações observadas (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002). Por exemplo, quando breves períodos de estimulação elétrica de alta freqüência (e.g. 100 Hz) foram aplicados de forma sobreposta a um trem mais longo de estímulo a baixa freqüência (e.g. 20 Hz), isto é, em um padrão de alternância entre períodos de estímulos de 20 e 100 Hz, o incremento na força gerado pelo mecanismo central descrito anteriormente (iniciado pela estimulação a 100 Hz) não foi apenas bem maior do que aquela força gerada pelo mecanismo periférico (em resposta a estimulação a 20 Hz), mas quando a freqüência de

estimulação retornou a 20 Hz, a força permaneceu inesperadamente mais alta, ou seja, mais força foi gerada após a aplicação do padrão de alta freqüência do que antes dele (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007). Em alguns casos, tais forças sustentadas observadas após um período de estimulação de alta freqüência foram mantidas até depois do período total de estimulação, isto é, quando qualquer tipo de estímulo já havia sido desligado (COLLINS et al., 2001).

Essa "força extra", auto-sustentada, produzida pelo mecanismo central, a qual passaremos a chamar de "torque extra (TE)", é desenvolvida adicionalmente ao torque gerado por meio da estimulação direta de axônios motores (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007; KLAKOWICZ et al., 2006) e pode alcançar níveis bem altos, acima de 40% do torque gerado por uma contração voluntária máxima (CVM) (COLLINS et al., 2002). O mecanismo proposto para a geração desse TE é o de um aumento na taxa de disparo assim como recrutamento de novos motoneurônios, tanto por meio do desenvolvimento de potenciais platôs (PPs) quanto de potenciação pós-tetânica (PPT), ou ainda por esses dois mecanismos agindo simultaneamente (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002). Em conseqüência da estimulação de alta freqüência, haveria um aumento na liberação de neurotransmissores dos terminais pré-sinápticos das aferências sensoriais, gerando PPT, permitindo então a ativação de motoneurônios com maior limiar de disparo (VAN BOXTEL, 1986). A ativação das vias sensoriais poderia também causar a abertura de canais de cálcio tipo L (por exemplo), gerando assim correntes intracelulares persistentes (CIPs) que produziriam despolarização contínua (PP) e, conseqüentemente, disparos auto-sustentados dos motoneurônios (HECKMAN et al., 2008; HECKMANN et al., 2005; HULTBORN, 2002; KLAKOWICZ et al., 2006).

A contração gerada por estimulação elétrica, responsável por iniciar o TE por meio de um mecanismo central, se assemelha àquela contração gerada durante o reflexo tônico de vibração (RTV), o qual se desenvolve em resposta a vibração aplicada diretamente sobre um músculo ou seu tendão. Ambos os mecanismos são iniciados por vias aferentes de grande calibre, podem ter duração maior do que a do próprio estímulo, se desenvolvem de maneira lenta, são involuntários, mas podem

ser interrompidos por comandos descendentes de forma a ativar músculos antagônicos (COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2008; HOMMA et al., 1971; LANG; VALLBO, 1967; MARSDEN et al., 1969). Além disso, alguns estudos em preparações animais têm sugerido que a ativação de CIPs também exerce um papel de forma a contribuir para a geração do RTV (CRONE et al., 1988; HOUNSGAARD et al., 1988; STUART et al., 1986).

Nessa direção, evidências adicionais de que o padrão de disparo de unidades motoras em humanos é determinado por propriedades intrínsecas como a geração de CIPs, têm sido acessadas por meio da aplicação de breves períodos de vibração (~0.5 - 1.5 s) ao músculo de indivíduos durante uma contração isométrica leve e constante, utilizando-se técnicas-padrão de captação dos disparos de unidades motoras (GORASSINI et al., 2002; GORASSINI et al., 1998; KAMEN et al., 2006; KIEHN; EKEN, 1997; WALTON et al., 2002). Disparos auto-sustentados gerados pela vibração, por um provável mecanismo de geração de PPs, foram evidenciados pela ativação de uma segunda unidade motora (além daquela que já disparava devido a manutenção de leve contração isométrica), que continuava a disparar potenciais de ação mesmo depois de cessar-se o estímulo vibratório. Tal abordagem proporcionou evidências da presença de disparos auto-sustentados de motoneurônios tanto em adultos jovens quanto idosos (KAMEN et al., 2006). Tais estudos, porém, foram conduzidos concomitantemente a uma leve contração voluntária, sendo que os disparos auto-sustentados puderam gerar apenas um pequeno aumento na força associada.

Embasado nessas evidências de geração de PPs em motoneurônios por meio de vibração, o presente estudo pretendeu investigar se a vibração é também capaz de gerar TEs auto-sustentados, em níveis de contração bem mais altos quando comparados ao torque periférico gerado por estimulação elétrica de baixa freqüência. Mais especificamente, o objetivo foi verificar se a vibração pode gerar forças auto-sustentadas comparáveis àqueles TEs mostrados previamente em resposta à estimulação elétrica de alta freqüência (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007). Ainda, um suposto aumento na excitabilidade motoneuronal associada com a geração de TEs foi investigado no presente estudo por meio de ondas F (i.e. resposta gerada pela reativação antidrômica de

motoneurônios, “backfiring”) obtidas em resposta à estimulação supramáxima do nervo tibial posterior.

É importante ressaltar que existem diferenças relevantes entre os efeitos de estímulos vibratórios e elétricos. Uma diferença óbvia é que a ativação antidrômica de axônios motores ou sensoriais não ocorre durante a vibração. Sendo assim, não há colisão (ou aniquilação) entre potenciais de ação gerados reflexivamente e potenciais de ação antidrômicos. Além disso, a dispersão temporal das salvas de potenciais de ação nas aferentes Ia é muito maior em resposta a percussão no tendão de Aquiles do que em resposta a estimulação elétrica do nervo tibial, o que pode resultar em diferenças na transmissão central (BIRNBAUM; ASHBY, 1982). Sabe-se ainda que os disparos de aferentes tipo Ib, II e de origem cutânea gerados por estimulação elétrica do nervo tibial são diferentes daqueles gerados por percussão no tendão de Aquiles (BURKE et al., 1983; BURKE et al., 1984). Portanto, a capacidade da vibração de gerar TEs similares àqueles obtidos em resposta a padrões de estimulação elétrica não pode ser facilmente prevista.

Os experimentos realizados demonstraram que salvas de estímulos vibratórios (tanto senoidais como ruído branco) aplicados ao tendão calcâneo podem aumentar consistentemente a força gerada pelos músculos do tríceps sural (TS) enquanto um trem basal de estímulos elétricos a 20 Hz é aplicado ao mesmo grupo muscular. Na maioria dos sujeitos investigados, as salvas de estímulos vibratórios foram capazes de manter aumentada a geração de força mesmo quando a estimulação elétrica foi desligada durante a aplicação da vibração. Uma investigação adicional demonstrou que a geração de TEs foi acompanhada, de fato, por um aumento da excitabilidade motoneuronal, já que houve um notório aumento das ondas F geradas em resposta a estimulação supramáxima do nervo tibial. O paradigma utilizado não envolveu nenhum nível de contração voluntária por parte dos sujeitos e os TEs desenvolvidos por meio de mecanismo central apresentaram amplitudes substanciais. Para nosso conhecimento, não existia até então na literatura uma demonstração direta de que TEs notoriamente aumentados (alcançando valores acima de 50% CVM em diferentes sujeitos, e representando um aumento médio de 180% sobre o valor do torque periférico) pudessem ser iniciados

reflexamente por meio de estímulos vibratórios. Sugere-se que o mecanismo de geração para tais TEs se dê por desenvolvimento de PPs e PPT, originados pela ativação de aferentes sensoriais de grande calibre provenientes dos fusos musculares.

1.2 Metodologia

1.2.1 Geração de Torques Extras (TEs)

Foram utilizados 6 sujeitos experimentais (todos do sexo masculino) com idade média de 30 anos e altura média de 1.70 m, sem antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares. Todos os sujeitos foram previamente informados sobre o protocolo experimental ao qual seriam submetidos e concordaram em participar do mesmo pela assinatura de um termo de consentimento (APÊNDICE F). É importante salientar que todo o protocolo experimental foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP) da Universidade de São Paulo (APÊNDICE G).

Os sujeitos permaneceram sentados em uma cadeira apropriada para medição da força de flexão plantar exercida isometricamente. O pé direito dos sujeitos (todos eram destros) foi fortemente fixado (usando-se fitas velcro) a um pedal conectado a um transdutor de força (Transtec N320), de forma a alinhar o maléolo medial com o eixo de rotação do pedal. O quadril, os joelhos e os tornozelos foram mantidos em 90º, com uma barra de metal ajustável posicionada sobre a região distal do fêmur e fixada à estrutura da cadeira, de forma a evitar qualquer movimento da coxa (figura 1.1).

No começo da sessão, cada sujeito realizava três contrações voluntárias máximas (CVMs) de flexão plantar durante 20 segundos, com dois minutos de intervalo entre cada repetição. O máximo valor de força atingido durante as 3 tentativas foi considerado como o valor de CVM para cada sujeito.

Eletrodos de estimulação de silicone (10 cm de largura X 5 cm de altura) foram posicionados sobre o músculo tríceps sural (TS). O eletrodo proximal foi fixado na linha média, sobre o ventre muscular dos músculos *gastrocnêmio lateral* e *gastrocnêmio medial*. O eletrodo distal foi fixado sobre o músculo sóleo, imediatamente abaixo da margem inferior das duas porções do músculo gastrocnêmio (figura 1.1). Um estimulador elétrico da marca DIA-PULSI 990 (QUARK), controlado por computador, foi utilizado de forma a gerar pulsos de 1 ms de duração. Um único trem consistindo de 5 pulsos a 100 Hz foi utilizado a fim de se ajustar a intensidade do estímulo, aumentando-se progressivamente a corrente até que o pico de torque produzido por tal estímulo alcançasse ~5% do valor CVM para cada sujeito (COLLINS et al., 2001). Tem sido previamente demonstrado que tal intensidade de estímulo é ideal para a geração de TEs no músculo TS em resposta a padrões de estimulação elétrica que alternavam freqüências mais baixas com freqüências mais altas (COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007).

O tendão de Aquiles direito foi estimulado mecanicamente por um sistema de vibração Labworks, modelo LW-126-13, que consistia de um amplificador de potência e um vibrador (corpo cilíndrico, 10.5 cm de diâmetro e 13.5 cm de comprimento). O vibrador foi fixado à parte inferior da estrutura da cadeira, de modo que a ponta do vibrador (ponta de plástico arredondada, ~1 cm de diâmetro) foi pressionada contra o tendão de Aquiles de forma a exercer uma pressão constante e permanecer em uma posição fixa em relação ao tendão. Um sistema LabView foi utilizado para gerar tanto sinais senoidais a 100 Hz quanto padrões de ruído branco gaussiano, ambos com 2 segundos de duração. Tais sinais foram utilizados como sinal de entrada no amplificador de potência do vibrador, a fim de se obter os padrões desejados de estimulação mecânica.

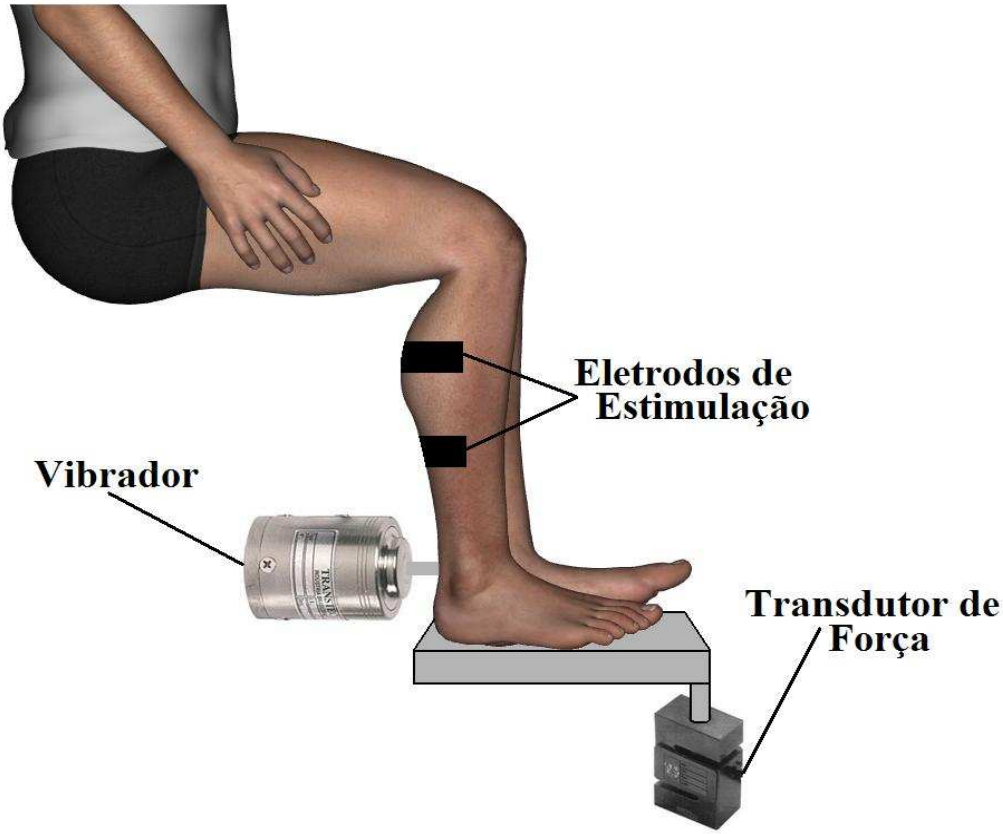

Figura 1.1: Representação do arranjo experimental, com o sujeito na posição sentada, localização dos eletrodos de estimulação e do vibrador, assim como pedal fixado ao transdutor de força.

Oito salvas de 2 segundos de estimulação elétrica a 100 Hz separadas por 2 segundos de estimulação a 20 Hz (começando com 2 segundos e finalizando com um período de 3 segundos de estimulação a 20 Hz) foram inicialmente aplicadas (figura 1.3). Tal padrão (que será chamado aqui de *padrão de estimulação 1*) é similar àqueles utilizados de forma bem sucedida por estudos anteriores (BLOUIN et al., 2009; COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007) a fim de se observar TEs em resposta às salvas de estimulação elétrica de alta freqüência. Dessa forma, o *padrão de estimulação 1* foi também incluído neste protocolo a fim de se garantir a reprodutibilidade entre os estudos, assim como a fim de se comparar qualitativamente os TEs gerados por meio de estimulação elétrica com aqueles gerados em resposta aos estímulos vibratórios nos mesmos sujeitos.

Adicionalmente, dois diferentes padrões de associação entre estimulações elétrica (pulsos retangulares de 1 ms de duração) e mecânica (tanto senoides a 100 Hz como padrão de ruído branco) foram utilizados, e serão nomeados aqui como *padrões de estimulação 2 e 3*, respectivamente: 35

segundos de estimulação elétrica a 20 Hz juntamente com 8 salvas intermitentes de estímulos mecânicos de 2 segundos de duração, iniciando aos 2 segundos e finalizando 3 segundos antes do final da estimulação elétrica (*padrão de estimulação 2*, figuras 1.4 e 1.5) e 35 segundos de salvas alternadas de 2 segundos de estimulações elétrica e mecânica, totalizando 8 salvas de vibração mecânica (*padrão de estimulação 3*, figura 1.6). Dessa forma, três diferentes padrões de estimulação foram utilizados, e serão referidos no texto como padrões 1 a 3. Além disso, como controle, cada sujeito completou duas repetições de 35 segundos em resposta a uma estimulação elétrica constante a 20 Hz.

Em alguns sujeitos, três salvas de 2 segundos de vibração senoidal a 100 Hz foram aplicadas alternadamente com estimulação elétrica a 20 Hz, começando com 2 segundos e terminando com 23 segundos de estimulação elétrica (figura 1.8). Tal paradigma foi utilizado para avaliar qualitativamente o comportamento dos TEs gerados durante os últimos 23 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz, assim como para comparar a força gerada por tal padrão de estimulação com àquela gerada por três RTVs em resposta a 2s de vibração senoidal a 100 Hz quando nenhum estímulo elétrico foi aplicado (figura 1.8).

Nos casos em que o paradigma envolveu apenas estímulos vibratórios, os sinais de EMG do músculo sóleo em resposta á vibração foram captados simultaneamente aos sinais do transdutor de força e do acelerômetro. Foram utilizados eletrodos de superfície de disco de 8 mm de diâmetro (Figura 1.2). A distância entre dois eletrodos (afixados com gel sobre o músculo) foi de 20 mm, centro a centro, posicionados 4 cm abaixo da inserção das duas cabeças dos músculos gastrocnêmios, local onde a influência da atividade desses últimos se faz menor, uma vez que o sóleo é um músculo profundo (BURKE, 1997), como mostrado na figura 1.2. Foi utilizado um eletrodo de referência (terra), posicionado sobre a tíbia, anteriormente, entre os dois maléolos. Os sinais de EMG foram adquiridos por um aparelho da marca Nihon, modelo MEB 4200. Foi utilizado 1 canal de captação, com ganho de 1 mV e freqüência de corte de 10 Hz a 1KHz.

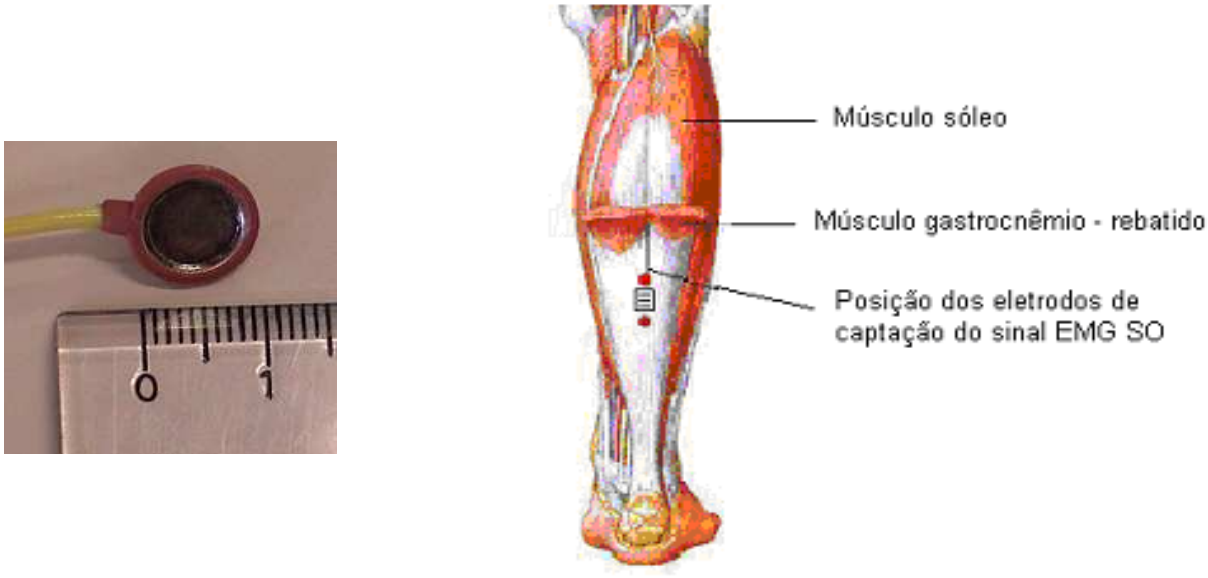

Figura 1.2: Eletrodo de superfície para a captação do sinal EMG e posicionamento dos eletrodos para a captação do sinal EMG do músculo sóleo.

A aceleração pico a pico da vibração senoidal a 100 Hz utilizada nesses experimentos foi de 200.g (200 vezes a aceleração da gravidade). Isso corresponderia a um valor eficaz (RMS) em torno de 70.g e um deslocamento pico a pico da parte móvel do vibrador em torno de 5 mm. O valor eficaz da vibração seguindo um padrão de ruído branco foi em torno de 27.g (visualizar características dos estímulos vibratórios na figura 1.7).

Os sujeitos foram instruídos a relaxar completamente, permanecendo sem realizar nenhum esforço voluntário durante o experimento. Cada sujeito completou 8 repetições de cada paradigma de estimulação descrito anteriormente, com um intervalo de ~90 segundos entre as repetições.

Um programa desenvolvido no sistema DataWave foi utilizado para enviar pulsos corretamente temporizados, a fim de sincronizar a ocorrência de cada salva de 2 segundos de estímulos mecânicos (senoidal ou ruído) e o início da aquisição dos sinais de torque, EMG, e acelerômetro (todos adquiridos a uma freqüência de amostragem de 5 kHz). O mesmo programa foi utilizado para enviar os pulsos que controlavam o estimulador elétrico.

As forças geradas pelos padrões de estimulação utilizados nesses experimentos apresentaram inicialmente um componente periférico (torque periférico), presumivelmente originado pela

estimulação direta de axônios motores em resposta aos pulsos elétricos de 20 Hz. Subseqüentemente, um componente central foi observado, gerado reflexivamente tanto em resposta à estimulação elétrica de 100 Hz quanto em resposta às salvas de estímulos vibratórios. Finalmente, o assim denominado TE surgia, definido como sendo o torque *adicional* desenvolvido sobre o torque periférico, iniciado pelo mecanismo central, e, portanto, observado após a aplicação dos estímulos vibratórios ou elétricos de alta freqüência. Dessa forma, as variáveis de interesse nesse paradigma foram o torque periférico e o TE. Para quantificá-las, foi utilizado método proposto anteriormente por Dean e colaboradores (2007). Portanto, o torque periférico foi definido como o nível de torque produzido durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz aplicada inicialmente (i.e. antes da aplicação dos estímulos elétricos de alta freqüência ou vibração), e o TE foi definido como o torque *adicional* durante os períodos de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz posteriores a cada salva de 2 segundos de estímulos vibratórios ou elétricos de alta freqüência. Para quantificar o torque produzido durante determinado período, foi calculado o torque médio gerado durante um intervalo de 0.5 segundo no qual o torque se mostrava mais estável (i.e. com o menor coeficiente de variação).

Uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas e pós-teste de Bonferroni foi utilizada para verificar se os paradigmas utilizados produziram TEs significativos, assim como para verificar se os TEs produzidos diferiam um dos outros, tanto para os dados do grupo quanto dentro de cada sujeito. Foi utilizado um nível de significância de 0.05 e um TE foi considerado significativo quando o mesmo diferia significativamente de zero (DEAN et al., 2007).

1.2.2 Estimando a Excitabilidade Motoneuronal por meio da Onda F

A onda F é uma resposta tardia que ocorre em um músculo após a estimulação de seu nervo motor. Tal resposta é gerada pela reativação antidrômica ("backfiring") dos motoneurônios e é sensível a mudanças na excitabilidade motoneuronal (EISEN; FISHER, 1999; PANAYIOTOPOULOS; CHRONI, 1996). Diferentemente do reflexo-H, a onda F não é gerada por ativação das aferências Ia (ESPIRITU et al., 2003), e portanto, pode representar um método de grande

utilidade para investigação de mudanças na excitabilidade dos motoneurônios nos experimentos em questão, já que tanto a estimulação elétrica de alta freqüência quanto os estímulos vibratórios podem "contaminar" a sinapse entre as aferências Ia e os motoneurônios (principalmente por depressão homossináptica e inibição pré sináptica (KOHN et al., 1997)), o que possivelmente mascararia mudanças na excitabilidade dos motoneurônios se a mesma fosse acessada por meio do reflexo-H. Apesar do uso da onda F para se acessar a excitabilidade motoneuronal ser controverso (ESPIRITU et al., 2003; FISHER, 1992; HULTBORN; NIELSEN, 1996; LEIS et al., 1996), as ondas F refletem a excitabilidade neuronal de uma maneira geral (LIN; FLOETER, 2004), e foram utilizadas no paradigma experimental do presente estudo como um meio para se acessar a excitabilidade motoneuronal antes e depois da aplicação das salvas vibratórias.

Os experimentos foram realizados em 3 sujeitos que haviam participado previamente dos experimentos relatados anteriormente (de geração de TEs), sendo que todos sujeitos apresentaram TEs significativos em resposta aos padrões de estimulação utilizados. Todos os procedimentos e aparatos foram idênticos aos utilizados para geração dos TEs, exceto pelas técnicas de estimulação utilizadas para se gerar as ondas F e os paradigmas de estimulação adotados.

Ondas F foram geradas por estimulação elétrica supramáxima (pulsos retangulares, duração de 1 ms) do nervo tibial posterior, utilizando-se eletrodos de superfície, sendo o cátodo (2 cm^2, circular, emborrachado, embebido em gel auto adesivo condutor), posicionado no fossa poplítea e o ânodo (8 cm^2) sobre a patela.

Sinais de EMG de superfície foram captados no músculo sóleo por eletrodos de disco de 8 mm de diâmetro (Figura 1.2). A distância entre dois eletrodos, afixados com gel sobre o músculo, foi de 20 mm centro a centro, posicionados 5 cm abaixo da inserção das duas cabeças dos músculos gastrocnêmios (logo abaixo do eletrodo distal da estimulação elétrica percutânea). Foi utilizado um eletrodo de referência (terra), posicionado sobre a tíbia, anteriormente, entre os dois maléolos. Os sinais de EMG foram adquiridos por um aparelho da marca Nihon, modelo MEB 4200. Era importante que a captação dos artefatos produzidos em resposta a estimulação elétrica percutânea de

20 Hz tivesse retornado a linha de base antes do início da resposta F. Sendo assim, foi utilizado também um filtro passa alta com freqüência de corte de 100 Hz além de um passa baixa de 1 kHz.

No começo da sessão, o valor máximo da amplitude pico a pico do potencial de ação muscular composto do sóleo (onda M máxima, M_{max}) foi obtido. A intensidade do estímulo utilizada para se gerar as ondas F foi de 180% daquela necessária para se atingir a M_{max}. Uma amostra de 10 respostas foi obtida em diferentes momentos durante o paradigma de estimulação, tanto durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica a 20 Hz quanto durante 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz precedidos de 2 segundos de estímulos vibratórios (senoidais a 100 Hz). Dessa forma, os estímulos supramáximos foram aplicados 50 ms após o terceiro, décimo, vigésimo, trigésimo e quadragésimo pulso de estimulação elétrica percutânea aplicada sobre o TS, tanto antes quanto depois da aplicação de 2 segundos de estímulos vibratórios ao tendão calcâneo. Esses 5 diferentes momentos nos quais um estímulo teste (supramáximo) foi aplicado ao nervo tibial foram nomeados, respectivamente, de *tempo 1* a *tempo 5*.

Em todos os casos, os estímulos utilizados para gerar as ondas F (estímulos teste) finalizavam a sessão de estimulação. Isto é, não havia mais qualquer estimulação após a aplicação do estímulo teste. Tal procedimento evitou que artefatos provenientes da estimulação elétrica percutânea de 20 Hz contaminassem os sinais. Sendo assim, uma sessão de estimulação independente foi realizada para cada onda F obtida. As sessões de estimulação, portanto, variavam entre 200 ms de estimulação (quando o estímulo teste era aplicado 50 ms depois de 3 pulsos de estimulação elétrica percutânea a 20 Hz) até 6,05 segundos de estimulação (quando o estímulo teste era aplicado 50 ms depois de 2 segundos de estimulação elétrica percutânea a 20 Hz (40 pulsos), precedidos de 2 segundos de estimulação elétrica percutânea seguidos de 2 segundos de estímulo vibratório).

Para fins de controle experimental, uma amostra de 10 respostas aos estímulos supramáximos aplicados ao nervo tibial foi obtida com o sujeito em repouso. Além disso, foram obtidas ondas F após uma salva de 2 segundos de vibração aplicada ao tendão calcâneo sem que houvesse nenhuma

estimulação elétrica percutânea. Para isso, estímulos testes (n = 10) foram aplicados ao nervo tibial posterior 200, 550, 1050 ms após a vibração (momentos análogos ao *tempo 1* até o *tempo 3*).

1.3 Resultados

O padrão de estimulação 1, o qual alternou entre trens de 2 segundos de baixa (20 Hz) e alta (100 Hz) freqüências de estimulação elétrica percutânea, gerou TEs significativos (figura 1.3A) em todos os 6 sujeitos examinados. Um único trem de alta freqüência foi suficiente para gerar um TE significativo. No entanto, quando trens adicionais foram aplicados, dois padrões distintos puderam ser observados: 1) em metade dos sujeitos, um aumento adicional foi observado à medida que se aplicavam salvas adicionais de estimulação elétrica de alta freqüência, até que um platô foi alcançado em torno da terceira ou quarta salva (figura 1.3B), sendo que tal padrão também foi observado para os dados do grupo (figura 1.3D); e 2) nos demais sujeitos, um decréscimo significativo no torque pôde ser observado após a aplicação da segunda ou terceira salva de alta freqüência, ou seja, as últimas cinco ou seis salvas não foram capazes de dar origem a TEs significativos (não diferindo significativamente de zero, figura 1.3C). Esse resultado complementa estudos anteriores (DEAN et al., 2007; KLAKOWICZ et al., 2006) que reportaram que, em populações sadias, alguns indivíduos não apresentaram a geração de nenhum TE em resposta a estimulação elétrica. No presente estudo, apesar de todos os sujeitos analisados terem apresentado TEs significativos no início da estimulação, alguns sujeitos não foram capazes de manter tal torque aumentado a medida que salvas adicionais de alta freqüência eram aplicadas, possivelmente pelo efeito da instalação de fadiga muscular ((BALESTRA et al., 1992; BOERIO et al., 2005; BRERRO-SABY et al., 2008), ou efeitos inibitórios na medula espinhal (ver Discussão).

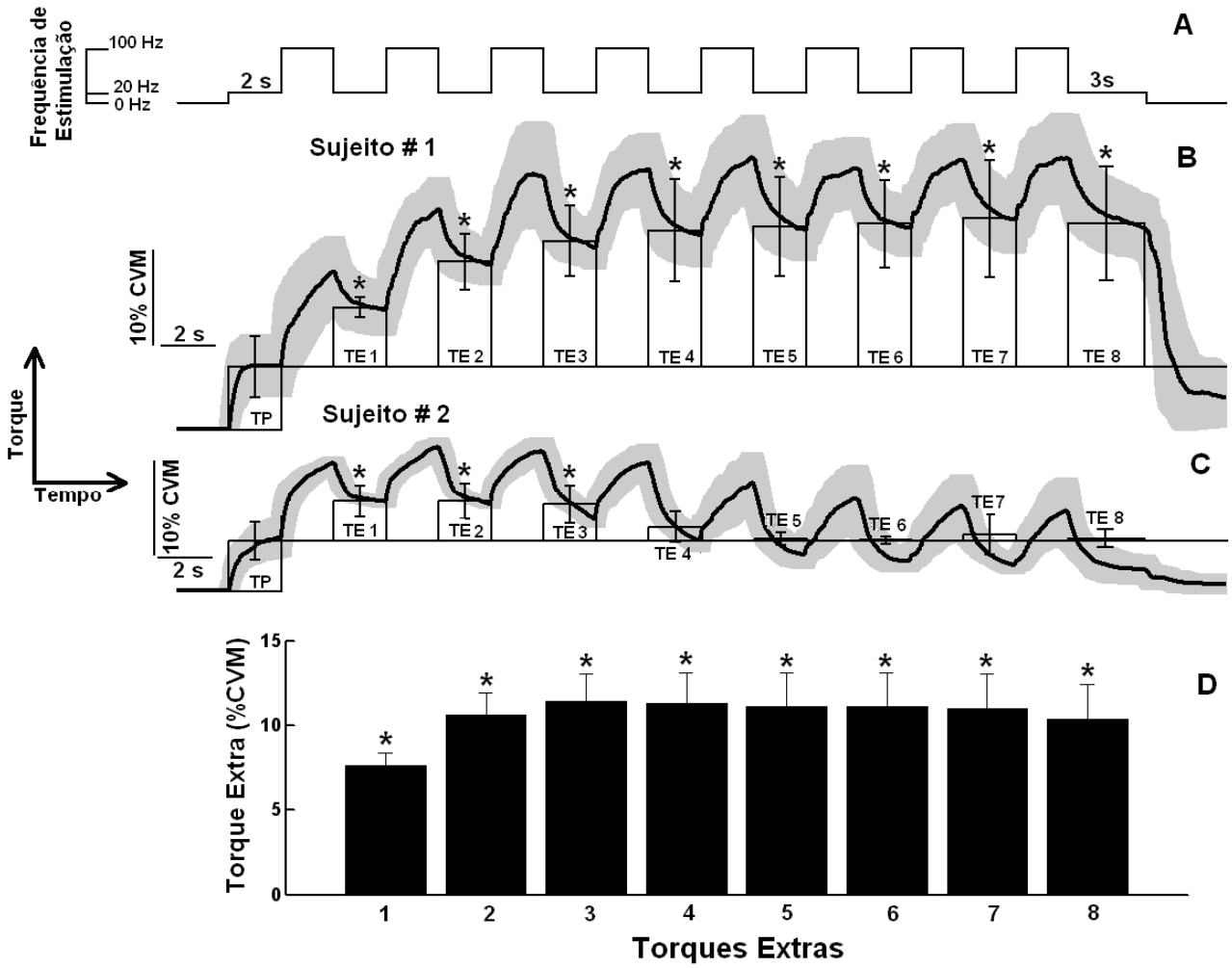

Figura 1.3: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 1*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 1*, mostrando o curso temporal de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz alternados com 2 segundos de estimulação elétrica a 100 Hz. B e C) Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Note que os valores de TEs representam o incremento em relação ao valor do TP. Os oito TEs iniciados após a aplicação dos trens de estimulação elétrica a 100 Hz são nomeados, respectivamente, TE1 á TE8. Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. D) Média dos TEs representando os dados do grupo (n=48) * indicam TEs significativos (p<0,05).

Em todos os sujeitos, um TE significativo pôde ser observado após a aplicação de uma única salva de estímulo vibratório a 100 Hz (senoidal) aplicado ao tendão aquileu (durante o padrão de estimulação 2) (figura 1.4). Salvas adicionais de vibração senoidal causaram um aumento adicional significativo nos valores de TE em quatro dos seis sujeitos examinados, alcançando um valor de torque estável em torno da quarta ou quinta salva aplicada (figura 1.4B). Mais uma vez, tal padrão também foi refletido quando observamos os dados do grupo (figura 1.7). Nos dois sujeitos restantes, o TE gerado por uma única salva de vibração senoidal permaneceu sem sofrer mudanças

significativas ao longo de todas as 8 salvas aplicadas (um sujeito, figura 1.4C), ou então não pôde ser consistentemente sustentado, caindo para valores que não diferiam significativamente de zero após a aplicação da quarta salva.

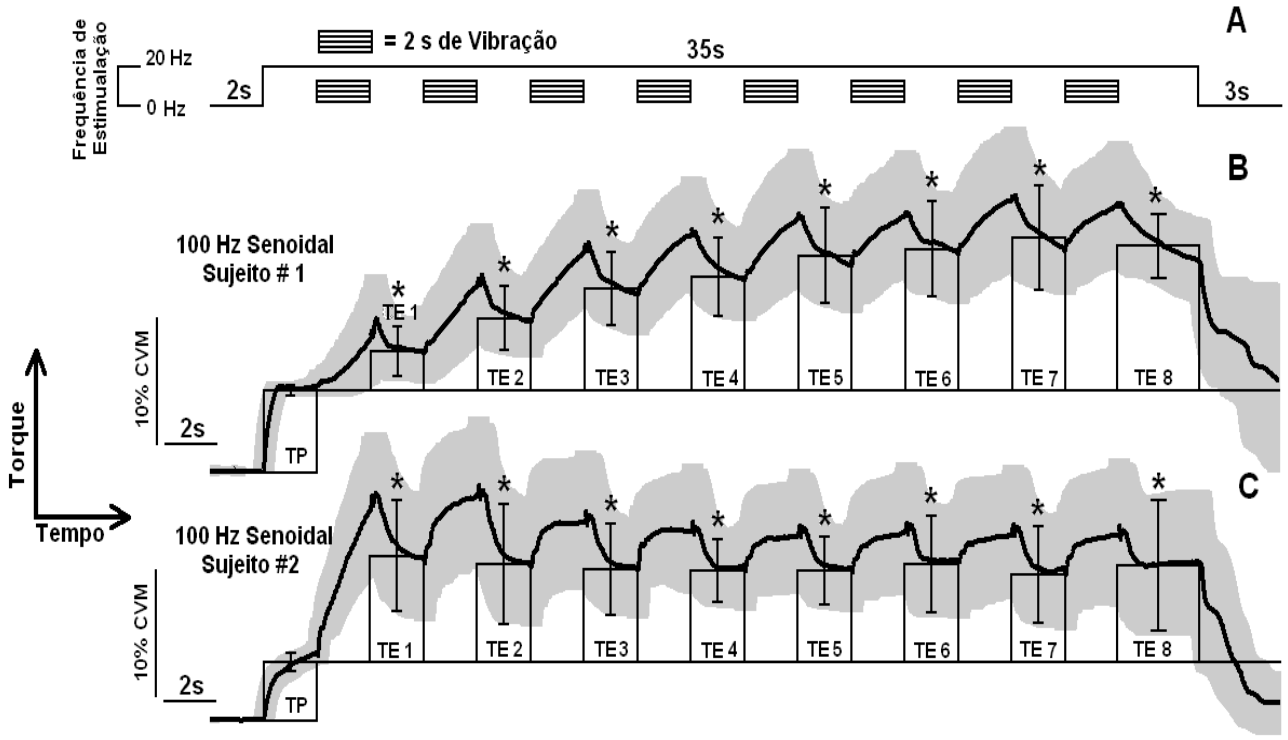

Figura 1.4: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 2*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 2*, mostrando o curso temporal de 8 salvas de 2 segundos de vibração senoidal a 100 Hz aplicadas sobre uma estimulação elétrica constante a 20 Hz. B e C) Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. * indicam TEs significativos (p<0,05).

De forma similar, uma única salva de estímulo vibratório seguindo um padrão de ruído branco foi suficiente para gerar TEs significativos em todos os sujeitos durante o padrão de estimulação 2 (figura 1.5) e subseqüentes salvas de ruído mecânico causaram um aumento no TE, até o mesmo alcançar um valor estável em torno da quarta ou quinta salva (figura 1.5B e C). O mesmo pôde ser observado para os dados do grupo (figura 1.7).

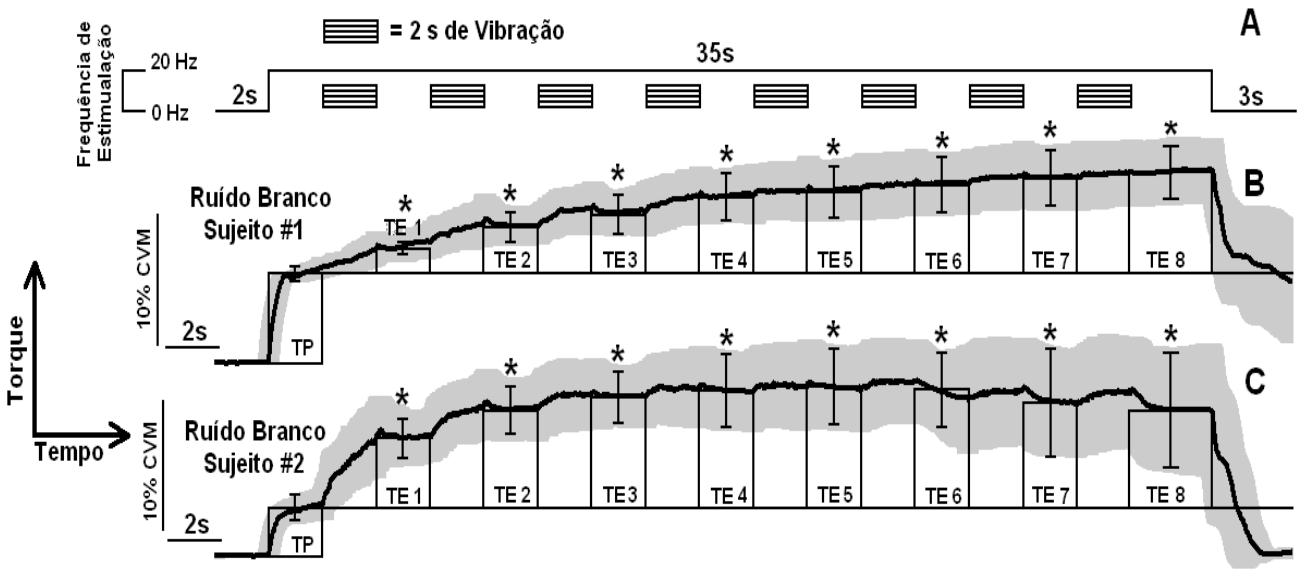

Figura 1.5: Idêntico à Figura 1.4, porém representando salvas de estímulos vibratórios em vez do padrão de ruído branco.

Quando a estimulação elétrica foi desligada durante a aplicação dos estímulos vibratórios (padrão de estimulação 3), TEs significativos puderam ser observados em quatro dos seis sujeitos examinados, tanto para estímulos mecânicos senoidais quanto para vibração seguindo um ruído branco (Figura 1.6). Nesses sujeitos, a aplicação de salvas vibratórias adicionais causou um aumento adicional nos TEs, até alcançar um platô em torno da quinta salva (figura 1.6B e D). Tal padrão de resposta é similar àquela observada para os dados do grupo, onde os TEs alcançaram valores significativos a partir da aplicação da segunda salva de estímulos vibratórios (figura 1.7). Para os dois sujeitos restantes, tal padrão de estimulação 3 não foi eficaz em gerar TEs significativos (figura 1.6C e E).

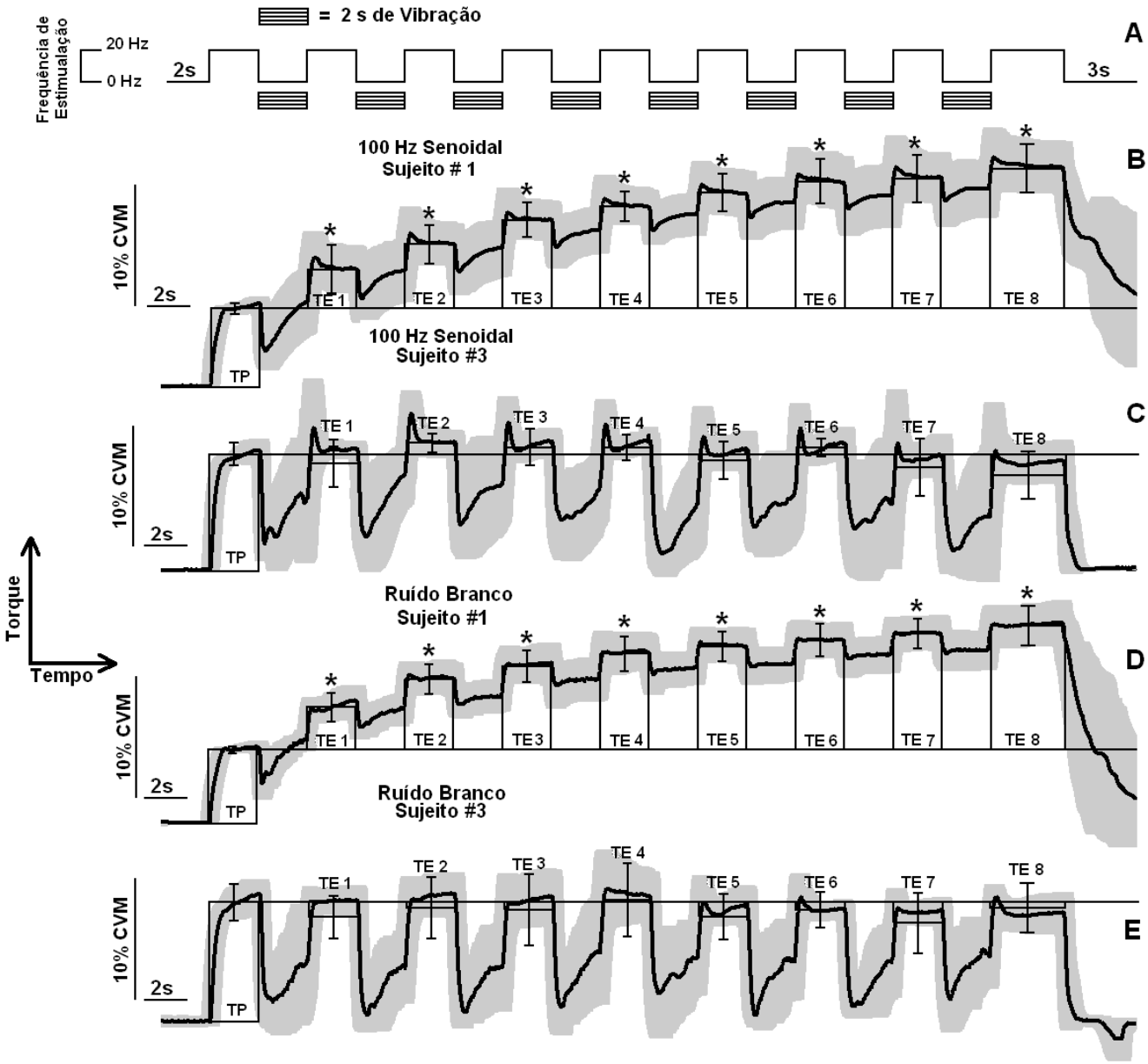

Figura 1.6: Torque periférico (TP) e torques extras (TEs) gerados pelo *padrão de estimulação 3*. A) Representação esquemática do *padrão de estimulação 3*, mostrando o curso temporal de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz alternados com 2 segundos de aplicação de salvas vibratórias. B e C) Dados obtidos em resposta á vibração senoidal de 100 Hz. Torque médio em função do tempo (n=8, linhas grossas) com desvio padrão mostrado em cinza claro. Barras (linhas finas) representam o valor do TP e dos TEs (média ± desvio padrão). Dados obtidos a partir de dois sujeitos representativos (#2 e #3 respectivamente mostrados em B e C) que mostraram respostas distintas ao padrão de estimulação. D e E) O mesmo que em B e C, porém representando salvas de estímulos vibratórios em padrão de ruído branco. * indicam TEs significativos.

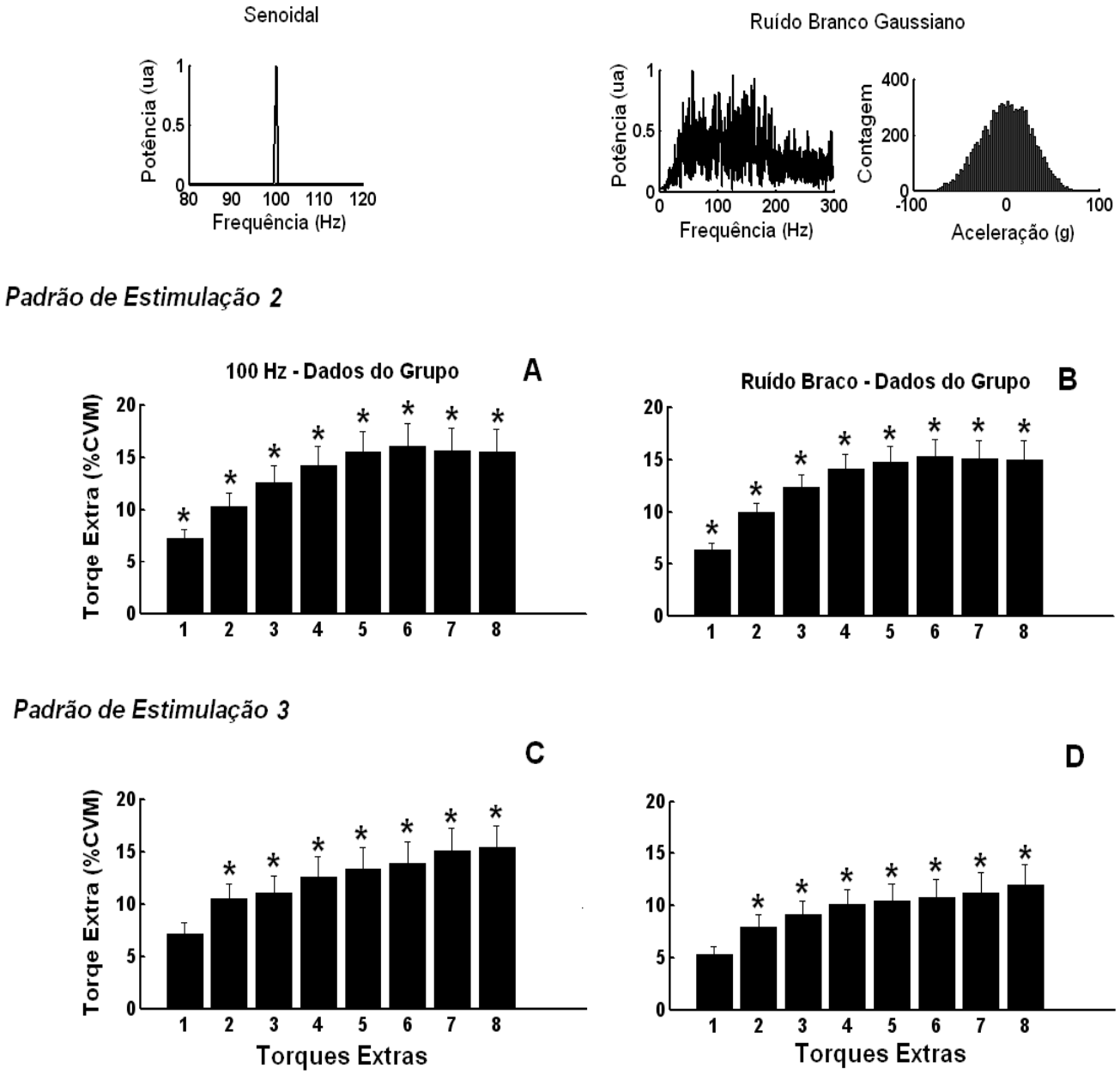

Figura 1.7: Acima, os dois primeiros gráficos mostram a FFT da aceleração tanto do sinal correspondente a vibração de ruído branco quanto 100 Hz senoidal (sinais captados por meio de um acelerômetro fixado à parte móvel do vibrador). O terceiro gráfico mostra o histograma de amplitude correspondente ao sinal da aceleração do ruído branco. A-D) Média dos TEs representando os dados do grupo (n=48), respectivamente para: vibração senoidal durante o padrão de estimulação 2; vibração de ruído branco durante o padrão de estimulação 2; vibração senoidal durante o padrão de estimulação 3; vibração de ruído branco durante o padrão de estimulação 3. * indicam TEs significativos (p<0,05).

Um exemplo de três RTVs gerados em resposta a 3 salvas de 2 segundos de estímulos vibratórios senoidais (100 Hz), separados por períodos de 2 segundos de repouso é ilustrado na figura 1.8, mostrando o torque de flexão plantar gerado e a atividade EMG observada em um único sujeito. Da atividade EMG destacada na figura, é possível observar uma resposta isolada, de grande

amplitude, em torno de 45 ms após o início da vibração. Tal resposta é provavelmente correspondente a um reflexo monossináptico iniciado pelo primeiro ciclo do estímulo vibratório. Após tal resposta, um período silente de ~100 ms pôde ser observado (provavelmente devido ao fenômeno de depressão pós-ativação, dentre outros mecanismos inibitórios) antes que a atividade EMG começasse a aumentar de forma gradativa, simultaneamente a um aumento do torque de flexão plantar, caracterizando um lento desenvolvimento do RTV. Após o final da vibração, os valores de torque e a atividade EMG imediatamente retornaram aos mesmos níveis anteriores á vibração, tanto entre os períodos vibratórios quanto após o final da terceira salva de vibração. Quando três salvas de 2 segundos de estímulos vibratórios senoidais (100 Hz) foram alternadamente aplicadas com estimulação elétrica a 20 Hz (iniciando a estimulação com 2 segundos de estimulação elétrica), o torque gerado pelo TS durante os estímulos vibratórios aumentou até níveis comparáveis àqueles atingidos em resposta à vibração sozinha. No entanto, após o final de cada estímulo vibratório, o torque de flexão plantar não retornou aos níveis observados durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica (note que a estimulação elétrica gerou um nível de torque relativamente constante quando a mesma foi aplicada durante todo o período correspondente, o que pode ser observado durante as respostas controle obtidas por aplicação constante de estimulação elétrica a 20 Hz), mas permaneceu sustentada em níveis bem acima daqueles esperados em resposta ao mecanismo periférico (i.e. gerado pelos primeiros 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz). Além disso, tal "torque residual" continuou presente um bom tempo após o final do estímulo vibratório que o originou, decaindo gradualmente até alcançar valores similares àqueles observados durante o primeiro período de estimulação elétrica após 23 segundos.

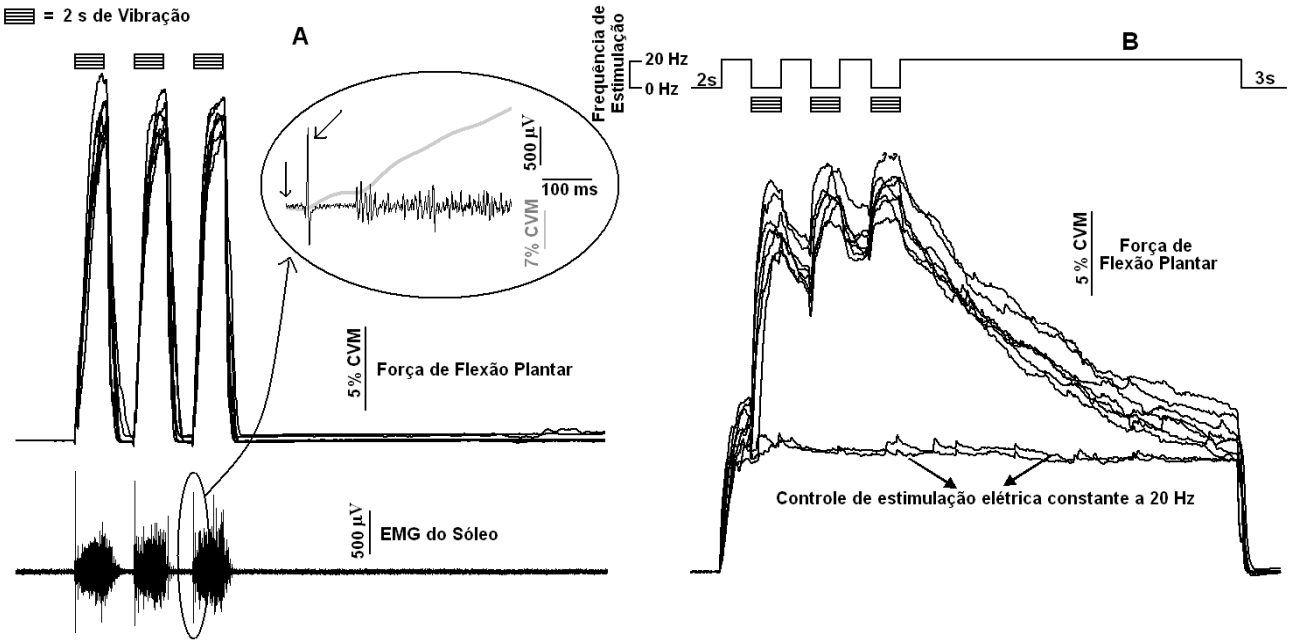

Figura 1.8: A) Torque de flexão plantar (7 respostas sobrepostas) e EMG do músculo sóleo gerados em resposta a três salvas de vibração (senoidal, 100Hz, duração 2 de segundos) aplicadas sem estimulação elétrica concomitante. Em destaque, observa-se a reposta do torque e da atividade EMG em uma escala de tempo expandida. B) Torque de flexão plantar (7 respostas sobrepostas) gerado em resposta a três salvas de vibração (senoidal, 100Hz, duração 2 de segundos) aplicadas alternadamente com trens de 2 segundos de estimulação elétrica de 20 Hz, finalizando com 23 segundos de estimulação elétrica. Nota-se que quando a estimulação elétrica é introduzida, o torque de flexão plantar não retorna aos níveis observados durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica (esta última tende a se manter constante se aplicada sem a presença de estímulos vibratórios, como pode ser observado nas 2 respostas controle sobrepostas).

Após a aplicação de salvas de estímulos vibratórios, pôde-se notar um visível aumento na amplitude pico a pico (tanto nas ondas Mmax quanto nas ondas F) quando comparadas ás mesmas repostas obtidas antes da aplicação de tal vibração (figuras 1.9 e 1.10). De fato, um aumento da amplitude pico a pico das respostas em questão (em relação ao repouso) pôde ser observado já durante a aplicação dos 2 segundos iniciais (i.e. antes de qualquer vibração ser aplicada) de estimulação elétrica a 20 Hz (figura 1.9 e 1.10), se comparado à condição de repouso.

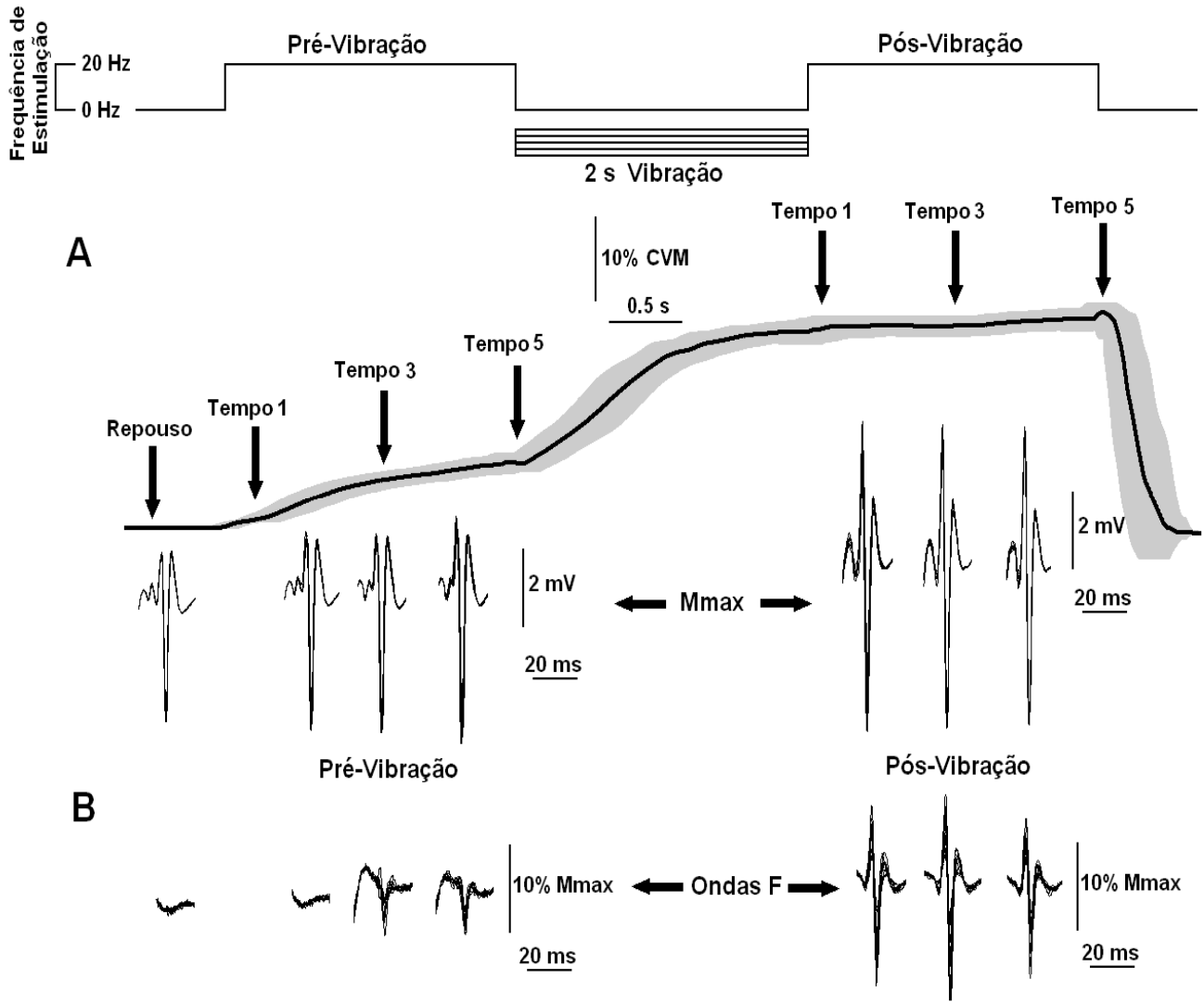

Figura 1.9: A) Padrão de estimulação utilizado (dois períodos de 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz separados por 2 segundos de vibração), assim como o torque obtido em resposta ás estimulações e uma representação dos instantes (repouso, tempo 1, tempo 3 e tempo 5) de aplicação dos estímulos testes que deram origem, respectivamente, a cada onda F e M_{max} representadas. B) Ondas F e M_{max} captadas no músculo sóleo (10 repetições sobrepostas em cada condição) obtidas em resposta à estimulação supramáxima do nervo tibial posterior, em diferentes momentos durante a aplicação de estimulação elétrica a 20 Hz (tempo 1, tempo 3 e tempo 5, tanto antes quanto depois da aplicação de vibração) e em repouso. Note que as barras de calibração das amplitudes estão ajustadas em unidades de mV para as ondas M_{max}, enquanto que para as ondas F estão ajustadas em fração da onda M_{max} obtida em cada repetição (i.e. ondas F normalizadas em $\%M_{max}$). Dados de um sujeito representativo.

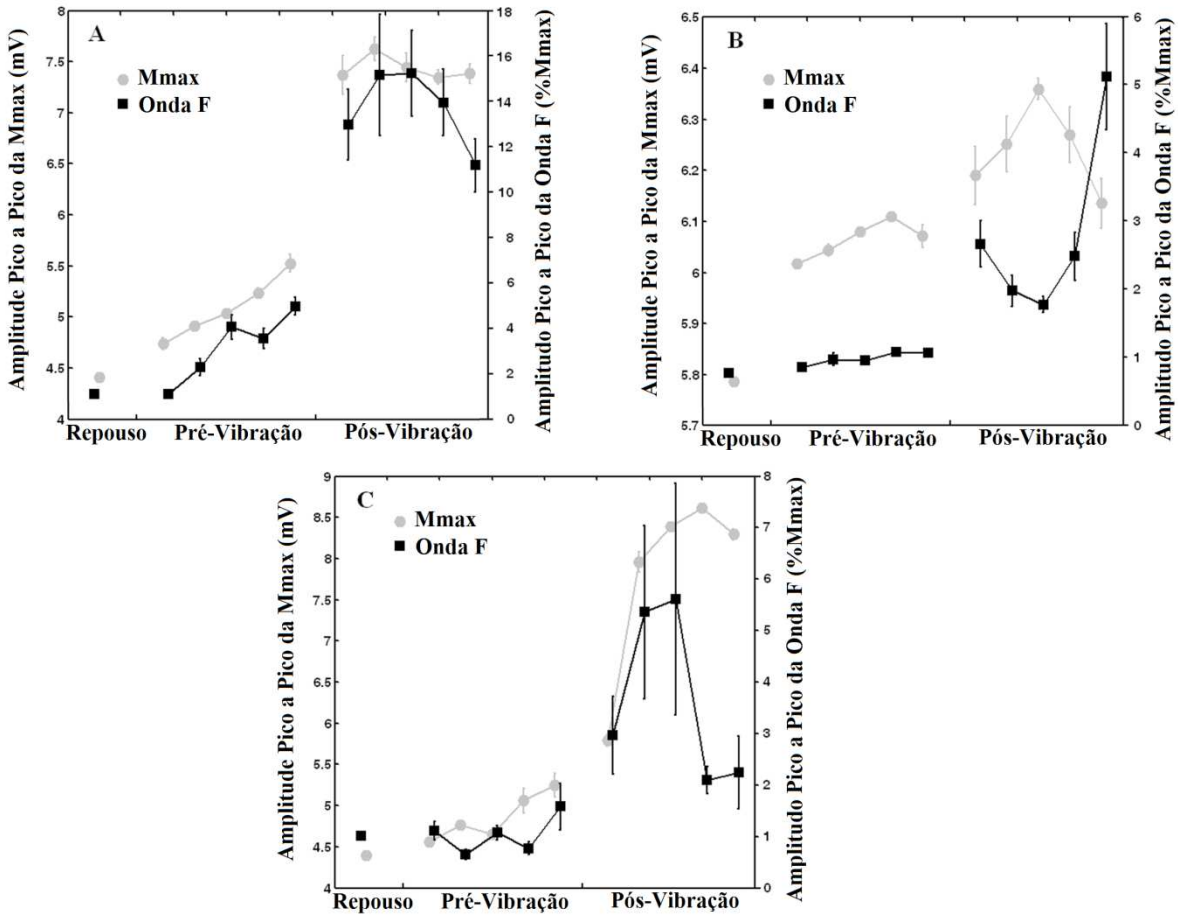

Figura 1.10: Amplitude pico a pico (n=10, ± EPM) das ondas F (quadrados pretos, valores normalizados em %M_{max}, eixo da direita) e das ondas M_{max} (círculos cinza claro, valores expressos em mV, eixo da esquerda) obtidas em repouso e, respectivamente no tempo 1 até o tempo 5, tanto antes quanto depois da aplicação de 2 segundos de estímulos vibratórios (senoidais de 100 Hz).

Ao observar a figura 1.11A, nota-se que quando uma salva de 2 segundos de estímulos vibratórios foi aplicada sem a presença de qualquer estimulação elétrica, os valores de torque e a atividade EMG imediatamente retornaram aos mesmos níveis anteriores á vibração (i.e., em repouso), de forma semelhante ao visto na figura 1.9A. Num primeiro instante logo após o final da vibração (i.e. 200 ms depois, tempo 1), foi observado um nítido aumento da amplitude pico a pico, tanto da onda M_{max} quanto da onda F (captadas no músculo sóleo) geradas em resposta à uma estimulação supramáxima do nervo tibial (figura 1.11B e C). Tais aumentos, por sua vez, não foram persistentes como aqueles observados após períodos vibratórios seguidos de uma estimulação elétrica (figura 1.9B e 1.10), mas retornaram aos mesmos níveis daqueles observados com o sujeito em repouso a partir de medidas realizadas no Tempo 2 ou Tempo 3 (figura 1.11B e C).

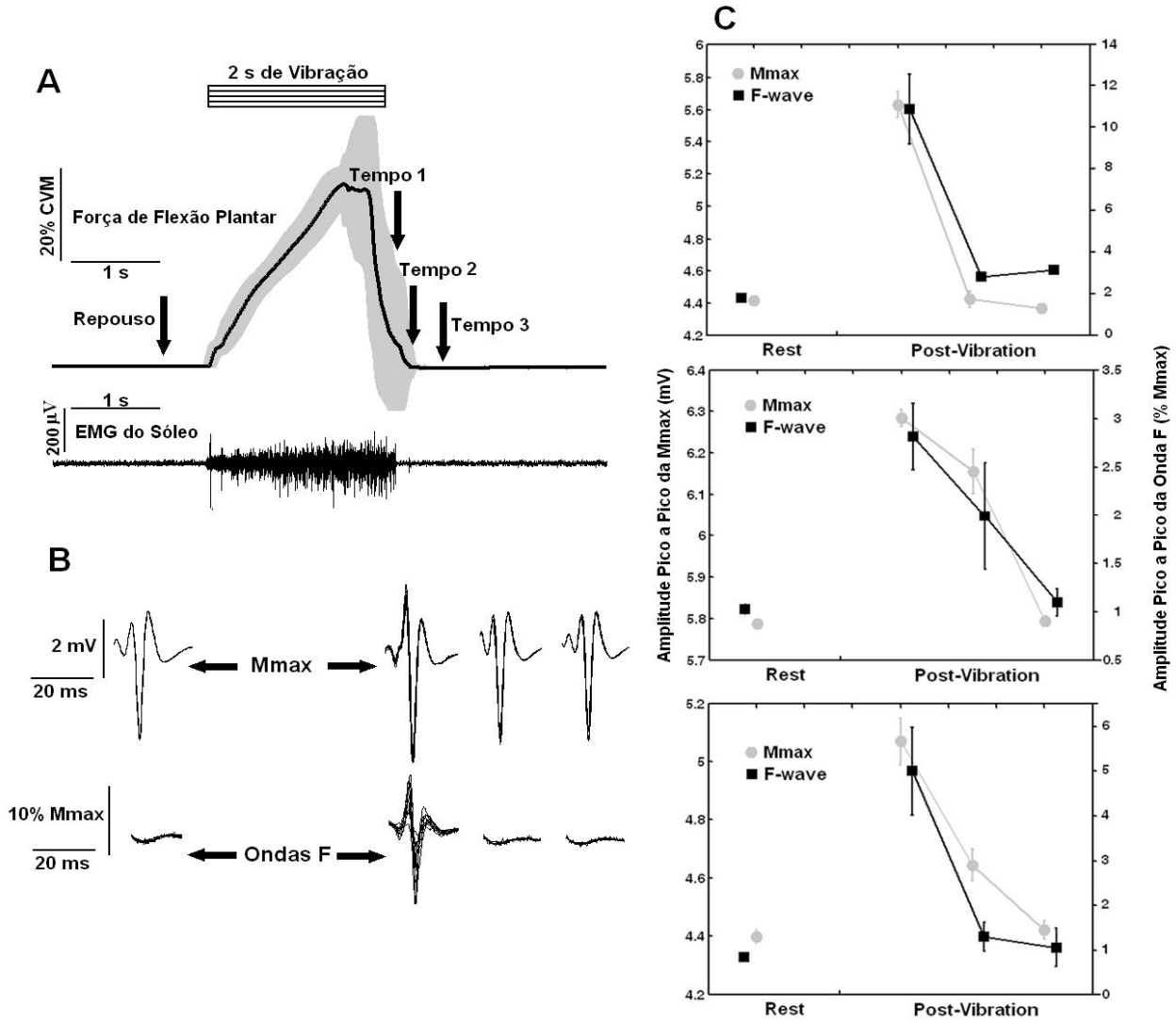

Figura 1.11: A) Torque de flexão plantar (média de 10 respostas, com desvio padrão representado em cinza claro) e EMG do músculo sóleo (um traçado representativo) gerados em resposta à 2 segundos de vibração (senoidal, 100Hz, duração de 2 segundos) aplicados sem estimulação elétrica concomitante. B) Ondas F e M_{max} captadas no músculo sóleo (10 repetições sobrepostas em cada condição) obtidas em resposta à estimulação supramáxima do nervo tibial posterior, em diferentes momentos após o término do estímulo vibratório (tempo 1, tempo 2 e tempo 3) e em repouso. C) Amplitude pico a pico (n=10, ± EPM) das ondas F (quadrados pretos, valores normalizados em $\%M_{max}$, eixo da direita) e das ondas M_{max} (círculos cinza claro, valores expressos em mV, eixo da esquerda) obtidas em repouso e, respectivamente nos no tempo 1, 2 e 3 após o término da vibração.

1.4 Discussão

Os experimentos mostraram que estímulos vibratórios podem gerar níveis de TEs comparáveis àqueles gerados em resposta à estimulação elétrica de alta freqüência. Os TEs puderam ser gerados tanto na presença quanto na ausência de uma estimulação elétrica aplicada concomitantemente aos estímulos vibratórios (figuras 1.4, 1.5, 1.6, 1.7). Nesse sentido, quando a estimulação elétrica foi

desligada durante a aplicação da vibração, as salvas de estímulos mecânicos causaram uma interpolação no torque, de forma a manter o mecanismo de geração das forças extras. Esses resultados complementam achados anteriores (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007; KLAKOWICZ et al., 2006; NICKOLLS et al., 2004) que sugeriram que um mecanismo central contribuiria para o aparecimento de TEs quando padrões específicos de estimulação elétrica eram aplicados à perna de humanos (similar ao padrão de estimulação 1 do presente estudo). No caso dos novos paradigmas propostos aqui, as interpretações são talvez mais simples do que nos experimentos envolvendo apenas estimulação elétrica, já que durante a vibração não ocorre ativação antidrômica dos axônios de motoneurônios, como pode acontecer durante a estimulação elétrica. Além disso, a vibração pode gerar disparo de motoneurônios em sincronismo com os ciclos do estímulo (BURKE; SCHILLER, 1976; FORNARI; KOHN, 2008), o que não ocorre no caso de estimulação elétrica em alta freqüência (BURKE; SCHILLER, 1976), provavelmente devido á diferenças no tamanho das salvas de potenciais de ação que viajam pelas aferências sensoriais (VAN BOXTEL, 1986).

Gorassini e colaboradores (1998) mostraram evidência de disparos auto-sustentados em motoneurônios de humanos, uma vez que após a vibração do músculo tibial anterior, era recrutada uma unidade motora adicional àquela que era mantida ativada por um nível basal de contração voluntária (<10% CVM). O recrutamento desta segunda unidade motora causou um aumento médio na força de dorsiflexão em torno de 2% do valor da força basal. Outros estudos também demonstraram que o RTV pode gerar padrões auto-sustentados de disparos de unidades motoras (KAMEN et al., 2006; KIEHN; EKEN, 1997; WALTON et al., 2002), acompanhados por um aumento de pequena magnitude na força associada. Em um relato recente, McPherson e colaboradores (2008) mostraram um RTV aumentado, além de uma sustentada atividade EMG e geração de torque (<1% CVM) após o final da vibração, no membro superior parético em comparação ao não parético de indivíduos após acidente vascular cerebral, sugerindo que correntes intracelulares persistentes (CIPs) contribuem para a alteração de reflexos nesse tipo de paciente. Como se pode ver, apesar de termos na literatura prévias demonstrações de que a vibração pode de

fato induzir disparos auto-sustentados de motoneurônios, presumivelmente em função da ativação de CIPs, nos casos em que um simultâneo aumento de força pôde ser observado, o mesmo foi reportado como sendo de baixa amplitude, provavelmente devido à limitações experimentais impostas pelos paradigmas experimentais envolvidos (e.g. disparos de unidades motoras isoladas necessitam ser adquiridas enquanto uma leve contração é mantida). O achado de maior impacto no presente estudo foi o grande aumento na força de flexão plantar induzido pelos estímulos vibratórios. Em média, tais incrementos foram de 180% o valor to torque periférico (gerado pelos 2 segundos iniciais de estimulação elétrica de baixa freqüência), variando desde nenhum incremento até nove vezes o valor do torque periférico. Os TEs gerados pelas salvas de estímulos vibratórios alcançaram valores superiores a 50% CVM em diferentes sujeitos.

Um visível aumento nas amplitudes pico a pico das ondas M_{max} pôde ser observado, tanto nas respostas durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica transcutânea a 20 Hz comparadas às respostas obtidas em repouso, quanto nas respostas durante os 2 segundos de estimulação elétrica posteriores à vibração comparadas às respostas obtidas durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica transcutânea (figuras 1.9 e 1.10). Esse achado confirma dados recentes da literatura (FRIGON et al., 2007) que reportaram aumentos substanciais na amplitude das ondas M_{max} a medida que se observava um aumento nos níveis de contração exercidos pelo músculo em questão (sóleo), mesmo com estímulos e posição articular (tornozelo) idênticos. Tal fato deve então ser atribuído a influências periféricas no local de captação do sinal (FRIGON et al., 2007), e portanto, é necessário que em estudos envolvendo a captação de potenciais de ação muscular compostos (como por exemplo, ondas F), os mesmos tenham sua amplitude normalizada em relação a amplitude da onda M_{max} obtida durante o mesmo nível de contração (ZEHR, 2002). Seguindo tal precaução, no presente estudo pôde-se observar também um visível aumento nas amplitudes pico a pico das ondas F tanto nas respostas durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica transcutânea a 20 Hz comparadas às respostas obtidas em repouso, quanto nas respostas durante os 2 segundos de estimulação elétrica posteriores à vibração comparadas às respostas obtidas durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica

transcutânea (figuras 1.9 e 1.10). Sugere-se, portanto, um aumento de forma geral na excitabilidade motoneuronal (LIN; FLOETER, 2004), induzido pela aplicação do estímulo vibratório, o qual persistiu aumentado durante todo o curso de 2 segundos investigado posteriormente à vibração. Um aumento na excitabilidade motoneuronal pôde ser observado, ainda, em resposta aos primeiros 2 segundos de estimulação elétrica transcutânea, mesmo sem que estes fossem precedidos por algum estímulo vibratório.

A facilitação em nível motoneuronal demonstrada nos paradigmas envolvendo vibração ocorre apesar do possível desenvolvimento de inibição pré-sináptica causada pelas salvas vibratórias. A inibição pré-sinápica causada pela vibração demora algum tempo para se estabelecer e decai dentro de poucos milisegundos (HULTBORN et al., 1987), portanto, pode ter afetado de alguma maneira os TEs, porém provavelmente não durante todo o seu curso de tempo (2 s). Além disso, ativações sucessivas das vias aferentes Ia em resposta a vibração podem gerar depressão pós ativação (VAN BOXTEL, 1986), a qual certamente estaria presente durante todo o intervalo de 2 segundos dentro do qual os TEs foram quantificados. No entanto, uma análise mais refinada em gatos demonstrou que a modulação dos potenciais excitatórios pós sinápticos depende to tipo de motoneurônio analisado (MENDELL et al., 1990), sendo que motoneurônios de limiar mais alto (associados a unidades motoras rápidas) apresentam sinapses provenientes das aferências Ia que não deprimem, ou podem inclusive ser facilitadas durante estimulação de alta freqüência. Neste sentido, dados obtidos em humanos sugerem que sinapses provenientes de vias aferentes Ia deprimem menos em motoneurônios de maior limiar de disparo (FLOETER; KOHN, 1997). Não obstante, aferentes distintas das do tipo Ia podem ter influenciado na geração das respostas aos estímulos vibratórios (FALLON; MACEFIELD, 2007; HAGBARTH et al., 1976; ROLL; VEDEL, 1982; ROLL et al., 1989). Terminações secundárias provenientes do fuso neuromuscular assim como aferentes Ib (provenientes dos órgãos tendinosos de Golgi) também podem ter sido ativadas em resposta tanto às vibrações senoidais quanto ao ruído branco, mesmo não respondendo com uma relação 1:1 com cada ciclo de vibração (BURKE; SCHILLER, 1976; ROLL; VEDEL, 1982). Ainda, inibição recorrente por meio

das células de Renshaw pode estar envolvida, já que os motoneurônios podem ser recrutados em sincronia com a vibração senoidal (FORNARI; KOHN, 2008), ou com picos da vibração de ruído branco. Dessa forma, efeitos inibitórios ao "pool" de motoneurônios do TS (principalmente por aferentes Ib e possivelmente por depressão pós-ativação, inibição recorrente e inibição pré-sináptica) podem ter exercido seu papel, contribuindo, portanto, para os casos em que TEs significativos não foram observados ou não puderam ser mantidos. O possível efeito cutâneo causado pelo contato da parte móvel do vibrador com a pele sobre o tendão ainda é uma questão a ser investigada.

Nós propomos que os mecanismos neurais envolvidos na geração de TEs pela vibração não são diferentes daqueles sugeridos previamente para padrões envolvendo apenas estimulação elétrica (COLLINS et al., 2001; COLLINS et al., 2002; DEAN et al., 2007). Respostas à vibração (tanto senoidal quanto ruído branco) por parte das terminações primárias do fuso neuromuscular levariam à ativação repetida de aferências sensoriais de grande calibre, resultando em PPT (um mecanismo pré-sináptico). Além disso, a entrada excitatória proveniente de tal ativação das vias sensoriais levaria ao desenvolvimento de PPs nos motoneurônios (um mecanismo pós-sináptico). Uma despolarização transiente de suficiente amplitude (estímulo inicial) pode iniciar um PP (KIEHN; EKEN, 1998), como seria o caso de RTVs gerados em resposta às salvas de estímulos vibratórios no presente estudo.

O torque gerado durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz (anteriormente à aplicação de qualquer estímulo vibratório) foi considerado, neste estudo, como sendo de origem periférica (i.e. resultado da ativação direta de axônios motores). Parte-se dessa premissa, pois reflexos-H, por exemplo, encontram-se fortemente deprimidos durante estimulação elétrica tetânica devido a depressão homossináptica (KOHN et al., 1997), sendo deprimidos em mais de 90% quando estimulados a 10 Hz (SCHINDLER-IVENS; SHIELDS, 2000), e completamente abolidos à freqüências entre 25 e 100 Hz (BURKE; SCHILLER, 1976). Sendo assim, a contribuição de reflexos-H durante os primeiros 2 segundos de estimulação elétrica a 20 Hz deve ser mínima (KLAKOWICZ et al., 2006). Uma parte deste torque considerado periférico, no entanto, pode ter sido

gerado centralmente, uma vez que estudos anteriores relataram que reflexos-H contribuem, mesmo que minimamente, para contrações geradas em resposta a estimulação elétrica de 20 Hz (KLAKOWICZ et al., 2006). De fato, uma maior excitabilidade motoneuronal durante esses primeiros 2 segundos de estimulação elétrica pôde ser observada no presente estudo, visto que as amplitudes pico a pico das ondas F apresentaram um nítido aumento após o primeiro segundo desta estimulação (figuras 1.9 e 1.10). Dessa forma, não se pode descartar a possibilidade de que o método para se quantificar os TEs utilizado neste estudo (medidos como o incremento sobre os torques periféricos) tenha subestimado a real contribuição do mecanismo central sobre os resultados.

Nessa mesma linha de pensamento, essa inicial depressão homossináptica há pouco mencionada pode ter sido parcialmente compensada por um aumento na liberação de neurotransmissor nos terminais aferentes Ia (PPT) gerado pela vibração (VAN BOXTEL, 1986). Dessa forma, uma recuperação na amplitude dos reflexos-H em resposta a estimulação elétrica de 20 Hz pode ter contribuído para a geração dos TEs (KLAKOWICZ et al., 2006). Em nosso estudo, uma maior excitabilidade motoneuronal foi evidenciada, já que a amplitude pico a pico das ondas F medidas durante a estimulação elétrica de 20 Hz posteriormente à aplicação de um estímulo vibratório foi visivelmente maior do que aquela medida durante os 2 segundos iniciais de estimulação elétrica a 20 Hz.

Nesse mesmo sentido, estudos anteriores têm sugerido que a geração de CIPs pode produzir disparos auto-sustentados constantes em alguns motoneurônios (chamados de “totalmente biestáveis”) enquanto outros motoneurônios (chamados de “parcialmente biestáveis”) param de disparar assim que estímulo excitatório é removido (LEE; HECKMAN, 1998). Dessa forma, em um primeiro cenário, os PPs induzidos pela vibração podem ter gerado um estímulo excitatório que contribuiu para que houvessem disparos de motoneurônios em associação com os pulsos de estimulação elétrica transcutânea (por meio de uma recuperação dos reflexos-H inicialmente deprimidos) (KLAKOWICZ et al., 2006; NOZAKI et al., 2003). Nesse caso, os motoneurônios parcialmente biestáveis, os quais não estariam mais disparando espontaneamente já que o estímulo

vibratório já fora retirado, apresentariam, por outro lado, um potencial de membrana mais próximo do limiar de disparo (CIPs), atingindo mais facilmente o limiar na presença de potenciais excitatórios pós sinápticos originados pelos terminais aferentes Ia (eventualmente excitados pela estimulação elétrica transcutânea de 20 Hz posterior à vibração). Em um segundo cenário, outras unidades motoras (associadas a motoneurônios totalmente biestáveis), podem ter mantido disparos auto-sustentados de forma contínua, não associados com os pulsos de estimulação elétrica transcutânea. No entanto, por meio da onda F, o presente estudo verificou apenas, de forma geral (LIN; FLOETER, 2004), um aumento na excitabilidade dos motoneurônios durante a estimulação elétrica transcutânea aplicada após a vibração quando comparada a mesma estimulação aplicada antes da vibração. Investigações adicionais são necessárias a fim de se distinguir a recuperação de reflexos-H do desenvolvimento de atividade motoneuronal não sincrônica, assim como a real contribuição de cada um desses mecanismos para a geração dos TEs.

A observação de que em alguns casos os TEs se tornaram maiores à medida que salvas adicionais de vibração eram aplicadas é consistente com o mecanismo de "wind up" reportado anteriormente tanto em humanos quanto em preparações com animais (BENNETT et al., 1998; FUGLEVAND et al., 2006; GORASSINI et al., 2002; MORISSET; NAGY, 2000; RUSSO; HOUNSGAARD, 1994; SVIRSKIS; HOUNSGAARD, 1997). Um crescimento gradual na liberação de neurotransmissor (por meio da PPT) pode ter induzido o desenvolvimento de PPs em motoneurônios adicionais (DEAN et al., 2007), aumentando mais ainda a excitabilidade dos motoneurônios, facilitando a gênese de comportamento biestável.

O mecanismo de geração de PP, postulado aqui como ocorrido nos motoneurônios, pode também ter sido originado em nível pré-motoneuronal. Isto é, a possibilidade de PPs terem sido gerados em interneurônios da medula espinhal não deve ser descartada (COLLINS et al., 2002; NOZAKI et al., 2003). Sendo assim, as contrações sustentadas induzidas nesse estudo podem ter sido mantidas por atividade autônoma de motoneurônios e/ou interneurônios da medula espinhal.

Apesar de os sujeitos terem sido instruídos a relaxar completamente e não exercer nenhum tipo de esforço voluntário durante o experimento, uma possível influência de uma contribuição supraespinhal nos nossos resultados não foi experimentalmente controlada e, portanto, não pode ser totalmente descartada. Por exemplo, encontra-se na literatura relatos de que certos padrões de estimulação elétrica podem induzir mudanças na excitabilidade cortical (KNASH et al., 2003), uma questão não abordada em nosso estudo. No entanto, estudos anteriores utilizando padrões de alternância entre estimulações elétricas de alta e baixa freqüência (COLLINS et al., 2001) sugerem que comandos descendentes voluntários não são necessários para que as forças extras sejam observadas, uma vez que TEs também são gerados em sujeitos durante o sono e em pacientes com secção completa da medula espinhal (NICKOLLS et al., 2004). Tais achados são consistentes com aquisições de disparos de unidades motoras em humanos com lesão medular (GORASSINI et al., 2004) e em ratos (BENNETT et al., 2004).

A estimulação elétrica de baixa freqüência associada aos estímulos vibratórios (mesmo que não simultâneos) foi essencial para fazer com que os TEs fossem observáveis. Quando o mesmo nível de estimulação vibratória foi aplicado sem ser sucedido por uma posterior estimulação elétrica a 20 Hz, o torque gerado retornou rapidamente á níveis basais após o fim da vibração. Por outro lado, torques extras, auto-sustentados, puderam ser observados quando as salvas de estímulos vibratórios foram seguidas de uma estimulação elétrica a 20 Hz (figura 1.8). A forma de onda da força nessa situação foi bem diferente daquela em que não se aplicou a estimulação elétrica, sendo que os torques extras decaiam de forma muito mais lenta, se mantendo por vários segundos após a vibração. De forma semelhante, uma maior excitabilidade em nível motoneuronal (medida pelo aumento da amplitude pico a pico das ondas F) foi observada nos casos em que os estímulos vibratórios eram sucedidos de uma estimulação elétrica transcutânea de 20 Hz. Sem a presença de tal estimulação elétrica, uma maior excitabilidade motoneuronal pode ser observada logo após (200 ms) a aplicação de estímulos vibratórios isolados, porém tal excitabilidade não se manteve aumentada como no caso

em que estímulos vibratórios foram sucedidos de estimulação elétrica (figuras 1.9B e 1.10), mas retornam aos mesmos níveis das respostas obtidas em repouso após o término da vibração.

No geral, os dados mostraram que, na maioria dos indivíduos examinados, a combinação de uma breve (porém forte) vibração aplicada ao tendão to TS juntamente com estimulação elétrica aplicada ao mesmo grupo muscular pôde dar origem a forças auto-sustentadas de considerável magnitude. Tal achado oferece evidências adicionais de que mecanismos intrínsecos como PPs exercem uma importante função na regulação de disparos de motoneurônios, os quais podem ser intrinsecamente mantidos, reduzindo assim a necessidade de entradas sinápticas prolongadas, o que poderia auxiliar na manutenção de contrações durante atividades do dia a dia como movimentos voluntários (GORASSINI et al., 1998) ou tarefas posturais (CRONE et al., 1988). Informações proprioceptivas provenientes dos fusos musculares certamente representam um dos estímulos excitatórios responsáveis pelo desenvolvimento de CIPs em motoneurônios.

1.4.1 Relevância Prática

TENS é uma ferramenta usada em uma grande diversidade de protocolos de reabilitação. Por sua vez, FES produz contrações musculares que podem dar origem a movimentos funcionais em indivíduos com lesões espinhais ou supra-espinhais (LIBERSON et al., 1961). No entanto, os paradigmas de estimulação convencionais usados para produzir força geralmente estimulam as ramificações terminais de axônios motores, o que resulta em um rápido aparecimento de fadiga muscular (KIM et al., 1995). Isso acontece, pois as unidades motoras são ativadas de maneira aleatória (GREGORY; BICKEL, 2005), ou com as unidades motoras mais rápidas (associadas a fibras rapidamente fatigáveis) sendo ativadas primeiro (ENOKA, 2002), ou seja, em ordem oposta á ativação gerada por contrações voluntárias, cuja ativação sináptica recruta primeiramente fibras musculares resistentes a fadiga (HENNEMAN; OLSON, 1965). Conseqüentemente, o rápido desenvolvimento de fadiga tem sido um dos fatores limitantes na efetividade clínica de técnicas como FES e TENS (GRAUPE et al., 2000; ISAKOV et al., 1986; KARU et al., 1995; STEIN et al., 2002).

Com estes experimentos, demonstramos que breves salvas de estímulos vibratórios (tanto senoidais como ruído branco) aplicadas ao tendão calcâneo puderam aumentar consistentemente a força gerada pelo TS de indivíduos saudáveis enquanto um trem basal de estimulação elétrica (20 Hz) foi aplicado ao mesmo grupo muscular. Tendo em vista que o comando para a geração de tais TEs foi provavelmente gerado dentro do sistema nervoso central, a conseqüente ativação de motoneurônios na medula espinhal seguiria o princípio do tamanho (HENNEMAN; OLSON, 1965), ou seja, com as unidades motoras associadas a fibras resistentes à fadiga sendo ativadas primeiro. Tal implicação pode ser benéfica para intervenções terapêuticas com o objetivo de se diminuir a atrofia muscular (cuja causa primária é a perda, por meio de desuso, de fibras resistentes á fadiga muscular (GORDON; PATTULLO, 1993)), ou em protocolos de reabilitação pós lesão medular (nos quais a musculatura paralisada geralmente se torna mais facilmente fatigável (CASTRO et al., 1999; CASTRO et al., 1999; GERRITS et al., 1999).

Além disso, o recrutamento de unidades motoras em sua ordem natural pode trazer benefícios para protocolos de treinamento que visam a melhora do desempenho muscular. Nesse sentido, aumentos significativos na atividade mioelétrica de vários grupos musculares têm sido observados após 4-5 semanas de treinamento com estimulação elétrica, tempo este que não é suficiente para causar hipertrofia muscular (COLSON et al., 2000; MAFFIULETTI et al., 2002). Tais achados levam a hipótese de que certos tipos de estimulação elétrica podem induzir adaptação nos sistemas neurais (TRIMBLE; ENOKA, 1991), hipótese esta fortalecida pela observação de que curtos programas de treinamento envolvendo padrões de estimulação elétrica causam um aumento ou diminuição na atividade motora do membro contra-lateral não exercitado (ZHOU, 2000). Sendo assim, sugere-se que tais mecanismos envolvidos na geração de adaptações neurais podem ser otimizados pelo uso de técnicas de estimulação que favoreçam a ativação de axônios sensoriais, levando ao aumento de contrações mediadas por um mecanismo central, como seria o caso da combinação de estimulação elétrica com estímulos vibratórios mostrada no presente estudo.

Torques extras significativos foram iniciados centralmente, tanto em resposta a vibrações senoidais de 100 Hz quanto a estímulos vibratórios seguindo um padrão de ruído branco (visualizar características dos estímulos vibratórios na figura 1.7). Estes últimos tiveram a vantagem de requerer uma intensidade mais baixa (RMS = ~27.g) do que os primeiros (RMS = 70.g). Esta melhor eficiência pode estar relacionada ao fato de que a vibração de ruído branco (espectro de potência concentrado principalmente entre 30 e 200 Hz) pode estimular com a mesma efetividade as aferências dos tipos Ia e II provenientes do fuso muscular além de outros mecanoreceptores. De um ponto de vista prático, isso significa que as salvas de estímulos vibratórios necessárias para a geração dos TEs podem ser mais fracas do que àquelas utilizadas durantes as salvas de vibração senoidal a 100 Hz utilizadas neste estudo (deslocamento pico a pico da parte móvel do vibrador em torno de 5 mm, ou aceleração pico a pico de 200.g) e menos específicas do que estímulos a 100 Hz. Dessa forma, abre-se a possibilidade de se gerar tais torques extras sem que seja necessária a utilização de dispositivos de vibração especializados, fazendo desta técnica uma potencial ferramenta de grande utilidade na prática clínica.

Além disso, a vibração de determinadas regiões (MULDER et al., 2009), ou do corpo todo (ADAMS et al., 2009; BEDIENT et al., 2009; KEMMLER et al., 2009) tem sido utilizada tanto em pessoas normais, com patologias (COTEY et al., 2009; SCHYNS et al., 2009), idosos (BOGAERTS et al., 2009), ou em atletas (CARDINALE; ERSKINE, 2008; WILCOCK et al., 2009), em associação a treinamentos de exercício físico, com o intuito de se aumentar parâmetros como força muscular, resistência á fatiga, ou controle neuromuscular. Tais efeitos, no entanto, ainda são controversos, sendo que maiores investigação são necessárias nesse sentido (CARDINALE; ERSKINE, 2008). Com base nos achados do presente estudo, adiciona-se a possibilidade de se investigar a associação da vibração com estimulação elétrica em protocolos de exercícios similares, pois a introdução da estimulação elétrica se mostrou fundamental para que o efeito da vibração na geração de forças extras auto-sustentadas fosse iniciado.

Uma clara vantagem em se obter TEs em resposta a vibração associada a estimulação elétrica é que estímulos de diferentes origens (i.e., elétrico e mecânico) são utilizados. Por exemplo, o uso de padrões de estimulação elétrica combinados como a alternância de trens de alta a baixa freqüência (como em (BALDWIN et al., 2006; BLOUIN et al., 2009; COLLINS et al., 2001; DEAN et al., 2007)) não é de grande utilidade prática já que requer um sofisticado controle da estimulação, o que não é viável com o uso de estimuladores convencionais habitualmente utilizados na prática clínica e de treinamento. Nesse sentido, a indução do aparecimento de torques extras através de uma fonte de estímulo comumente utilizada na prática clínica e de treinamento (i.e., vibração) poderia ser de grande utilidade.

1.4.2 Direções Futuras

Os paradigmas de estimulação usados nesse estudo foram projetados com o intuito de demonstrar a viabilidade de se obter TEs em resposta a salvas de vibração combinadas com estimulação elétrica. No entanto, de um ponto de vista prático, pesquisas futuras devem ser realizadas a fim de se buscar parâmetros de combinação entre estimulação elétrica e vibração que resultem na otimização dos níveis de força obtidos. Os padrões de estimulação mais adequados provavelmente serão diferentes para fins de fisioterapia/reabilitação e treinamento físico, já que este último geralmente utiliza estímulos vibratórios de freqüências mais baixas. Sendo assim, diferentes formas de estimulação (e.g., vibração persistente ou em salvas, estímulos vibratórios senoidais ou seguindo padrões aleatórios, locais de aplicação da estimulação elétrica e da vibração, parâmetros de intensidade, freqüência e duração dos estímulos, etc.) devem ser testados, em busca do mais adequado e conveniente a ser utilizado para diferentes finalidades clínicas e práticas.

Capítulo 2. Estímulos vibratórios aplicados à superfície de contato do dedo aumentam a estabilidade postural associada ao toque

2.1 Introdução e Revisão da Literatura

Uma série de estudos tem avaliado o controle postural de sujeitos sãos, ou com patologias, por meio da análise de parâmetros associados ao centro de pressão (COP), medido por uma plataforma de força. Nesse sentido, a manipulação de entradas proprioceptivas ou tácteis, por exemplo, tem sido empregada para se verificar como o sistema nervoso se comporta na tarefa de manutenção da postura ereta (JEKA, 1997; JEKA; LACKNER, 1994; PRIPLATA et al., 2003; WIERZBICKA et al., 1998).

Uma forma específica de se aplicar uma entrada sensorial externa é por meio do tato. Nesse sentido, vários estudos têm investigado a relação entre balanço postural e forças de contato atuando em diferentes partes do corpo (HOLDEN et al., 1994; JEKA; LACKNER, 1994; KRISHNAMOORTHY et al., 2002; ROGERS et al., 2001). Mais especificamente, um toque efetuado pela ponta do dedo indicador sobre uma superfície rígida (a força exercida é mínima, não configurando um apoio mecânico) foi capaz de aumentar consideravelmente a estabilidade postural durante a manutenção da posição ereta quieta bipodal (JEKA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1995), unipodal (HOLDEN et al., 1994) e também foi capaz de diminuir as oscilações posturais causadas por perturbações externas (JOHANNSEN et al., 2007). Esses achados sugerem que as forças de contato atuando na ponta do dedo podem fornecer informações sobre a orientação corporal que, por sua vez, resultam em uma melhora no controle do balanço postural.

Por outro lado, quando a superfície de contato oscilou de forma senoidal (freqüências entre 0,1 e 0,5 Hz), notou-se um aumento da oscilação postural, visto que os autores observaram um alto sincronismo entre a oscilação da superfície de contato e as oscilações posturais (JEKA et al., 1997).

Nos experimentos descritos aqui, foi investigado se um aumento adicional na estabilidade postural (i.e., em comparação àquele observado quando os sujeitos realizavam um toque sobre uma superfície rígida) pode ser obtido através da aplicação de um baixo nível de ruído mecânico (i.e.,

vibração) na superfície de contato do dedo. Tal hipótese é baseada no conceito de ressonância estocástica (RE), que consiste na idéia de que a detecção e transmissão de um sinal fraco ou subliminar podem ser otimizadas pela presença de um nível particular de ruído (MOSS et al., 2004; WIESENFELD; MOSS, 1995).

Um possível mecanismo por detrás da RE, é que o ruído abaixo do limiar de detecção do sistema, o qual é geralmente interpretado como prejudicial na transmissão da informação, pode ser usado como um conveniente "pedestal" de forma a otimizar a detecção de um sinal de entrada (PRIPLATA et al., 2002). Assim, a teoria psicofísica da RE estabelece que a amplitude necessária para se exceder o limiar sensorial é alcançada através da adição de ruído ao estímulo inicialmente abaixo do limiar (MOSS et al., 2004; WARD et al., 2002; WELLS et al., 2005). Por exemplo, um baixo nível de ruído mecânico poderia causar pequenas mudanças no potencial de membrana do receptor, trazendo o neurônio associado mais próximo do limiar de disparo. Dessa forma, tal neurônio estaria mais susceptível a disparar um potencial de ação, fazendo com que estímulos normalmente subliminares (por exemplo, estimulo tátil de origem mecânica) sejam detectados (GRAVELLE et al., 2002). No entanto, no fenômeno da RE, a estimulação causará uma melhora na detecção do estímulo apenas para um nível particular (ideal) de ruído, de forma que à medida que este ruído é aumentado para níveis mais altos, observa-se uma piora na detecção do estímulo (CORDO et al., 1996).

Nesse sentido, o fenômeno da RE tem se demonstrado capaz de causar uma melhora na detecção de sinais sensório-motores relacionados ao controle postural, uma vez que diferentes fontes de estimulação aplicadas durante testes de balanço (e.g., ruído branco de origem elétrica aplicado em músculos ou articulações, ruído branco de origem mecânica aplicado à sola dos pés) têm se demonstrado capazes de diminuir as oscilações posturais em diferentes populações como adultos jovens e idosos (PRIPLATA et al., 2002; PRIPLATA et al., 2003), pacientes com neuropatia diabética ou após episódio de derrame cerebral (PRIPLATA et al., 2006) e sujeitos com instabilidade funcional do tornozelo (ROSS, 2007). No entanto, não há na literatura nenhuma abordagem sobre um mecanismo associado ao fenômeno da RE poder ou não melhorar a detecção de informações

relacionadas à orientação postural provenientes do contato da ponta do dedo com uma superfície externa.

Nessa linha de raciocínio, foi levantada a hipótese de que a redução das oscilações posturais observada em resposta a um contato suave efetuado pela ponta do dedo poderia ser reduzida ainda mais caso um ruído branco de origem mecânica (i.e., vibração) fosse aplicado à superfície de contato do dedo. Sendo assim, a superfície de contato vibrando segundo um ruído branco forneceria informações adicionais sobre a orientação postural (por uma melhora na comunicação neural) e dessa forma reduzira ainda mais o balanço postural quando comparada à condição em que a superfície de contato permanecesse estacionária. Além disso, a hipótese da aplicação da vibração ter causado uma melhora na estabilidade postural estar de fato associada com fenômeno da RE foi também investigada através de paradigmas experimentais adequados.

2.2 Metodologia

2.2.1 Participantes

Dez sujeitos destros (6 do sexo masculino e 4 do sexo feminino, 28.1 ± 5.3 (DP) anos de idade, e 69.5 ± 24.9 (DP) Kg de massa corporal) participaram desse trabalho. Nenhum dos sujeitos apresentou antecedente prévio ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares que pudesse afetar sua habilidade de se manter na postura ereta quieta. Todos eles foram previamente informados sobre o protocolo experimental ao qual seriam submetidos e concordaram em participar do mesmo pela assinatura de um termo de consentimento (APÊNDICE F). Todo o protocolo experimental foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP) da Universidade de São Paulo (APÊNDICE G).

2.2.2 Aparato de Vibração

Os sujeitos tiveram a ponta do dedo da mão direita estimulada mecanicamente por um sistema de vibração Labworks, modelo LW-126-13, que consistia de um amplificador de potência e um vibrador (corpo cilíndrico, 10.5 cm de diâmetro e 13.5 cm de comprimento), este sendo posicionado sobre um tripé de câmera filmadora com altura ajustável (figura 2.2). À ponta do vibrador era fixada uma placa metálica que, dependo de sua configuração e da posição do vibrador, gerava oscilações vibratórias tanto na orientação vertical quanto na horizontal (figura 2.3).Sendo assim, a orientação, posição e altura da superfície de contato puderam ser ajustadas de acordo com a altura dos sujeitos (a superfície de contato era posicionada a uma altura correspondente à distância entre o chão e a posição do dedo indicador do sujeito em pé, com o antebraço à frente do corpo e o cotovelo em aproximadamente 80º de flexão) (figura 2.2). Um sistema LabView foi utilizado para gerar padrões de ruído branco gaussiano com 120 segundos de duração. Tais sinais foram utilizados como sinal de entrada no amplificador de potência do vibrador, a fim de se obter o padrão desejado de estimulação mecânica (visualizar características dos estímulos vibratórios na figura 2.1). Além disso, um acelerômetro ADKL78 (Analog Devices, EUA) foi fixado à parte móvel do vibrador para que os parâmetros da estimulação pudessem ser monitorados, e um transdutor de força (Transtec NA310, Brasil) foi posicionado abaixo do vibrador a fim de medir as forças verticais exercidas pelo dedo. Os sinais provenientes da plataforma de força, do acelerômetro e do transdutor de força foram adquiridos por um sistema LabView (National Instruments, USA), a uma freqüência de amostragem de 2kHz.

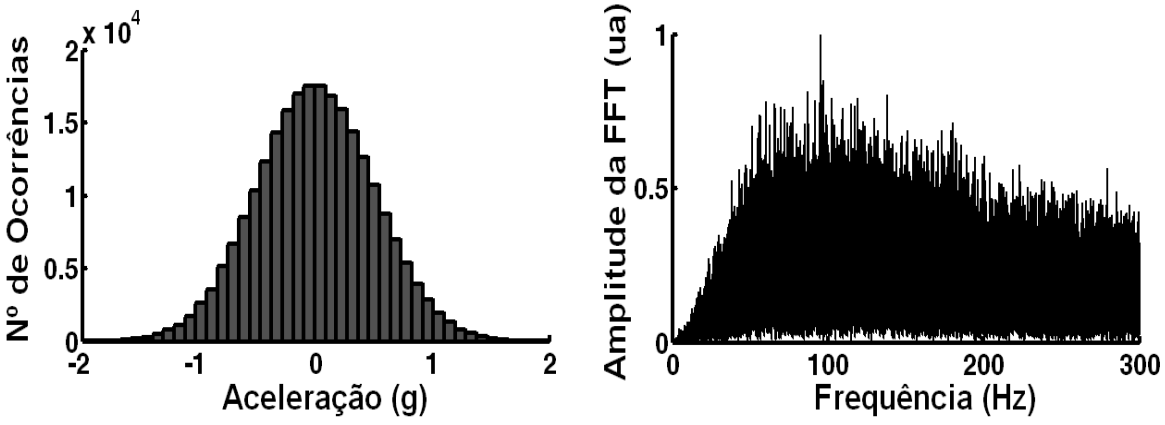

Figura 2.1: Características da vibração de ruído branco com intensidade ajustada a um valor RMS = 0.4g. O gráfico à esquerda mostra um histograma de amplitude dividido em 50 intervalos, correspondente à amostra de 120 s de vibração mecânica (dados captados por um acelerômetro posicionado no vibrador e adquiridos a uma freqüência de amostragem de 2kHz), indicando a distribuição gaussiana do estímulo aplicado. O gráfico à direita mostra a FFT do mesmo sinal, concentrado principalmente entre 30 e 300 Hz.

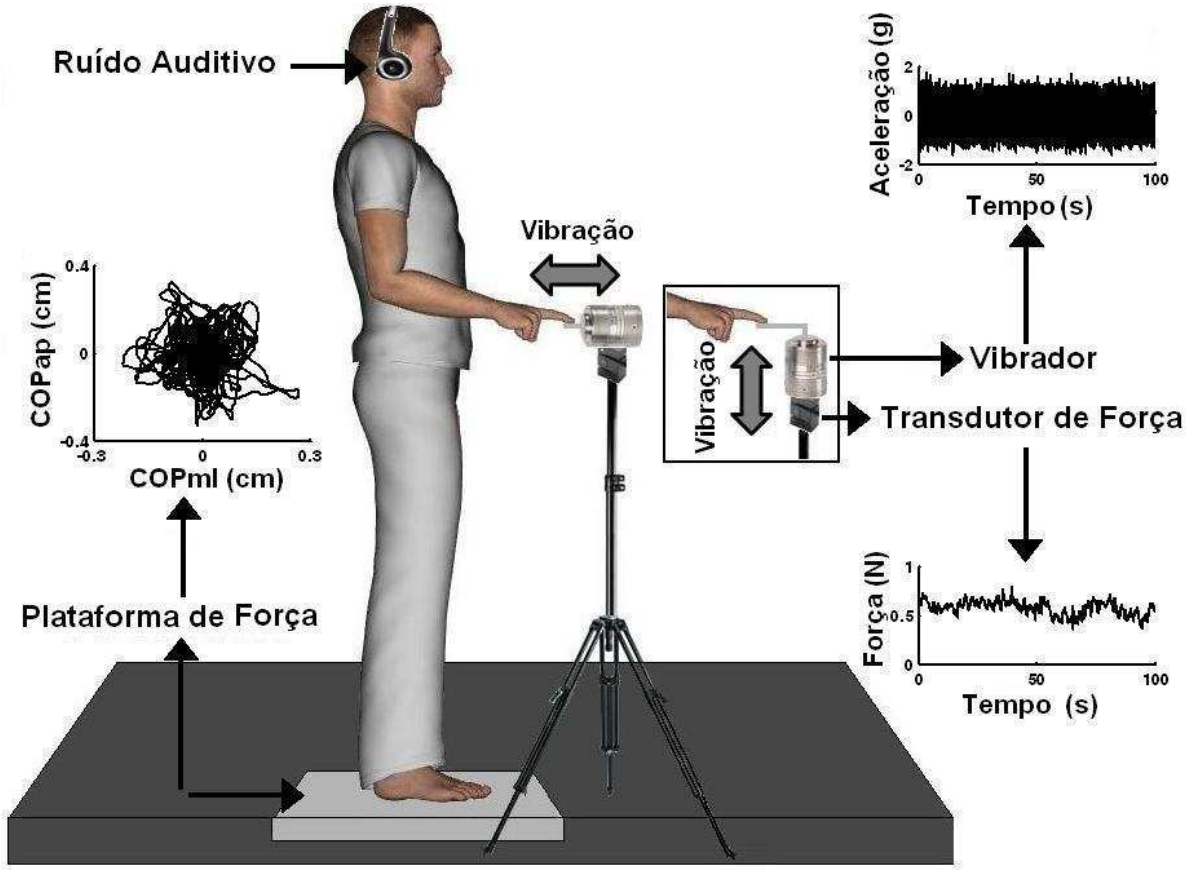

Figura 2.2: Esquema do arranjo experimental utilizado nos experimentos 1 e 2, mostrando o sujeito posicionado sobre a plataforma de força, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato fixada ao vibrador (dois possíveis arranjos são mostrados, resultando respectivamente numa orientação horizontal e vertical dos estímulos vibratórios). Durante todas as condições experimentais os sujeitos utilizaram um fone de ouvido através do qual ouviam a um ruído sonoro. Pode-se observar também exemplos de sinais adquiridos pelo transdutor de força (indicando a força de apoio aplicada pelo dedo), pelo acelerômetro (indicando os sinais de aceleração correspondentes à vibração) e pela plataforma de força (estatocinesiograma com os sinais do COP).

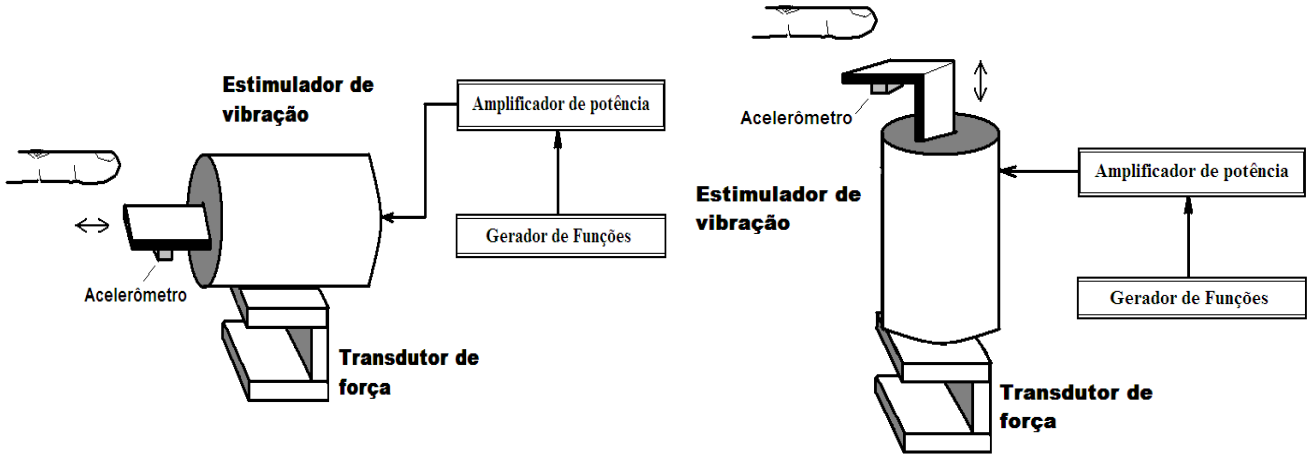

Figura 2.3: Configurações de duas diferentes superfícies de contato para o dedo (uma em forma de L, à direita, e uma simplesmente plana, á esquerda), sendo possível obter as duas orientações de aplicação da vibração (orientação horizontal à esquerda e orientação vertical à direita).

2.2.3 Experimento 1

Os sujeitos foram orientados a permanecer em posição ortostática (o mais quietos possível) sobre a plataforma de força, selecionando uma posição confortável (com os pés afastados a uma distância aproximadamente igual à de um ombro ao outro), e com os olhos fechados. Descalços, eles permaneceram tocando a superfície de contato descrita anteriormente com o dedo indicador da mão direita (figura 2.2). A posição dos pés dos sujeitos na plataforma de força era marcada com fita adesiva, garantindo que a mesma posição do sujeito em relação à superfície de contato do dedo fosse mantida durante todo o experimento. A superfície de contato do dedo permanecia estacionária, ou então vibrava seguindo um padrão de ruído branco com duas diferentes intensidades: RMS=0.4 g e RMS=0.8 g. Sendo assim, as três condições de estimulação serão referidas no texto da seguinte forma: 1) superfície estacionária (SE); 2) estimulação vibratória 1 (EV1, i.e. superfície de contato vibrando segundo um padrão de ruído branco com uma intensidade ajustada a um valor RMS=0.4 g); 3) estimulação vibratória 2 (EV2, i.e. superfície de contato vibrando segundo um padrão de ruído branco com uma intensidade ajustada a um valor RMS=0.8 g). Tais intensidades de vibração foram escolhidas com base em estudos piloto, os quais indicaram que essas intensidades, para grande parte

dos sujeitos, estão dentro de uma faixa ótima para que seja observada melhora na estabilidade postural quando comparada à condição SE.

Como dito anteriormente, a força de apoio exercida pelo sujeito não deve ultrapassar 1N. Caso contrário, estaria configurado apoio mecânico, o que por si só poderia ser o fator causal de uma diminuição das oscilações posturais. Dessa forma, no início de cada sessão experimental o sujeito era instruído a olhar para um osciloscópio que exibia os sinais de força aplicada pelo dedo. Então, era pedido aos sujeitos que aplicassem sempre forças menores do que 1N (nível este devidamente marcado no osciloscópio, facilitando a visualização por parte dos sujeitos). Depois que os sujeitos desenvolviam a habilidade de permanecer na posição ereta quieta, aplicando forças menores do que 1N sobre a superfície de contato do dedo, eles realizavam de duas a três repetições antes que tivesse início a coleta de dados. A fim de controlar a força de apoio sobre a superfície de contato exercida pelo sujeito durante os experimentos, um programa em ambiente LabView foi desenvolvido de forma a acusar as tentativas em que a força do sujeito ultrapassasse o valor de 1 N. Para isso, os sinais de força adquiridos durante cada repetição experimental eram filtrados por um filtro passa baixa digital tipo Butterworth de 4ª ordem e freqüência de corte de 5 Hz (eliminando assim flutuações rápidas no sinal de força resultantes da própria vibração). Se, em algum momento, a força de apoio em questão ultrapassasse o valor limite, um LED virtual vermelho se acendia no monitor do experimentador, indicando que tal tentativa experimental deveria ser descartada e repetida. No entanto, isso ocorreu em menos de 3% das repetições experimentais, sendo que as forças de apoio aplicadas pelos sujeitos eram geralmente bem menores que o limite de 1N (um exemplo de sinal de força adquirido durante uma repetição experimental pode ser observado na figura 2.2).

Todos os voluntários realizaram 6 repetições com duração de 120s cada para cada condição experimental (SE, EV1 e EV2), as quais eram apresentadas de forma aleatória. Cada voluntário participou de duas sessões experimentais, em dois dias diferentes, um dia para cada orientação dos estímulos vibratórios (horizontal e vertical, figura 2.3). As repetições na condição SE foram realizados em ambas as sessões experimentais. Dados correspondentes a 6 repetições de 120s durante

a postura ereta quieta (EQ) simples (condição EQ, com os sujeitos instruídos a permanecerem quietos, com os braços ao lado do corpo, portanto sem exercer o toque na superfície de contato) também foram obtidos em 7 dos 10 sujeitos. Para evitar qualquer efeito resultante de fadiga muscular, os participantes tiveram um período de descanso de aproximadamente dois minutos entre cada repetição, no qual permaneciam confortavelmente sentados em uma poltrona. Cada sessão experimental teve aproximadamente 2 horas de duração.

Além das informações somatossensoriais (superfície de contato estacionária ou vibrando), as informações visuais e auditivas também foram manipuladas, sendo que todos os sujeitos realizaram os experimentos com os olhos fechados e ouvindo um ruído sonoro. O raciocínio é que a eliminação das informações visuais gera um desafio ao sistema de controle postural, acentuando assim a necessidade de outras informações sensoriais, aumentando então um possível efeito (caso haja algum) da estimulação vibratória à superfície de contato do dedo. Além disso, durante os experimentos, os sujeitos utilizaram um fone de ouvido através do qual ouviam a um ruído sonoro. Dessa forma, um possível efeito causado pelo barulho do vibrador durante sua vibração foi eliminado.

Para o cálculo do COP nas direções antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), foi criada uma rotina escrita em ambiente Matlab (Mathworks, Inc) para a realização da calibração e conversão dos sinais adquiridos pela plataforma de força em unidades de força (Newton) e momento (Newton*metro). Feito isso, os sinais eram filtrados a uma freqüência de corte de 8 Hz (filtro digital passa baixa tipo Butterworth de 4ª ordem), sendo possível então o cálculo do COP nas duas direções (i.e, AP e ML) do seguinte modo:

$COP_{AP} = (-h * F_X - M_Y) / F_Z;$ **Equação 1**

$COP_{ML} = (-h * F_Y + M_X) / F_Z ;$ **Equação 2**

onde **h** é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, e **Fx, Fy, Mx, My** são, respectivamente as forças (em Newtons) e os momentos (em Newtons*metros) nas direções AP e ML; e $\mathbf{F_Z}$ a força na direção vertical.

Feito isso, os primeiros 20s de cada repetição eram descartados, já que foram considerados como um período de adaptação. Para os 100s de sinais a serem analisados, o "offset" dos dados do COP era removido usando-se a função "detrend" do Matlab. Finalmente as variáveis de interesse eram obtidas, sendo elas: 1) a área do estatocinesiograma (Área), calculada a partir da obtenção de uma elipse englobando 95% dos dados do COP, utilizando método proposto por Oliveira e colaboradores (1996); 2) a velocidade média (VM), calculada dividindo-se deslocamento total do COP (em mm) pelo tempo total (em s), tanto na direção AP quanto ML; e 3) o valor eficaz (RMS), equivalente ao desvio padrão do deslocamento do COP, também calculado tanto para a direção AP quanto ML.

A densidade espectral de potência (DEP) dos sinais do COP (tanto na direção AP quanto ML) foi calculada para cada repetição experimental de cada um dos 10 sujeitos. Para tanto, foi utilizado o método do periodograma de Welch com 40000 amostras por periodograma, resultando em uma resolução de 0.05 Hz. A área abaixo da DEP foi então calculada para cada repetição experimental nas seguintes faixas de freqüência: ''baixa freqüência'' (BF, de 0.05 a 0.25 Hz), ''média freqüência'' (MF, de 0.3 a 0.7 Hz) e ''alta' freqüência' (AF, de 0.75 a 2.0 Hz).

As variáveis relacionadas ao COP (Área, VM, RMS, BF, MF e AF) foram calculadas para cada repetição, e a média de 6 repetições para cada condição experimental (SE, EV1 e EV2) foi calculada para cada sujeito.

A diferença percentual entre as variáveis do COP na condição SE e nas condições EV1 e EV2 foram calculas a fim de se determinar a estimulação ótima (EO) para cada sujeito. A EO foi definida como sendo o nível de intensidade dos estímulos vibratórios (RMS = 0.4.g ou RMS = 0.8.g, ou seja, EV1 ou EV2) capaz de produzir uma maior melhora percentual na estabilidade postural quando comparada à condição controle (i.e., condição SE) na maioria das varíaveis tradicionais do COP (Área, VM, RMS) (tabela 1).

A normalidade dos dados foi testada pelo método de *Kolmogorov e Smirnov* ($p < 0.05$). Foi assumida como verdadeira a hipótese de normalidade dos dados para todas as variáveis dependentes,

e, sendo assim, testes paramétricos foram utilizados para as comparações. Dessa forma, foi utilizado um teste t de Student para dados pareados (bi-caudal) a fim de comparar as variáveis obtidas entre as condições SE e EO para os dados do grupo ($n=10$, $p<0.05$). O "effect size" (ES) ou "força de associação" foi calculado utilizando o índice Eta quadrado (*Eta Squared)*, sendo interpretado como um efeito pequeno para $0.00 \leq ES < 0.06$, médio para $0.06 \leq ES < 0.14$ e grande para $ES \geq 0.14$ (COHEN, 1988). Toda análise estatística foi conduzida utilizando o software SPSS 15.0 (SPSS, Inc., Chicago, Illinois).

2.2.4 Experimento 2

Uma das características da RE é que à medida que o ruído de entrada é aumentado, a sensibilidade do sistema a um estímulo fraco rapidamente aumenta até um nível máximo, e então lentamente diminui (DOUGLASS et al., 1993; HIDAKA et al., 2001). A melhoria na detecção do sinal é, portanto, máxima para uma determinada intensidade intermediária, ótima, de ruído (GRAVELLE et al., 2002). À medida que tal intensidade de ruído atinge níveis mais elevados, há um mascaramento do estímulo, no sentido de prejudicar sua detecção (PEREZ et al., 2007). Dessa forma, a resposta do sistema em relação ao nível do ruído de entrada desenvolve uma função em forma de U invertido, como é comumente medida em termos da amplitude ou da relação sinal-ruído da resposta (MANJARREZ et al., 2002).

No experimento 1, a intensidade ótima de estimulação para cada sujeito não foi determinada, já que, para isso, vários níveis de ruído (i.e. intensidades de vibração) teriam que ser aplicados em cada sujeito. Isso exigiria que as sessões experimentais fossem longas demais (tornando-se desconfortável para os sujeitos e/ou aumentando a probabilidade da influência de fadiga muscular) e/ou tornaria inviável que medidas confiáveis fossem obtidas, pois haveria a necessidade de se realizar um menor número de repetições experimentais (frente ao aumento do número de condições experimentais). Alternativamente, duas intensidades de ruído branco mecânico (i.e., vibração) foram estrategicamente utilizadas (com base em experimentos pilotos). No entanto, tal abordagem não

permite que os resultados sejam interpretados com base no fenômeno de RE, já que uma curva característica de tal fenômeno só poderia ser obtida caso vários níveis de ruído fossem empregados. A fim de preencher esta lacuna, experimentos adicionais foram realizados em 4 dos 10 participantes da pesquisa. Nesses experimentos, todos os procedimentos foram idênticos aos descritos anteriormente para o experimento 1, porém, além da condição SE, vários níveis de intensidade de ruído vibratório foram utilizados, sendo eles: RMS=0.2 g e RMS=0.4 g, RMS=0.6 g, RMS=0.8 g, RMS=1.2 g e RMS=1.6 g. Estes experimentos foram realizados utilizando apenas a orientação vertical dos estímulos vibratórios. Os participantes tiveram um intervalo de descanso de aproximadamente 3 minutos entre cada repetição, e um período de descanso maior (aproximadamente 5 minutos) era permitido a cada 5 repetições. Esses experimentos tiveram aproximadamente 5 horas de duração.

Como procedimentos de normalização dos dados, para cada sujeito, cada nível de ruído vibratório foi dividido pelo nível em que uma redução mais acentuada na área do estabilograma pôde ser observada. Já os quantificadores de oscilação postural foram expressos como porcentagem dos valores correspondentes obtidos na condição controle (SE). Uma ANOVA de uma via com comparações planejadas foi usada para comparar os dados obtidos na condição SE com aqueles obtidos na condição em que uma redução mais acentuada nas oscilações posturais pôde ser observada. Os resultados foram também analisados qualitativamente, com base no intervalo de 95% de confiança calculado para a condição SE.

2.2.5 Experimento 3

Durante todos os experimentos, as condições experimentais (e.g., SE, EV1 e EV2) foram apresentadas de forma aleatória. Tal procedimento garante que os efeitos observados não foram uma simples conseqüência de adaptação à tarefa de permanecer na postura ereta quieta. No entanto, apesar desta apresentação aleatória, não podemos supor que os sujeitos eram “cegos” às condições experimentais, já que as intensidades de ruído vibratório utilizadas, apesar de baixas, estão acima do limiar sensorial (i.e, todos os sujeitos relataram perceber a vibração da superfície de contato durante

as condições EV1 e EV2). Sendo assim, mesmo frente á uma notória melhora nos parâmetros de controle postural durante a estimulação vibratória, pode-se argumentar que tal efeito seja causado por um fator relacionado à atenção / alerta. Isto é, se o ruído vibratório gerar uma condição mais interessante, de maior alerta em relação à condição SE, todo o sistema neural envolvido no controle postural poderia estar paralelamente mais excitável, não porque a presença de ruído gera um comportamento associado ao fenômeno da RE, mas porque o ruído vibratório facilita a excitabilidade neural de forma não específica.

Com o objetivo de explorar esses possíveis efeitos associados à atenção / alerta, um experimento adicional foi realizado em 3 dos 10 participantes. Todos os procedimentos foram idênticos aos descritos anteriormente para o experimento 1, exceto pelo aparato de vibração (superfície de contato fixada ao sistema de vibração), o qual foi fixado ao corpo dos sujeitos em vez de posicionado sobre um tripé apoiado ao chão (figura 2.4). Dessa forma, a superfície de contato do dedo assumia os mesmos movimentos de balanço do corpo dos participantes. Os 3 participantes deste experimento tinham previamente exibido uma forte resposta à estimulação vibratória (i.e, no experimento 1, foi notada uma redução significativa nas oscilações posturais durante a condição EO quando comparada a condição SE).

A técnica de utilizar uma informação sensorial relacionada ao próprio balanço postural dos sujeitos tem como objetivo proporcionar ao sistema nervoso informações errôneas, que, por sua vez, tendem a confundir o sistema de controle postural (REGINELLA et al., 1999). Portanto, o raciocínio desses experimentos é que se a vibração aplicada à superfície de contato do dedo for capaz de proporcionar uma melhor informação sobre a orientação espacial do sujeito do que a condição SE (baseado na teoria da RE), tal efeito não seria observado caso a superfície de contato fosse fixada ao corpo dos sujeitos. Isto é, a superfície de contato do dedo não pode fornecer uma informação precisa sobre a orientação espacial se não estiver fixada a um suporte rígido porque a mesma não se moveria relativamente à ponta do dedo à medida que o sujeito oscilasse, mas sim moveria para frente e para trás (assim como para os lados) em sincronia com o balanço postural dos sujeitos. Por outro lado, se a

melhora na estabilidade postural observada quando o ruído vibratório foi aplicado à superfície de contato do dedo não estiver relacionada ao fenômeno da RE, mas sim a um efeito de atenção / alerta, esperar-se-ia que tal efeito fosse também evidenciado no caso da superfície de contato do dedo estar fixada ao corpo dos sujeitos.

O aparato de vibração (superfície de contato fixado ao sistema de vibração) foi fixado ao corpo dos sujeitos por um suporte de madeira em forma de L, usando para isso dois cintos bem apertados (figura 2.4). Dessa forma, a superfície de contato manteve a mesma altura e distância em relação aos sujeitos do que aquelas utilizadas durante o experimento 1.

A figura 2.4 mostra as 3 condições utilizadas neste paradigma experimental: 1) sujeitos permanecendo quietos sobre a plataforma de força, com os braços confortavelmente ao lado do corpo, portanto não exercendo toque na superfície de contato; 2) sujeitos permanecendo quietos sobre a plataforma de força, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato rígida e 3) sujeitos permanecendo quietos sobre a plataforma de força, com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato vibrando.

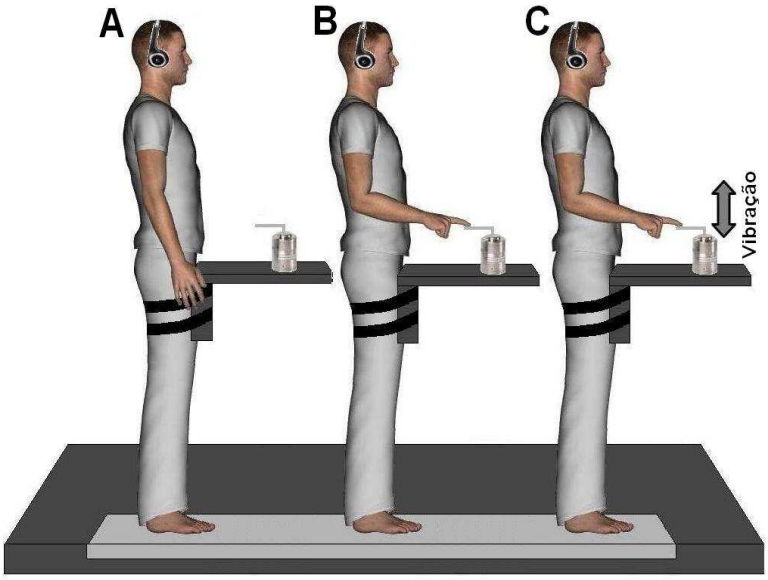

Figura 2.4: Esquema do arranjo experimental utilizado no experimento 3, mostrando o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em 3 diferentes condições: com os braços confortavelmente ao lado do corpo, portanto não exercendo toque na superfície de contato; com o dedo indicador direito tocando a superfície estacionária; ou com o dedo indicador direito tocando a superfície vibratória.

A intensidade da vibração utilizada durante este experimento foi equivalente àquela correspondente à condição EO observada para cada sujeito (EV1 ou EV2) durante o experimento 1, e apenas a orientação vertical da vibração foi testada. As condições experimentais foram apresentadas

aleatoriamente, com cada participante completando 6 repetições para cada condição. Os experimentos foram conduzidos pelo menos 2 semanas após a participação dos sujeitos no experimento 1.

2.3 Resultados

2.3.1 Experimento 1

Como esperado, quando os sujeitos tocaram a superfície estacionária com a ponta do dedo indicador (condição SE), foi observada uma redução substancial nas oscilações posturais comparada à condição em que os mesmos permaneceram quietos com os braços ao lado do corpo (condição EQ). Em média (n = 7), o toque à superfície rígida reduziu em 71.4% a área do estatocinesiograma (Área), em 61.7% o RMS na direção AP (RMSap), em 30.2% o RMS na direção ML (RMSml), em 45.3% a velocidade média na direção AP (VMap) e em 31.1% a velocidade média na direção ML (VMml). Além disso, foi possível notar, de forma qualitativa, que densidade espectral de potência (DEP) dos sinais do COP, tanto para a direção AP (COPap) quanto para direção ML (COPml) apresentou uma redução substancial na condição SE quando comparada a condição EQ, principalmente na faixa de freqüência de 0 à 0.5 Hz, como exemplifica a figura 2.5, mostrando dados representativos de um sujeito.

A tabela 1 mostra a diferença percentual entre as condições de estimulação vibratória (EV1 e EV2) e a condição SE para todos os sujeitos, levando em consideração as variáveis tradicionais relacionadas ao COP (Área, RMS e VM). Para ambas as orientações da vibração (vertical e horizontal), em relação aos sujeitos numerados de 1 a 9 na tabela, a estimulação ótima foi considerada como sendo igual a EV1 (RMS = 0.4g) para 5 sujeitos e igual a EV2 (RMS = 0.8g) para 4 sujeitos. Apenas o sujeito de número 10 apresentou respostas diferentes dependendo da orientação da vibração, sendo que, especificamente para tal sujeito, EV1 foi considerada como a EO para a orientação vertical, enquanto que EV2 foi considerada como a EO para a orientação horizontal.

Tabela 1: Diferenças percentuais entre as condições de estimulação vibratória (EV1 e EV2) e a condição SE para todos os sujeitos. Valores positivos indicam uma melhora na estabilidade postural, enquanto valores negativos indicam uma piora da mesma. # indicam os valores (em negrito) correspondentes à estimulação ótima (EO) usados nas comparações (teste t).

	Sujeito	Área		RMSap		RMSml		Vmap		Vmml	
		EV1	EV2	EV1	EV2	EV1	EV2	EV1	EV2	EV1	EV2
Vertical											
	1	4.37	**24.49 #**	-7.35	**22.93 #**	8.70	**-5.33 #**	3.86	**6.89 #**	10.06	**13.02 #**
	2	**5.90 #**	9.75	**12.13 #**	3.01	**6.28 #**	23.80	**3.74 #**	1.44	**5.57 #**	-2.35
	3	**9.69 #**	-16.61	**5.64 #**	-7.04	**-1.63 #**	-18.04	**5.44 #**	4.46	**11.50 #**	0.30
	4	**42.13#**	9.44	**38.18 #**	0.28	**7.16 #**	10.09	**-18.42#**	4.33	**-10.43 #**	-10.83
	5	66.89	**71.44 #**	36.81	**42.48 #**	45.42	**47.23 #**	-1.06	**6.23 #**	29.38	**29.29 #**
	6	-24.23	**14.71 #**	6.89	**31.55 #**	-50.24	**-12.58 #**	4.44	**1.971 #**	-4.27	**0.50#**
	7	61.48	**67.38 #**	33.50	**35.35 #**	-3.40	**46.30#**	7.63	**12.45 #**	-9.09	**26.02 #**
	8	**36.72 #**	2.22	**26.85 #**	-2.24	**17.51 #**	-5.97	**6.63 #**	7.47	**7.59 #**	-0.85
	9	**14.58 #**	-44.84	**-3.53 #**	-31.25	**17.96 #**	-12.29	**7.79 #**	-4.45	**16.19 #**	0.34
	10	**41.28 #**	15.26	**14.91 #**	3.88	**29.34 #**	9.65	**28.35 #**	26.12	**15.88 #**	15.51
Horizontal											
	1	30.80	**46.36 #**	24.64	**26.85 #**	12.71	**27.54 #**	-10.76	**-3.84#**	-12.53	**-2.63 #**
	2	**26.63#**	31.03	**18.01 #**	14.40	**13.99 #**	23.20	**1.57#**	-2.6	**3.46 #**	0.54
	3	**53.58 #**	20.69	**26.95 #**	17.04	**38.29 #**	7.63	**-8.29 #**	-7.13	**-1.33 #**	3.81
	4	**45.08 #**	-2.27	**32.12 #**	-2.50	**18.78 #**	23.0	**2.71 #**	-23.70	**-3.79 #**	-24.91
	5	43.62	**54.17 #**	35.94	**31.81 #**	29.10	**33.96 #**	19.84	**12.28 #**	27.06	**30.22 #**
	6	-22.51	**-7.34 #**	-19.68	**-3.32 #**	3.46	**2.80 #**	-10.17	**-5.06 #**	-15.74	**-24.22 #**
	7	49.10	**52.70 #**	22.76	**24.13 #**	35.64	**39.22 #**	11.69	**2.92 #**	22.94	**18.18 #**
	8	**41.09 #**	-17.64	**11.40 #**	-26.52	**33.79 #**	2.82	**7.90 #**	-0.34	**9.45 #**	3.83
	9	**39.34 #**	9.80	**17.05 #**	-11.30	**30.54 #**	22.75	**12.20 #**	-0.013	**35.55 #**	22.75
	10	-22.07	**8.83 #**	-0.01	**4.34 #**	-8.11	**14.86 #**	14.71	**3.55 #**	9.13	**18.18 #**

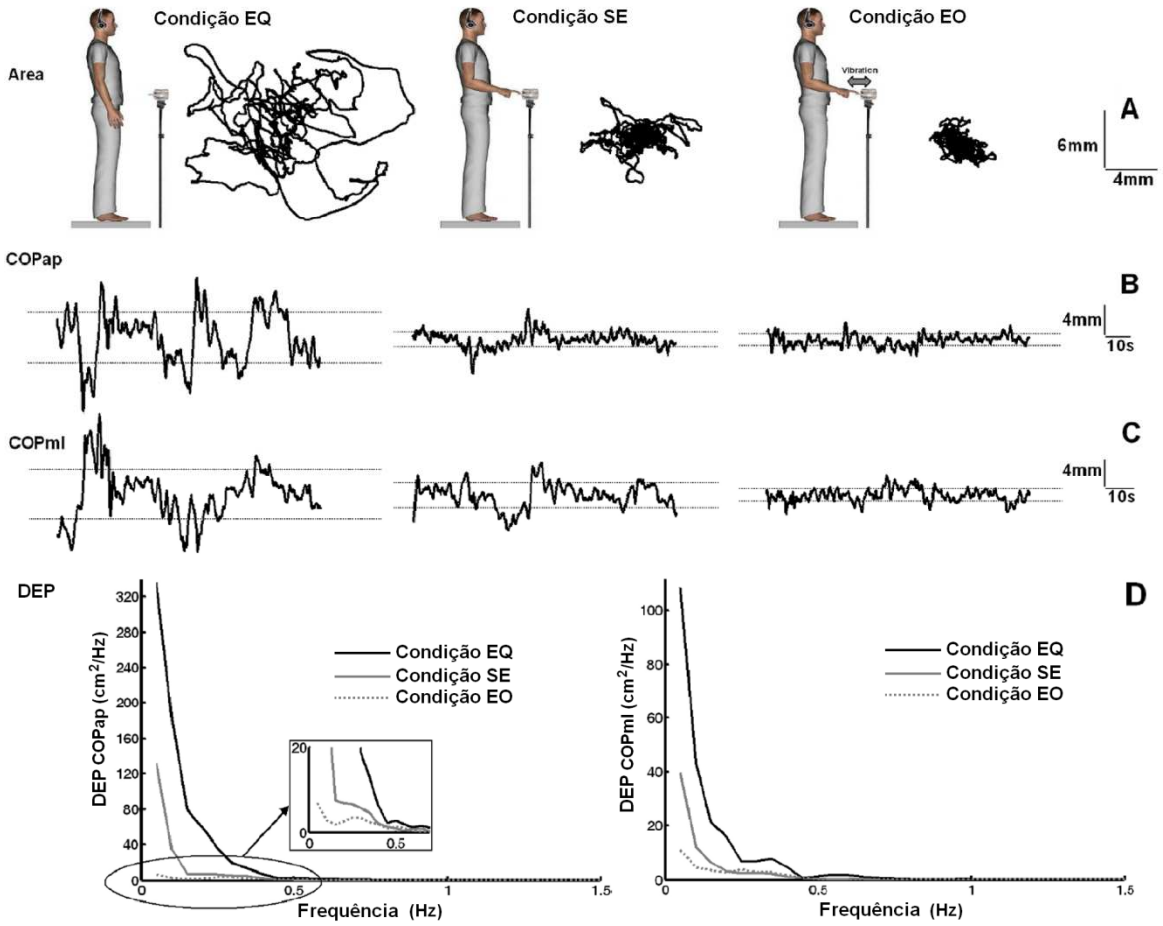

Figura 2.5: Exemplo de sinais adquiridos durante o experimento 1 (dados de um sujeito representativo). De cima para baixo, observa-se: A) as 3 condições experimentais (EQ, SE e OE) com os correspondentes estatocinesiogramas obtidos a partir dos dados do COP; B e C) séries temporais correspondentes a 100s de sinais do COP na direção AP e ML, respectivamente, com o valor RMS de cada sinal representado pelos tracejados horizontais; D) Espectro de potência obtidos a partir dos sinais do COP em cada condição experimental, tanto para direção AP (à esquerda) quanto para direção ML (à direita).

Em relação às variáveis tradicionais do COP, durante os experimentos em que os estímulos vibratórios foram aplicadas na orientação vertical, a condição EO causou uma redução significativa nas variáveis Área ($t(9) = 3.11$, $p = 0.012$, ES = 0.51), RMSap ($t(9) = 4.10$, $p = 0.003$, ES = 0.65) e VMml ($t(9) = 2.76$, $p = 0.022$, ES = 0.45) quando comparada a condição SE. A redução observada nas variáveis RMSml e VMap não alcançou níveis estatisticamente significativos ($t(9) = 1.99$, $p= 0.077$, ES = 0.30 e $t(9) = 1.66$, $p = 0.130$, ES = 0.23, respectivamente). Já para a orientação horizontal de aplicação dos estímulos vibratórios, a condição EO causou uma redução significativa nas variáveis Área ($t(9) = 3.84$, $p = 0.004$, ES = 0.62), RMSap ($t(9) = 4.03$, $p = 0.003$, ES = 0.64), RMSml ($t(9) = 5.59$, $p < 0.001$, ES = 0.77), sendo que a redução observada nas variáveis VMap e VMml não

alcançou níveis estatisticamente significativos (t(9) =1.17, p = 0.269, ES = 0.13 e t(9) = 1.45, p = 0.181, ES = 0.18, respectivamente).

Na figura 2.6 é possível visualizar os valores das variáveis obtidas durante as condições SE e EO, tanto para cada indivíduo separadamente quanto para as médias do grupo (n=10).

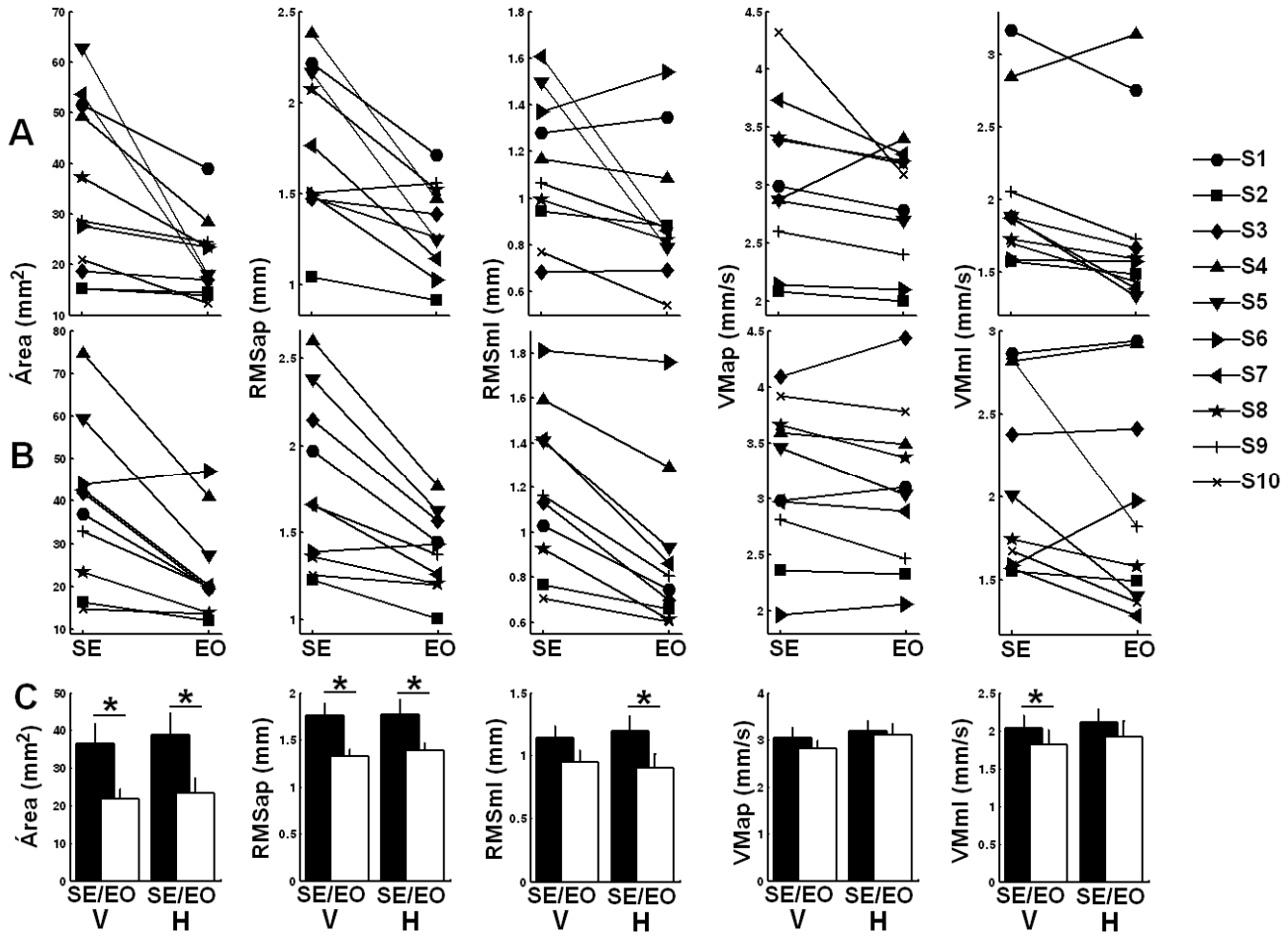

Figura 2.6: Valores das variáveis obtidas durante as condições SE e EO, tanto para cada indivíduo quanto para as médias do grupo. A) Da esquerda para a direita, valores das variáveis Área, RMSap, RMSml, VMap e VMml obtidos para cada sujeito (média de 6 repetições) durante as condições SE e OE, com estímulos vibratórios aplicados na orientação vertical. B) O mesmo que em A., porém para estímulos vibratórios aplicados na orientação horizontal. C) Médias do grupo obtidas para cada variável durante as condições SE e EO, tanto para estímulos vibratórios aplicados na orientação vertical (indicado por V) quanto horizontal (indicado por H). * indicam diferenças significativas (p<0,05) entre as condições SE e OE.

Para sinais do COP na direção AP, os valores da DEP para as freqüências baixas (BF) foram significativamente menores na condição EO do que na condição SE, tanto para a vibração aplicada na orientação vertical quanto na orientação horizontal (tabela 2 e figura 2.7). Para as demais variáveis relacionadas ao domínio da freqüência do sinal do COP, apesar de ter sido observada uma diminuição

das mesmas para a condição EO quando comparada à condição SE (figura 2.7), tal diminuição não foi estatisticamente significativa. A tabela 2 mostra os valores de t, p e ES obtidos para as variáveis relacionadas ao domínio da freqüência na análise de comparação entre as condições EO e SE.

Tabela 2: Valores de t, p e ES obtidos para as variáveis relacionadas ao domínio da freqüência na análise de comparação entre as condições EO e SE. São mostrados valores relativos aos dados obtidos tanto para a orientação dos estímulos vibratórios na direção vertical quanto horizontal. * indicam diferenças significativas (p < 0,05) entre as condições SE e OE.

VERTICAL	VARIÁVEIS	t(9)	p	ES
	BFap	2.44	0.037*	0.39
	BFml	1.56	0.151	0.21
	MFap	1.68	0.126	0.24
	MFml	2.00	0.076	0.30
	AFap	1.96	0.081	0.30
HORIZONTAL	AFml	2.12	0.063	0.33
	BFap	2.58	0.032*	0.41
	BFml	2.03	0.072	0.31
	MFap	2.16	0.059	0.34
	MFml	1.70	0.123	0.24
	AFap	2.21	0.54	0.33
	AFml	1.96	0.081	0.30

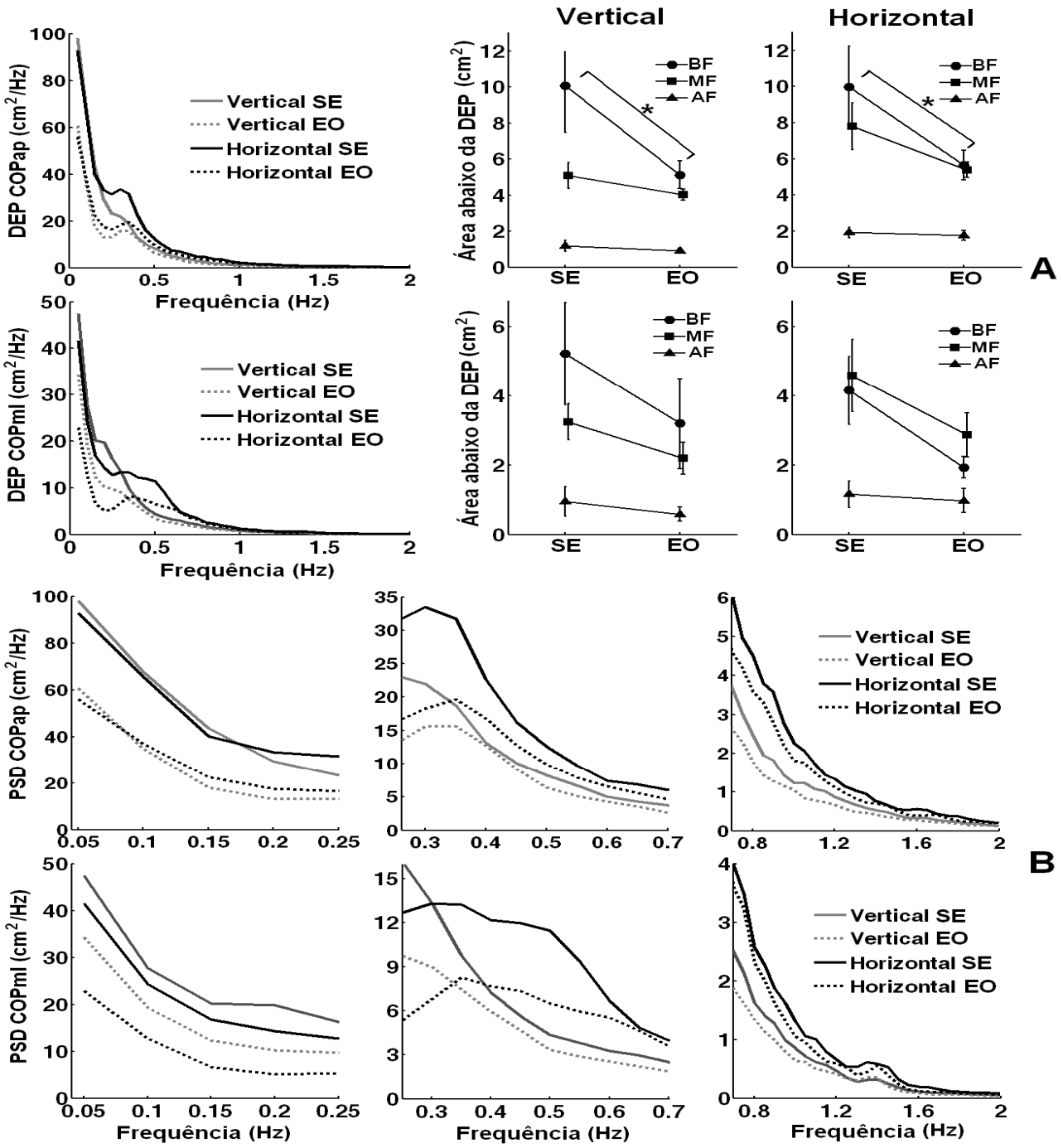

Figura 2.7: A) Média dos espectros de potência e das variáveis relacionadas ao domínio da freqüência dos sinais do COP (BF, MF e AF) estimados a partir de todas as repetições, para todas as condições experimentais de todos os sujeitos. * indicam diferenças significativas (p<0,05) entre as condições SE e OE. B) Mesmos espectros obtidos em A, porém para faixas de freqüências separadas, correspondentes a BF (0.05 a 0.25 Hz), MF (0.3 a 0.7 Hz) e AF (0.75 a 2 Hz).

2.3.2 Experimento 2

A figura 2.8 mostra as curvas obtidas para as variáveis tradicionais do COP em função da intensidade dos estímulos vibratórios utilizados. Respostas associadas ao fenômeno da RE podem ser

observadas, já que inicialmente (i.e., para intensidades de ruído mais baixas) observa-se uma redução nas variáveis em relação à condição SE, indicando uma melhora na estabilidade postural. Em contrapartida, à medida que os níveis de ruído são aumentados, observa-se um aumento nas variáveis em relação à condição SE, indicando uma piora na estabilidade postural.

A figura 2.9 mostra os espectros de potência obtidos para os sinais do COP na condição SE, assim como os obtidos para um nível de ruído em que foi observada uma melhora nos parâmetros de estabilidade postural (indicado na figura 2.9 como intensidade "ótima" de ruído), e para outro nível de ruído que gerou uma piora na estabilidade postural (correspondente ao nível de ruído mais alto utilizado para cada sujeito, ou seja, com RMS=1.6 g). Tanto na direção AP quanto na direção ML, nota-se, em relação ao espectro obtido na condição SE, uma diminuição da DEP para a condição em que foi observada uma melhora nos parâmetros de estabilidade postural (intensidade "ótima") e um aumento da DEP para a condição em que foi observada uma piora nos parâmetros de estabilidade postural (intensidade mais alta).

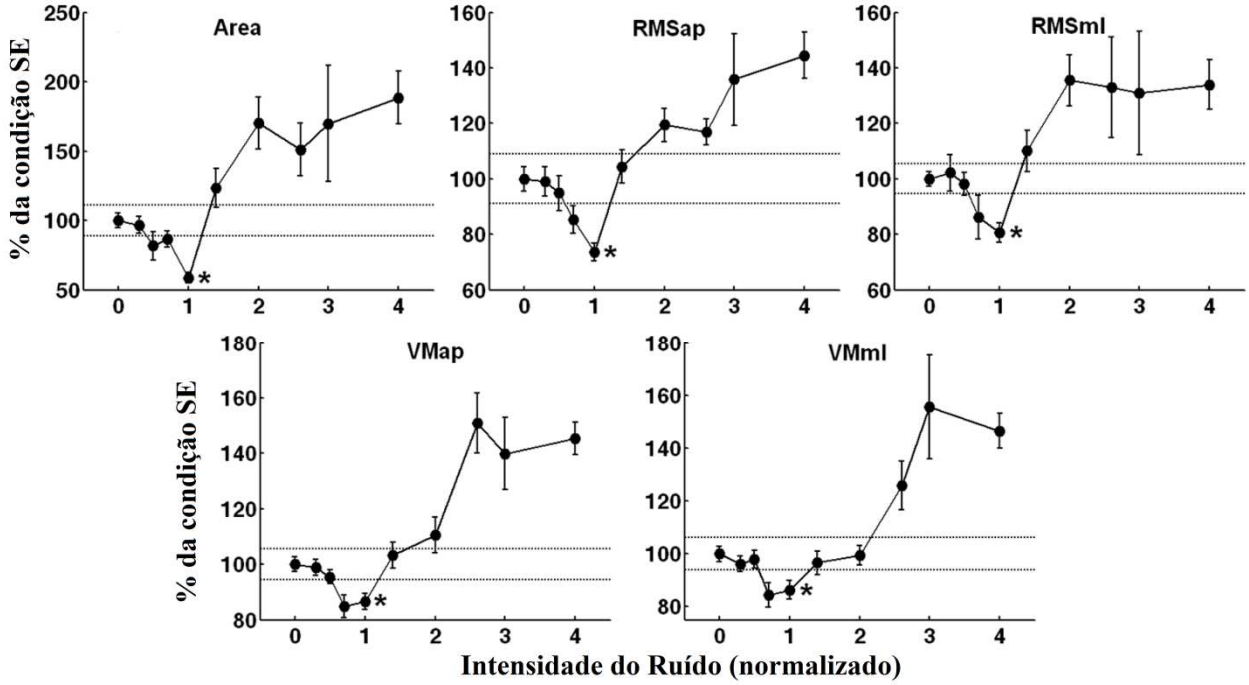

Figura 2.8 Curvas obtidas para as variáveis tradicionais do COP em função da intensidade dos estímulos vibratórios utilizados. Cada nível de ruído vibratório foi normalizado em relação ao nível em que uma redução mais acentuada na área do estabilograma pôde ser observada. Os quantificadores de oscilação postural estão expressos como porcentagem dos valores correspondentes obtidos na condição SE. * indicam diferenças significativas (p < 0,05) entre a condição controle (SE) e aquela em que uma redução mais acentuada nas oscilações posturais pôde ser observada.

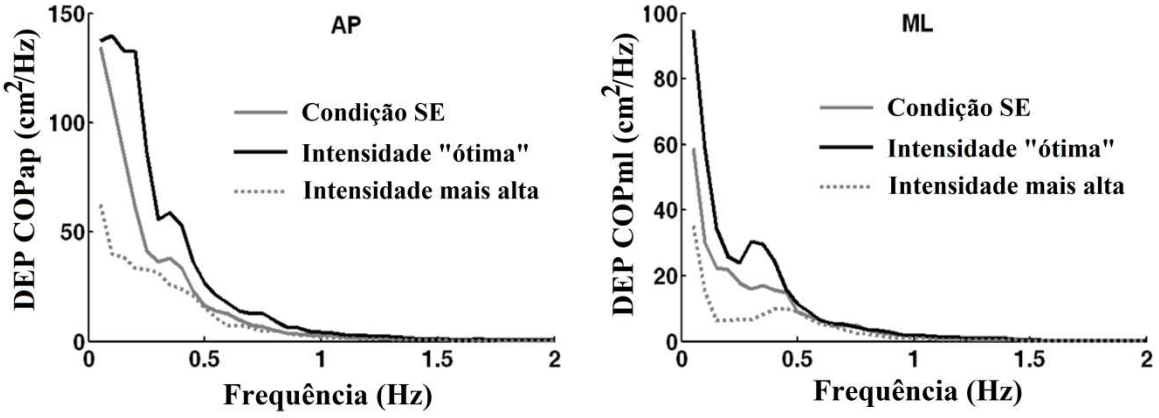

Figura 2.9: Espectros de potência obtidos para os sinais do COP para a condição SE e para outras duas condições nas quais diferentes intensidades de ruído vibratório foram aplicadas, de forma a causar uma melhora (intensidade ótima) ou uma piora (intensidade mais alta) nos parâmetros de estabilidade postural.

2.3.3 Experimento 3

Como é possível observar na figura 2.10, com o aparato de vibração fixado ao corpo dos sujeitos, não foi possível notar diferença nas variáveis entre as condições em que os sujeitos permaneceram com os braços confortavelmente ao lado do corpo e as condições em que os sujeitos tocaram a superfície de contato (estando ela rígida ou vibrando). De forma similar, não é possível observar diferenças claras entre os espectros de potência dos sinais do COP obtidos durante essas mesmas condições (figura 2.11).

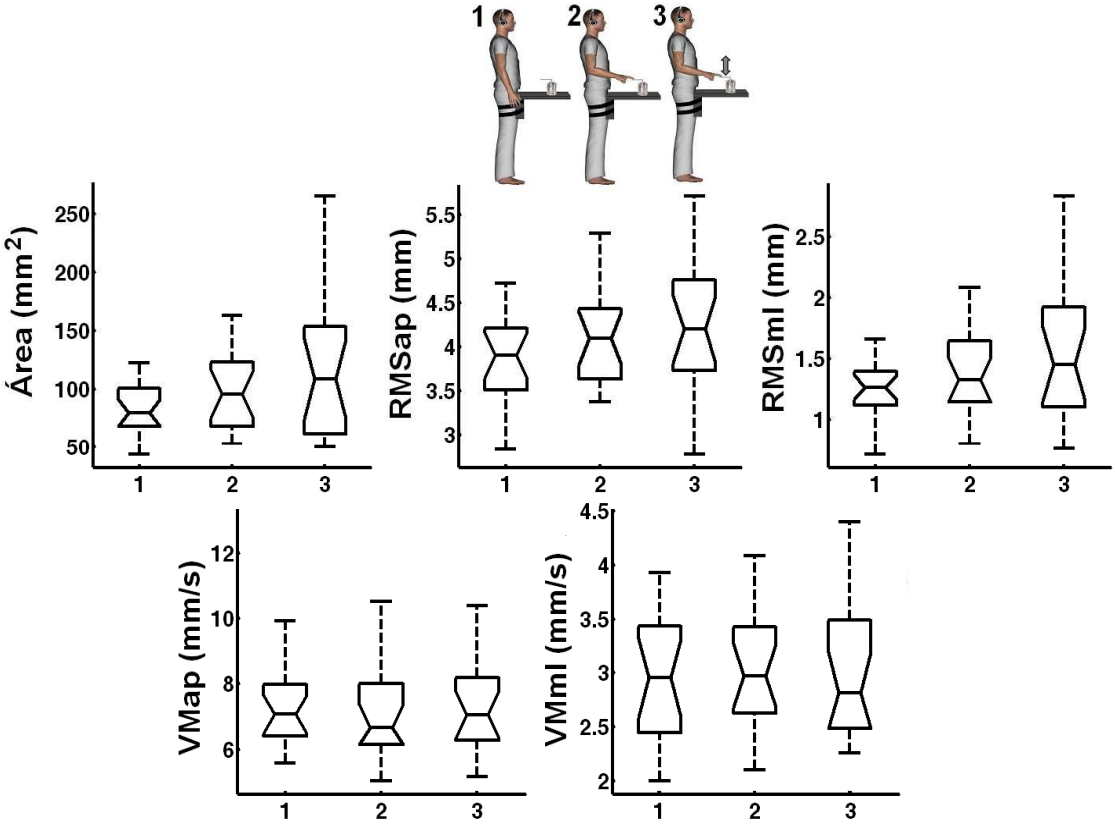

Figura 2.10: "Boxplots" correspondentes a 6 repetições realizadas pelos 3 sujeitos (n=18) para cada uma das condições experimentais durante o experimento 3. Os boxplots possuem linhas horizontais representando os valores do primeiro quartil, mediana e terceiro quartil de cada amostra correspondente a cada condição experimental representada pelos números 1,2 e 3. As linhas verticais se estendem até os valores máximos e mínimos das amostras. As linhas inclinadas formam "cunhas" desenhadas de modo a representar a variabilidade dos dados em relação à mediana. O tamanho de dada "cunha" é calculado de forma que se pode assumir, com 95% de confiança, que "cunhas" que não se sobrepõem possuem medianas diferentes. Por meio deste método visual (porém robusto quando se compara medianas de 3 diferentes amostras), não se pode observar diferença entre as 3 condições experimentais para nenhuma variável.

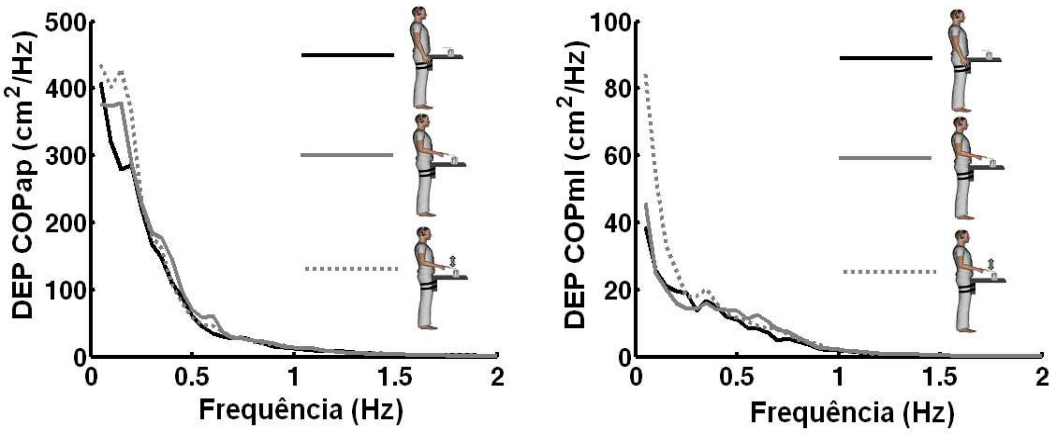

Figura 2.11: Espectros de potência obtidos a partir dos sinais do COP (tanto para direção AP, á esquerda, quanto para direção ML, à direita) em cada uma das condições experimentais durante o experimento 3.

2.4 Discussão

A RE foi primeiramente proposta em estudos climáticos, como uma possível explicação para a ocorrência periódica de "eras do gelo" no planeta Terra (BENZI et al., 1981). A partir daí, tal fenômeno tem sido demonstrado em uma grande variedade de sistemas físicos e biológicos (DOUGLASS et al., 1993; JARAMILLO; WIESENFELD, 1998; MORSE; EVANS, 1996; STACEY; DURAND, 2000), abrangendo desde canais iônicos (BEZRUKOV; VODYANOY, 1995; GOYCHUK; HANGGI, 2000) e sistemas sensoriais (COLLINS et al., 1996; COLLINS et al., 2003; CORDO et al., 1996; DHRUV et al., 2002; LIU et al., 2002; MANJARREZ et al., 2002), até o sistema motor de gatos (MARTINEZ et al., 2007).

Em um experimento em que se vibrava a ponta do terceiro dedo com um sinal periódico de 2,5 Hz superposto a um ruído branco de baixa intensidade, Manjarrez e colaboradores (2002) mostraram, por meio da análise espectral do EEG da área somestésica primária contralateral, que a relação sinal-ruído computada do espectro do EEG na faixa em torno de 2,5 Hz apresentava um pico em função do nível do ruído superposto à vibração periódica, evidenciando assim o fenômeno da RE na via sensorial que vai desde a ponta do dedo até o córtex somestésico primário. No entanto, não há na literatura uma demonstração de que o fenômeno da RE pode contribuir no sentido de melhorar o controle postural humano em tarefas nas quais uma maior estabilidade postural é observada por meio do apoio do dedo sobre uma superfície externa.

O presente estudo traz pela primeira vez a demonstração de que é possível observar uma redução adicional nas oscilações posturais através da aplicação de um ruído mecânico (vibração) à superfície de contato do dedo. Variáveis relacionadas às oscilações posturais foram reduzidas significativamente nas condições em que a superfície de contato do dedo vibrava segundo um ruído branco quando comparadas às mesmas observadas nas condições em que a superfície de contato do dedo permanecia estacionária. A força de associação (ou "effect size", ES) é um índice que representa o grau de associação entre a variável dependente e a variável independente em testes de comparações entre grupos (TABACHNICK; FIDELL, 2007). No presente estudo, o índice ES relacionado à

melhora da estabilidade postural observada durante a condição OE indicou sempre um grau de associação forte (segundo Cohen (COHEN, 1988), assim considerado sempre que ES > 0.14), sugerindo, em outras palavras, um forte efeito da intervenção utilizada (vibração). Portanto, sugere-se que a detecção de sinais sensoriais associados à estabilidade postural (i.e. sinais que fornecem informações sobre a orientação corporal) é otimizada através da adição de um ruído vibratório à superfície de contato do dedo.

Além disso, o provável mecanismo por detrás dessa observação está relacionado ao fenômeno da RE, visto que uma curva característica de tal fenômeno pôde ser observada no paradigma experimental em que vários níveis de intensidade de ruído vibratório foram aplicados (figura 2.8). Tipicamente, a característica da RE é que a resposta do sistema em relação ao nível do ruído de entrada desenvolve uma função em forma de U invertido, comumente medida em termos da amplitude ou da relação sinal-ruído da resposta (MANJARREZ et al., 2002). No entanto, para as variáveis relacionadas ao COP utilizadas no presente estudo, deve-se observar que uma redução das mesmas representa uma melhora no sistema de controle postural. Sendo assim uma curva de característica típica do fenômeno da RE, para tais variáveis, seria uma função em forma de U, já que há uma melhora máxima na resposta do sistema (representada pelas maiores reduções das variáveis) para uma determinada intensidade intermediária, ótima, de ruído.

Por questões experimentais técnicas, apenas duas intensidades de ruído foram utilizadas em todos os sujeitos (EV1 e EV2). Dessas, a intensidade para a qual se observou uma maior redução percentual em relação à condição SE foi considerada como sendo a estimulação ótima (EO) para cada sujeito (e conseqüentemente as variáveis correspondentes a esta condição foram utilizadas nos testes de comparação com a condição SE). Sendo assim, a intensidade de ruído com um valor RMS = 0.4.g (EV1) foi a mais apropriada para proporcionar uma melhora na estabilidade postural em alguns sujeitos, enquanto que em outros sujeitos a intensidade de ruído com um valor RMS = 0.8.g (EV2) foi mais apropriada. No entanto, existe a possibilidade de que, para cada sujeito, uma maior redução nos parâmetros de oscilação postural pudesse ser observada para uma intensidade de ruído diferente das

empregadas aqui. Dessa forma, a melhora na estabilidade postural poderia ser otimizada caso a intensidade ótima de ruído fosse ajustada individualmente para cada sujeito, em paradigma no qual vários níveis de ruído seriam utilizados (similar ao experimento 2, realizado no presente estudo em 2 sujeitos).

A possibilidade de um mecanismo associado à atenção ser exclusivamente responsável pelos efeitos observados nesse estudo é improvável, já que espera-se que a relação entre o nível de atenção / alerta e o desempenho resultante seja linear (YERKES; DODSON, 1908). No entanto, foi observada uma relação curvilínea (em forma de U) entre o nível de ruído aplicado à superfície de contato e o desempenho do sistema de controle postural nos 2 indivíduos em que várias intensidades de ruído foram testadas (figura 2.8). Ainda assim, com objetivo de explorar a possibilidade da melhora nos parâmetros de controle postural durante a estimulação vibratória ser causada por um fator relacionado à atenção / alerta e não por um mecanismo associado á RE, conduzimos um experimento no qual o aparato de vibração era preso ao corpo dos sujeitos. Com este paradigma, não puderam ser observadas diferenças significativas entre as condições em que os sujeitos permaneceram com os braços ao lado do corpo e as condições em que os sujeitos tocaram a superfície de contato (estando ela rígida ou vibrando), confirmando que os resultados obtidos no experimento 1 não são meramente conseqüência de um mecanismo relacionado ao estado de atenção ou de alerta dos sujeitos, mas muito provavelmente associado ao fenômeno da RE.

Um toque efetuado com a ponta do dedo sobre uma superfície de contato estacionária pode fornecer informações sobre a orientação corporal resultando em uma melhora no controle do balanço postural (JEKA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1995). Uma melhora adicional no controle do balanço postural frente à adição de ruído vibratório à superfície de contato com o dedo sugere que houve uma melhora na detecção e transmissão de tais informações ao sistema de controle postural. A teoria da RE estabelece que a amplitude necessária para se exceder o limiar sensorial é alcançada através da adição de ruído ao estímulo inicialmente abaixo do limiar (MOSS et al., 2004; WARD et al., 2002; WELLS et al., 2005). Dessa forma, sugerimos que o toque do dedo sobre a superfície

vibratória proporcionou a detecção de alguns sinais correspondentes a informações sobre a orientação corporal que não eram detectados na condição em que a superfície permanecia estacionária.

No entanto, através do presente estudo, não é possível determinar especificamente quais são as estruturas e mecanismos envolvidos na melhora da estabilidade postural. Tem sido demonstrado que a habilidade de um indivíduo em detectar estímulos táteis de intensidade abaixo do limiar sensorial pode ser significativamente aumentada pela presença de um nível particular de ruído (COLLINS et al., 1996; DHRUV et al., 2002; LIU et al., 2002; RICHARDSON et al., 1998), e também que a adição de ruído pode aumentar a sensibilidade do fuso muscular humano ao estiramento (CORDO et al., 1996), assim como melhorar a sensibilidade de órgãos tendinosos de Golgi (FALLON et al., 2004). No presente estudo, sinais associados ao controle postural podem ter se tornado detectáveis pelo resultado da estimulação (vibração) de qualquer um (ou mais de um) desses tipos de receptores. Além do mais, é difícil dizer se o ruído vibratório atuou apenas em receptores cutâneos específicos localizados na ponta dos dedos ou se a vibração se propagou proximalmente, de forma a estimular receptores cutâneos, musculares e/ou articulares situados na mão, punho, braço, cotovelo, etc. (MANZANO; KOHN, 2000).

Durante todas as condições experimentais, os sujeitos utilizaram um fone de ouvido através do qual ouviam a um ruído sonoro, eliminando assim um possível efeito resultante do ruído sonoro emitido pelo vibrador nas condições em que o mesmo era vibrado. Caso tal precaução metodológica não fosse adotada, o ruído sonoro emitido pelo vibrador poderia ter sido o fator causal da melhora observada na estabilidade postural, já que tem sido demonstrado que certos níveis de ruído sonoro podem melhorar a capacidade de detecção de estímulos visuais (MANJARREZ et al., 2007), aumentar a sensibilidade tátil na região do dedo, e até mesmo alterar significativamente a atividade eletromiográfica dos músculos da perna durante a manutenção da postura (LUGO et al., 2008), fenômeno este chamado de ressonância estocástica de “modalidades cruzadas” (do inglês “cross-modal stochastic resonance”).

Jeka e colaboradores (1997) investigaram os efeitos de um toque efetuado pela ponta do dedo à uma superfície que se movia senoidalmente à freqüências de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 Hz. Em todas as freqüências testadas foi observado um alto sincronismo entre o balanço postural dos participantes e o movimento da superfície de contado, levando portanto a uma piora na estabilidade postural. Em contraste, no presente estudo pudemos observar uma melhora por parte do sistema de controle postural quando a superfície de contato do dedo se movimentou segundo um ruído vibratório. As diferenças observadas nos resultados estão certamente relacionadas às características dos movimentos adotados pela superfície de contato. Enquanto no trabalho de Jeka e colaboradores a superfície se movia a uma freqüência constante situada entre 0 e 0.5 Hz, a vibração segundo um padrão de ruído branco utilizada no presente estudo está concentrada principalmente entre 30 e 300 Hz, ou seja, numa faixa de freqüências bem mais ampla e envolvendo freqüências bem mais altas. Além disso, a superfície de contato utilizada no estudo de Jeka e colaboradores se movimentava com uma amplitude de aproximadamente 3.5 mm, o que corresponde a um valor bem mais alto do que as amplitudes utilizadas nesse estudo (com RMS = 0.05 mm e 0.10 mm correspondendo aos valores de aceleração de RMS = 0.4g e 0.8g, respectivamente).

Uma questão a ser investigada futuramente é o efeito em longo prazo de tal ruído vibratório aplicado á superfície de contato do dedo. No presente estudo, foi demonstrado que um efeito imediato pode ser observado, porém uma questão que permanece em aberto é se a melhora observada nos parâmetros de estabilidade postural permanece ou não após períodos mais longos de vibração, visto que os receptores atuantes na melhora da detecção dos sinais associados ao balanço postural podem sofrer adaptação, fazendo com que a melhora na estabilidade postural deixe de ser observada.

Os resultados apresentados aqui podem fornecer uma implicação clínica relevante em relação a projetos de aparatos de auxílio (i.e., bengalas), comumente utilizados para aumentar a estabilidade postural de pessoas com déficits sensoriais, já que sugerem que a estabilidade postural alcançada por meio de informações sensoriais provenientes do toque a uma superfície externa pode ser melhorada através da aplicação de ruído vibratório a tal superfície.

Capítulo 3. Efeito de estimulação elétrica aleatória subliminar sobre a variabilidade da força de flexão plantar e sobre o controle postural humano

3.1 Introdução e Revisão da Literatura

O sucesso do ser humano em executar tarefas com o maior grau de precisão possível depende da sua capacidade de controlar os movimentos. Mesmo durante a manutenção de contrações constantes, o torque articular produzido apresenta flutuações em torno de um valor médio. Essas flutuações são determinadas pela variabilidade inerente aos sistemas neurais e musculares, envolvendo estruturas supra-espinhais, espinhais e periféricas (TRACY, 2007), e são influenciadas por múltiplos fatores como o próprio nível de força exercida (HAMILTON et al., 2004), tipo de tarefa (BUCHANAN; LLOYD, 1995; HUNTER et al., 2003), idade dos sujeitos (ENOKA et al., 2003), grau de atividade física (SHINOHARA et al., 2003), acometimentos no SNC (NIELSEN et al., 2007), dor muscular (DEL SANTO et al., 2007) e imobilização (SHINOHARA et al., 2003). Tal variabilidade limita tanto a estabilidade em tarefas posturais como a precisão e a coordenação de movimentos. Por exemplo, o nível de variabilidade do torque exercido pela articulação do tornozelo influencia significativamente as oscilações posturais durante a postura ereta quieta e o desempenho da marcha (KOUZAKI; SHINOHARA, 2010; MELLO, 2011).

Portanto, a estabilidade do torque está relacionada à habilidade de realizar contrações musculares voluntárias com o mínimo de flutuações durante a tentativa de manter um determinado valor fixo do torque alvo (ENOKA et al., 2003), e representa uma medida da precisão e suavidade com que um dado sujeito é capaz de controlar o torque exercido por um músculo ou grupo muscular. Sendo assim, o nível de variabilidade do torque, geralmente expresso em termos do desvio padrão ou do coeficiente de variação da força exercida, é freqüentemente usado como uma medida da qualidade do controle neuromuscular em tarefas estáticas. Além de sua relevância funcional, a tarefa de manter um determinado nível de força voluntária é bastante simples, e tem se tornado um método bastante

utilizado para comparar o desempenho do controle neuromuscular entre jovens e idosos (ENOKA et al., 2003) e entre pacientes com desordens neurológicas e seus respectivos grupos controle (VAILLANCOURT et al., 2001).

Dados recentemente obtidos em nosso laboratório (MELLO, 2011) mostraram que, para uma amostra de 13 sujeitos jovens saudáveis, a variabilidade do torque do tornozelo na direção ântero-posterior durante a postura ereta quieta (medida por uma plataforma de força) foi significativamente correlacionada à variabilidade do torque de flexão plantar exercido isometricamente pelos mesmos sujeitos sentados em uma cadeira com o joelho posicionado em um ângulo de 180º, sendo que o nível médio do torque exercido era equivalente ao obtido durante a postura ereta quieta. Esse dado corrobora resultados obtidos anteriormente para um grupo heterogêneo de jovens e idosos (KOUZAKI; SHINOHARA, 2010), e tem importante relevância funcional, já que sugere que a variabilidade do torque de flexão plantar obtida com os sujeitos sentados (e com o joelho estendido) pode proporcionar uma primeira estimativa da contribuição relativa da variabilidade da parte motora do sistema de controle postural durante a postura ereta quieta.

Ou seja, visando não incluir as contribuições das variabilidades associadas a outras partes do sistema de controle postural (por exemplo, do sistema vestibular), é apropriado investigar o indivíduo sentado, analisando o torque exercido pelos músculos da parte posterior da perna (torque de flexão plantar), que são os mais ativados durante a postura ortostática (FUJIWARA et al., 2006). Esse tipo de abordagem experimental pode ser útil, por exemplo, em estudos envolvendo a manipulação de entradas sensoriais específicas. Uma aplicação prática seria na busca por parâmetros ótimos de estimulação em paradigmas elaborados a fim de reduzir as oscilações posturais, já que é difícil realizar um ajuste de parâmetros como a intensidade e o local de aplicação das estimulações caso as oscilações posturais tenham que ser adquiridas e quantificadas para cada grau de liberdade na escolha da estimulação. Por outro lado, a análise da variabilidade de um torque mantido representa um paradigma experimental bem mais simples, e pode ser de grande valia na busca por parâmetros ideais de estimulação.

Como já abordado no capítulo anterior desta tese, o fenômeno da RE tem se mostrado capaz de causar uma melhora na detecção de sinais sensório-motores relacionados ao controle postural, já que estimulações sensoriais com fontes de ruído de baixa intensidade (de origem elétrica ou mecânica) foram capazes de diminuir as oscilações posturais em diferentes populações com e sem comprometimentos sensório-motores (GRAVELLE et al., 2002; MAGALHAES; KOHN, 2011; PRIPLATA et al., 2002; PRIPLATA et al., 2003; PRIPLATA et al., 2006; ROSS, 2007). Por exemplo, quando uma estimulação elétrica com padrão de ruído branco (abaixo do limiar sensorial) foi aplicada sobre a parte lateral do joelho, avaliando seu efeito sobre o controle postural de um sujeito se equilibrando sobre a perna ipsilateral, o resultado foi que houve uma redução estatisticamente significativa no valor RMS do COP, tanto na direção AP quanto na direção ML (GRAVELLE et al., 2002). Mais recentemente, Dickstein e colaboradores (2006) aplicaram um trem periódico de pulsos a 100 Hz sobre os músculos gastrocnêmios bilateralmente (a uma intensidade igual ao do limiar sensorial) enquanto os sujeitos ficaram durante 30 s sobre uma plataforma de força. Foi encontrada uma diminuição na velocidade média do COP em relação ao controle, indicando uma diminuição na oscilação postural.

Essa diminuição da oscilação postural em resposta a estimulação elétrica pode ser atribuída a um efeito de RE, já definido e exemplificado no capítulo anterior. Nos casos descritos acima, a corrente elétrica atuaria de forma a causar flutuações no potencial de membrana de neurônios sensoriais responsáveis por fornecer informações ao sistema de controle postural, facilitando assim a ultrapassagem do limiar de disparo desses neurônios frente a estímulos imperceptíveis sem a presença da estimulação.

No entanto, não existe na literatura estudos que tenham investigado se uma melhora no controle neuromuscular durante uma tarefa motora mais específica (por exemplo, de manter um determinado nível de torque de flexão plantar o mais constante possível) pode ser obtida pela aplicação de estimulações elétricas de baixa intensidade. Sendo assim, um dos objetivos desse

trabalho foi investigar se é possível observar, através da aplicação de estimulação elétrica aleatória de baixa intensidade nos músculos posteriores da perna, uma redução na variabilidade da força voluntária de flexão plantar mantida isometricamente por sujeitos na posição sentada. Uma possível relação entre essa redução na variabilidade da força de flexão plantar com reduções observadas em algumas medidas das oscilações posturais também foi investigada (frente à aplicação de uma mesma intensidade e localização da estimulação elétrica aleatória).

A escolha dos músculos posteriores da perna como local de aplicação da estimulação elétrica aleatória se deve ao fato de que os músculos sóleo e gastrocnêmios, juntos, são tradicionalmente considerados como responsáveis pela principal fonte de informação proprioceptiva muscular durante a manutenção da postura ereta quita (NASHNER, 1976; ROTHWELL, 1994). No entanto, estudos mais recentes têm demonstrado que as variações no grau de estiramento dos músculos posteriores da perna não ocorrem em sincronia com as oscilações posturais (LAKIE et al., 2003; LORAM et al., 2009; LORAM et al., 2005; LORAM et al., 2005; LORAM et al., 2004; LORAM et al., 2007), o que pode ser explicado, dentre outros fatores, pelo fato desta musculatura estar significativamente ativa durante a manutenção da postura quieta. Sendo assim, tal atividade muscular afetaria as variações de comprimento das fibras, fazendo com estas últimas não sejam moduladas, portanto, somente pelo movimento articular do tornozelo. Ainda mais recentemente, Di Giulio e colaboradores (2009) mostraram que as variações de estiramento no músculo tibial anterior apresentam uma maior correlação com as oscilações posturais do que as variações de estiramento nos músculos posteriores, sugerindo que a musculatura antagonista (tibial anterior) pode ser uma melhor fonte de informações proprioceptivas do que os músculos agonistas (sóleo e gastrocnêmios).

Inspirados nos achados comentados acima, um segundo objetivo deste trabalho foi investigar se é possível observar uma redução na variabilidade da força voluntária de flexão plantar através da aplicação de ruído elétrico nos músculos *anteriores* da perna, comparando tal redução (caso haja alguma) com àquela observada através da aplicação de ruído elétrico nos músculos posteriores da perna. Nesse mesmo sentido, foi também investigado se a aplicação de ruído elétrico em ambos os

músculos (anteriores e posteriores) simultaneamente é capaz de causar uma redução mais acentuada na variabilidade da força de flexão plantar quanto comparada á condição em que a corrente elétrica é aplicada somente a um grupo muscular.

3.2 Metodologia

3.2.1 Participantes

Participaram voluntariamente destes experimentos 11 sujeitos destros, sendo 9 do sexo masculino e 2 do sexo feminino, com idade entre 25 e 43 anos (29 ± 5), altura entre 1,55 e 1,85 m (1,74 ± 0,09) e massa entre 47 e 105 kg (76,1 ± 21,4) (média ± desvio padrão). Nenhum dos sujeitos apresentou antecedente prévio ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares. Todos foram previamente informados sobre o protocolo experimental e concordaram em participar do mesmo pela assinatura de um termo de consentimento (APÊNDICE F). Todo o protocolo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP) da Universidade de São Paulo (APÊNDICE G).

3.2.2 Estimulador para Estimulações com Ruído Elétrico

Foi utilizado um estimulador modelo STIMSOL (Biopac) que permite o controle de correntes com formas de onda arbitrárias. Dessa forma, sinais com padrão de ruído branco gerados por *software* em LabView (National Instruments Inc.), passados por um filtro passa-banda com freqüências de corte de 5 e 2000 Hz, foram utilizados como entrada no STIMSOL, gerando em sua saída uma corrente com o mesmo padrão do sinal de entrada.

3.2.3 Aparato Mecânico

Os sujeitos foram posicionados em uma cadeira apropriada para a medição do torque de flexão plantar exercido isometricamente (medido por uma célula de carga). A cadeira era posicionada sobre uma estrutura com regulagem da base de apoio por meio de dobradiças, possibilitando a

variação do ângulo de inclinação de um pedal. Dessa forma, foi possível posicionar cada sujeito com o joelho estendido a 180° e com a articulação do tornozelo mantida a 90º. A altura do assento da cadeira também foi regulada para cada sujeito. Os movimentos da articulação do tornozelo eram bloqueados por meio de fitas velcro. A Figura 3.1 mostra o arranjo experimental utilizado, com o pé do sujeito preso em um suporte fixo a uma célula de carga (Transtec modelo N320) por uma haste perpendicular ao apoio do pé.

Figura 3.1: Foto ilustrativa da cadeira utilizada nos experimentos, com a articulação do joelho em 180° e a articulação do tornozelo em 90º.

3.2.4 Protocolo Geral

Inicialmente os sujeitos foram posicionados na cadeira de experimentos. Nessa condição foi obtido o valor de torque para uma CVM, que constituiu de dois ensaios em contração isométrica voluntária máxima, de 4 a 5 segundos cada, realizados com encorajamento verbal e *feedback* visual do torque apresentado em um monitor. O máximo valor de força atingido foi considerado como o valor de CVM para cada sujeito. Todas as medidas apresentadas aqui serão expressas em porcentagem da CVM (sendo que os termos força e torque serão usados alternadamente).

Em seguida, foi calculado um valor equivalente a ~8% do valor obtido em CVM, o qual foi utilizado como nível de torque alvo durante a tarefa. A escolha desse valor se baseia em estudo anterior realizado no laboratório (MELLO, 2011), em que o valor médio do torque obtido durante a

postura ereta quieta (medido por uma plataforma de força, em 13 sujeitos) foi de 8,12 ± 2,05% do valor máximo obtido com os sujeitos sentados e com o joelho estendido, dados esses que são compatíveis com valores encontrados na literatura (MASANI et al., 2008). Sendo assim, a tarefa foi realizada com um valor de torque semelhante ao exercido durante a postura ereta quieta, facilitando a associação dos resultados com mecanismos envolvidos no controle da postura.

Os sujeitos foram instruídos a manter um nível constante de flexão plantar isométrica por 18 s, com *feedback* visual do sinal da célula de carga no monitor. Um sinal luminoso foi apresentado no monitor, exatamente no 18° segundo, sendo os sujeitos instruídos a fechar os olhos e manter o mesmo nível de força por 32 segundos adicionais (figura 3.2). O ganho do sinal de força no monitor foi mantido constante em todos os experimentos, sendo a linha do torque alvo ajustada no centro do monitor (linha roxa mostrada na figura 3.2).

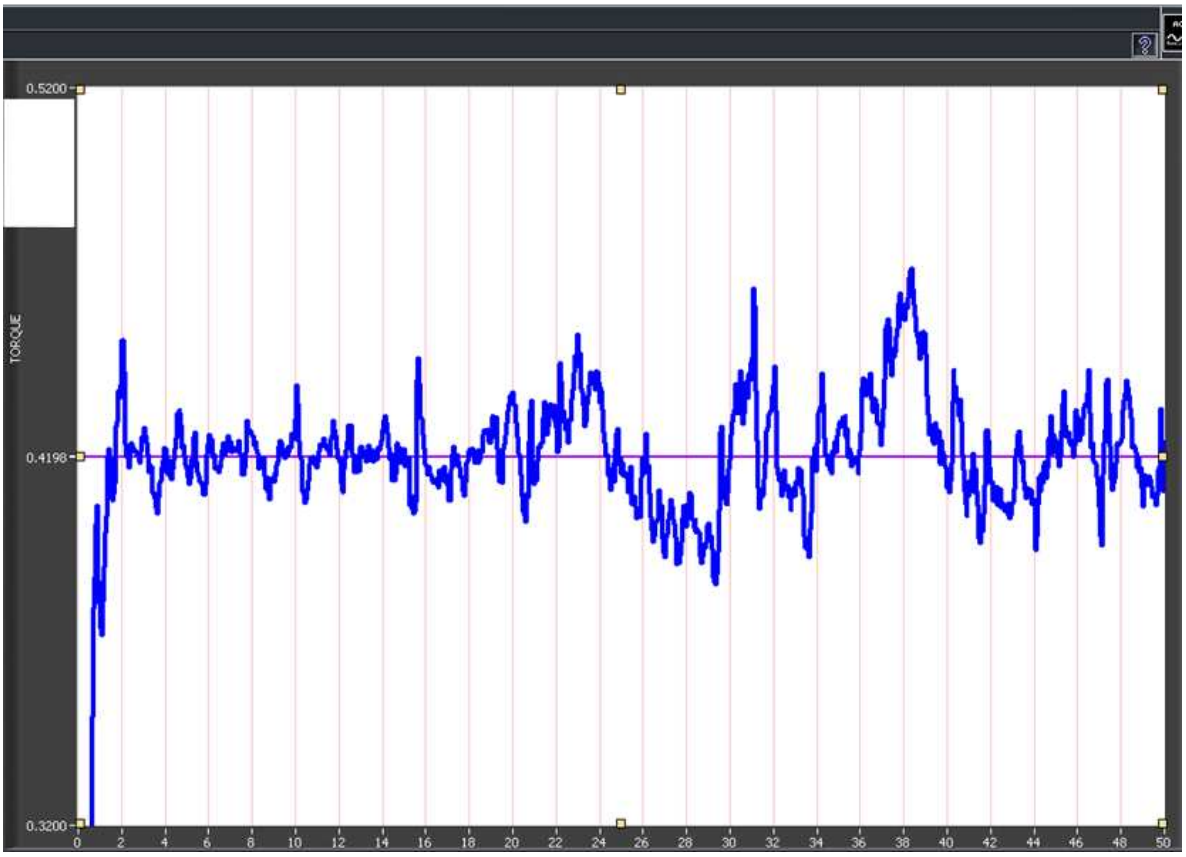

Figura 3.2: Exemplo de tela gerada em Labview e apresentada aos participantes durante os experimentos. A tarefa consistia em manter o nível de força o mais constante possível (sobre a linha horizontal roxa), sendo os primeiros 18 segundos com *feedback* visual do traçado. No 18º segundo, o retângulo no canto superior esquerdo da tela emitia um sinal verde, indicando que os sujeitos deveriam fechar os olhos e tentar manter o mesmo nível de força durante os 32 segundos restante, sem *feedback* visual.

3.2.5 Experimento 1

Para a estimulação dos músculos posteriores da perna, eletrodos de estimulação de silicone (10 cm de largura X 5 cm de altura) foram posicionados sobre os músculos do tríceps sural (TS), tanto da perna esquerda quanto da perna direita. O eletrodo proximal foi fixado na linha média, sobre o ventre muscular dos músculos gastrocnêmio lateral e gastrocnêmio medial. O eletrodo distal foi fixado sobre o músculo sóleo, imediatamente abaixo da margem inferior das duas porções do músculo gastrocnêmio. O limiar sensorial (LS) de cada sujeito foi definido, diminuindo gradativamente a intensidade da corrente até o sujeito não ser mais capaz de percebê-la. A fim de evitar possíveis discrepâncias significativas entre o LS da perna direita e da perna esquerda, a corrente gerada na saída do STIMSOL era dividida em duas saídas que, ligadas a um potenciômetro linear, tornava possível um ajuste de "balanceamento" entre as intensidades das duas saídas, de acordo com a sensibilidade dos sujeitos (figura 3.3). Três diferentes intensidades de ruído elétrico foram utilizadas nesse experimento: 0.95*LS, 0.90*LS e 0.85*LS (todas expressas em uma fração da intensidade correspondente ao LS de cada sujeito).

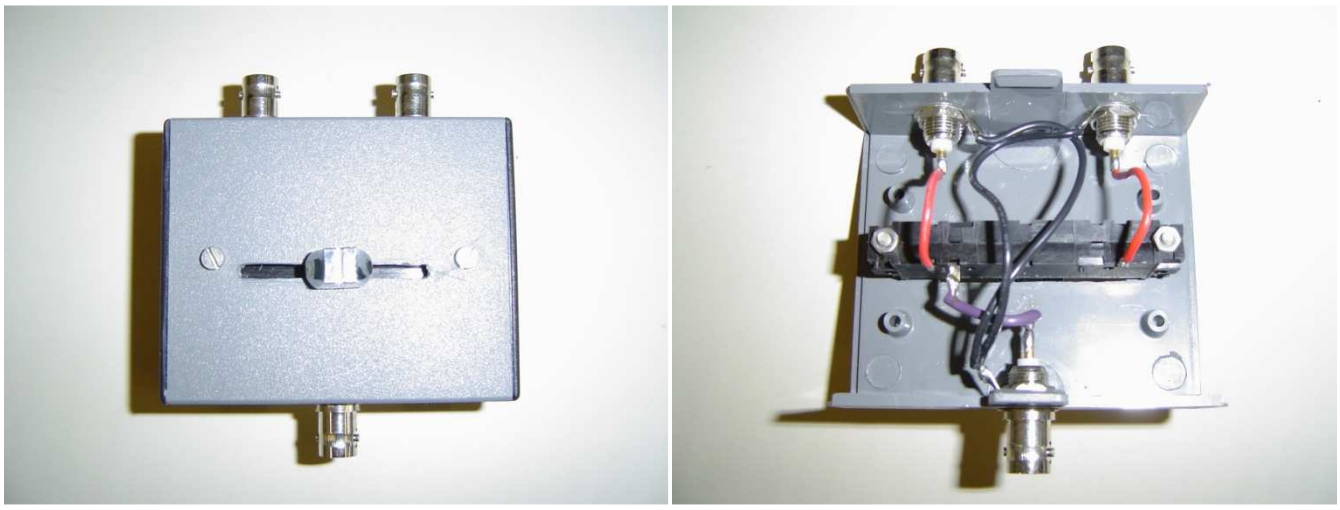

Figura 3.3: Divisor de corrente com potenciômetro. A corrente gerada na saída do STIMSOL era ligada a uma resistência variável (potenciômetro) e então dividida em duas saídas (usadas bilateralmente sobre os músculos posteriores durante o experimento 1 e unilateralmente, sobre os músculos anteriores e posteriores, durante o experimento 2).

O mesmo programa em LabView utilizado para gerar os sinais de ruído branco foi usado para definir, de forma aleatória, a ordem de apresentação de cada uma das 4 condições experimentais: 1) com ruído elétrico de intensidade igual a 0.95*LS ; 2) com ruído elétrico de intensidade igual a 0.90*LS; 3) com ruído elétrico de intensidade igual a 0.85*LS; 4) condição controle, na qual nenhuma corrente foi aplicada. Os sujeitos realizaram 4 repetições para cada condição experimental.

Finalizada esta parte do experimento, os participantes eram liberados do aparato mecânico, ficando livres para se movimentar e aguardar sentados em uma confortável poltrona (apenas os eletrodos posicionados sobre os músculos posteriores das pernas eram mantidos). Enquanto isso, o experimentador realizava um pré-processamento dos dados adquiridos, sendo que um programa escrito em Matlab (Mathworks Inc.) calculava o desvio padrão médio da força exercida em cada condição experimental (sendo as etapas de processamento semelhantes às descritas no item 3.2.7). Dessa forma, a intensidade de ruído elétrico capaz de produzir uma maior redução percentual na variabilidade do torque quando comparada à condição controle era idenficada (que por conveniência, chamaremos aqui de intensidade ótima), com o intuito de que tal intensidade fosse utilizada nos posteriores testes de balanço postural.

Os sujeitos eram então orientados a permanecer, descalços, em postura ortostática (o mais quietos possível) sobre uma plataforma de força, selecionando uma posição confortável (com os pés afastados a uma distância aproximadamente igual à de um ombro ao outro), e com os olhos fechados. Todos os voluntários realizaram 5 testes com duração de 50 segundos para cada condição experimental (controle e com ruído elétrico na intensidade ótima), as quais eram apresentadas de forma aleatória.

Para evitar qualquer efeito resultante de fadiga muscular, os participantes tiveram um período de descanso entre cada repetição experimental, de aproximadamente um minuto durante os testes realizados na cadeira e de aproximadamente dois minutos para os testes realizados na plataforma de força. A sessão experimental teve aproximadamente 3 horas de duração.

3.2.6 Experimento 2

Para a estimulação dos músculos posteriores da perna (TS), os mesmos eletrodos de estimulação do Experimento 1 foram utilizados, sendo posicionados de maneira idêntica, porém unilateralmente (apenas na perna direita). Para estimulação do músculo tibial anterior (TA) foram utilizados eletrodos auto-adesivos (5 cm X 5 cm) de gel condutor (ValuTrode, modelo CF3200) posicionados sobre o ventre muscular do TA da perna direita. O limiar sensorial (LS) de cada sujeito foi definido, diminuindo gradativamente a intensidade da corrente até o sujeito não ser mais capaz de percebê-la. Nesse caso, três diferentes intensidades correspondentes ao LS foram definidas: 1) LS para aplicação de corrente apenas no TA; 2) LS para aplicação de corrente apenas no TS; e 3) LS para aplicação de corrente em ambos os grupos musculares. Para que fosse possível definir esses limiares, o mesmo dispositivo de divisão de corrente descrito para o Experimento 1 (figura 3.3) foi utilizado, ajustando uma posição do potenciômetro em que fosse possível obter o LS dos músculos anteriores e posteriores para uma dada intensidade de corrente de entrada do divisor de corrente ("balanceando" adequadamente as intensidades para o TS e para o TA). Dessa forma a posição do potenciômetro era mantida constante, sendo que para a obtenção do LS dos músculos anteriores e posteriores, individualmente, o cabo de um dos músculos era desligado. A intensidade de ruído elétrico utilizada nesse experimento (tanto para o TA quanto para o TS) foi definida para cada sujeito sendo igual à intensidade ótima encontrada no Experimento 1. Cada voluntário participou de duas sessões experimentais, em dois dias diferentes, uma para o Experimento 1 e outra para o Experimento 2 (apenas 1 participante do Experimento 1 não pode comparecer no Experimento 2, de forma que um total de 10 sujeitos participaram do Experimento 2). O mesmo programa em LabView utilizado para gerar os sinais de ruído branco foi usado para definir, de forma aleatória, a ordem de apresentação de cada uma das 4 condições experimentais: 1) com corrente elétrica aplicada apenas nos músculos do TS; 2) corrente aplicada apenas no TA; 3) corrente elétrica aplicada em ambos os músculos; e 4) condição controle, na qual nenhuma corrente foi aplicada. Os sujeitos realizaram 5 repetições para cada condição experimental.

3.2.7 Análise dos Dados

Os sinais do transdutor de força, da plataforma de força, bem como o sinal de ruído que era aplicado ao estimulador elétrico foram convertidos por um sistema LabView a uma taxa de amostragem de 4 kHz. Os sinais adquiridos foram analisados posteriormente por meio de rotinas escritas em ambiente Matlab (Mathworks Inc.).

A análise da variabilidade do torque foi feita no trecho do sinal adquirido durante o período em que os sujeitos permanecerem com os olhos fechados (eliminando o primeiro e o último segundo, resultando em um total de 30 segundos), dessa forma eliminando a influência do feedback visual no desempenho motor, restando o feedback somatossensorial. Os sinais de torque foram filtrados usando um filtro digital passa-baixa tipo *Butterworth*, com freqüência de corte de 15 Hz. Após a aplicação da função *detrend* do Matlab, o desvio padrão do torque foi obtido para cada repetição, e a média (de 4 repetições para o Experimento 1 e de 5 repetições para o experimento 2) para cada condição experimental foi calculada para cada sujeito.

Para o cálculo do COP nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), uma rotina escrita em Matlab realizava a calibração e conversão dos sinais adquiridos pela plataforma de força. Feito isso, os sinais eram filtrados a uma freqüência de corte de 8 Hz (filtro digital passa baixa tipo Butterworth), sendo possível então o cálculo do COP nas duas direções (i.e, AP e ML) segundo a Equação 1 e Equação 2 descritas no Capítulo 2. Os 50 segundos de sinais captados foram analisados (já que os sujeitos permaneceram o tempo todo com os olhos fechados e um período de estabilização de ~5 segundos foi respeitado antes que fosse iniciada a aquisição dos dados). Sendo assim, o "offset" dos sinais do COP era removido usando-se a função "detrend" do Matlab antes que as variáveis de interesse fossem obtidas, sendo elas: 1) área do estatocinesiograma (Área); 2) a velocidade média (VM), tanto na direção AP quanto ML; e 3) o valor eficaz (RMS), também calculado tanto para a direção AP quanto ML. Uma descrição mais detalhada dessas variáveis foi apresentada no Capítulo 2. As variáveis relacionadas ao COP foram calculadas para cada repetição, e a média de 5 repetições

para cada condição experimental (controle e com ruído elétrico na intensidade ótima) foi calculada para cada sujeito.

A normalidade dos dados foi testada pelo método de *Kolmogorov e Smirnov* ($p < 0.05$). Devido à confirmação da hipótese de normalidade dos dados para todas as variáveis dependentes, testes paramétricos foram utilizados para as comparações. Dessa forma, para os dados do Experimento 1, foi utilizado um teste t de Student para dados pareados (bi-caudal) a fim de comparar as variáveis (tanto do COP quanto da variabilidade do torque) entre a condição controle e com ruído elétrico de intensidade ótima ($n = 11$, $p < 0.05$). Análises de correlação linear foram utilizadas para investigar a relação entre as reduções observadas na variabilidade do torque e as reduções observadas nas medidas das oscilações posturais. Já para os dados do Experimento 2, uma ANOVA de uma via com medidas repetidas (e pós-teste de Bonferroni) foi utilizada a fim de comparar a variabilidade do torque entre as 4 condições experimentais ($n = 10$, $p < 0.05$). O "effect size" (ES) ou "força de associação" foi calculado utilizando o índice Eta quadrado (*Eta Squared)*, sendo interpretado como um efeito pequeno para $0.00 \leq ES < 0.06$, médio para $0.06 \leq ES < 0.14$ e grande para $ES \geq 0.14$ (COHEN, 1988). Toda análise estatística foi conduzida utilizando o software SPSS 15.0 (SPSS, Inc., Chicago, Illinois).

3.3 Resultados

3.3.1 Experimento 1

A tabela 3 mostra as diferenças percentuais entre as condições de estimulação com ruído elétrico aplicado aos músculos posteriores da perna (0.95*LS, 0.90*LS e 0.85*LS) e a condição controle (sem corrente) para todos os sujeitos, levando em consideração o desvio padrão médio do torque obtido em cada condição, com o sujeito sentado exercendo torque de flexão plantar com o pé direito. Dentre os 11 participantes, a estimulação ótima foi considerada como sendo igual a 0.95*LS para 2 sujeitos, 0.90*LS para 5 sujeitos e igual a 0.85*LS para 4 sujeitos.

Sujeito	Condição		
	0.95*LS	**0.90*LS**	**0.85*LS**
1	15.0095	**32.9913**	17.5245
2	34.8937	32.6179	**35.2032**
3	23.3843	**40.3402**	27.8868
4	-15.2821	**5.5034**	-1.8570
5	10.8696	-4.9195	**18.6201**
6	3.1536	4.4936	**22.6665**
7	**16.4336**	-0.3746	-37.0634
8	-34.5234	**7.1445**	-5.5911
9	-49.2933	-18.9056	**8.9076**
10	-14.2885	**17.7068**	1.555
11	**15.9583**	10.4190	11.5642

Tabela 3: Diferenças percentuais na variabilidade do torque entre as condições de estimulação com ruído elétrico (0.95*LS, 0.90*LS e 0.85*LS) e a condição controle (sem corrente) para todos os sujeitos. Valores positivos indicam uma diminuição do valor médio do desvio padrão do torque, enquanto valores negativos indicam um aumento do mesmo. Os valores em negrito correspondem à estimulação ótima usada nas comparações (teste t).

A condição com estimulação ótima causou uma redução significativa na variabilidade do torque de flexão plantar (t(10) = 4.32, p = 0.001, ES = 0.65). Na figura 3.4 é possível visualizar os valores médios do desvio padrão do torque obtidos durante as condições controle e de estimulação ótima, tanto para cada indivíduo separadamente quanto para as médias do grupo (n=11).

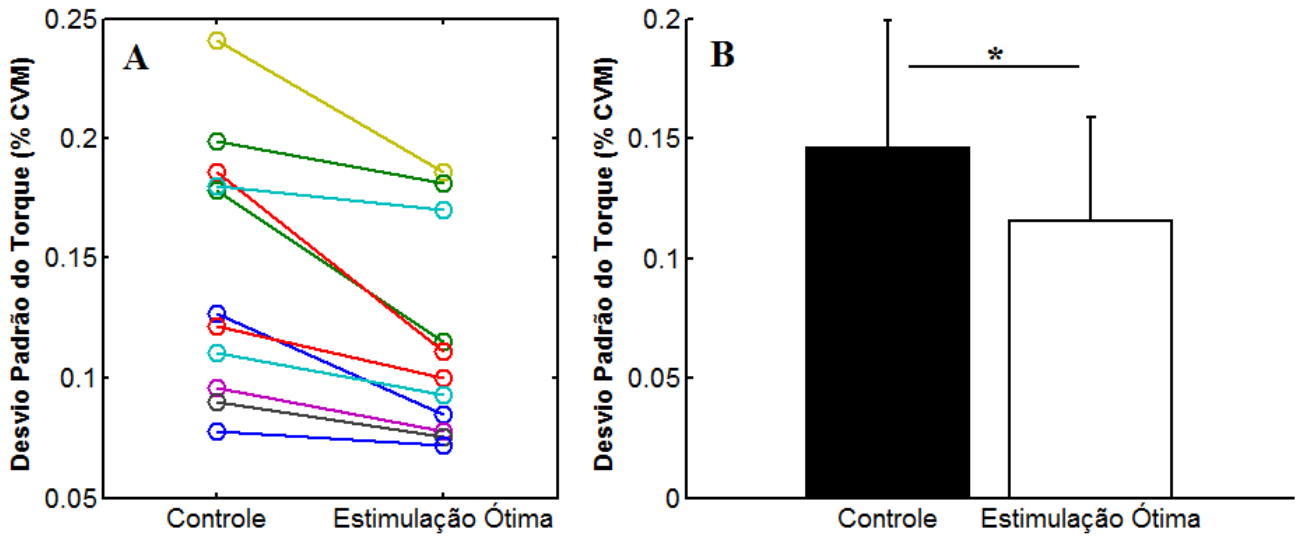

Figura 3.4: A) Desvio padrão do torque (em %CVM) em cada condição experimental (controle e estimulação ótima), cada sujeito sendo representado por uma cor. B). Valores médios (com barras de desvio padrão) da variabilidade do torque para cada condição experimental (n = 11). * indica diferença significativa (p < 0,05) entre as condições.

Passando então para os experimentos em postura ortostática, a estimulação ótima causou uma redução significativa em todas as variáveis do COP quando comparada à condição controle: Área ($t(10) = 3.08$, $p = 0.011$, ES = 0.48), RMSap ($t(10) = 2.84$, $p = 0.017$, ES = 0.44), RMSml ($t(10) = 3.47$, $p = 0.005$, ES = 0.54), VMap ($t(10) = 3.83$, $p = 0.003$, ES = 0.59) e VMml ($t(10) = 3.87$, $p = 0.003$, ES = 0.60). Na figura 3.5 é possível visualizar as médias do grupo (n=11) de cada variável do COP para ambas as condições experimentais.

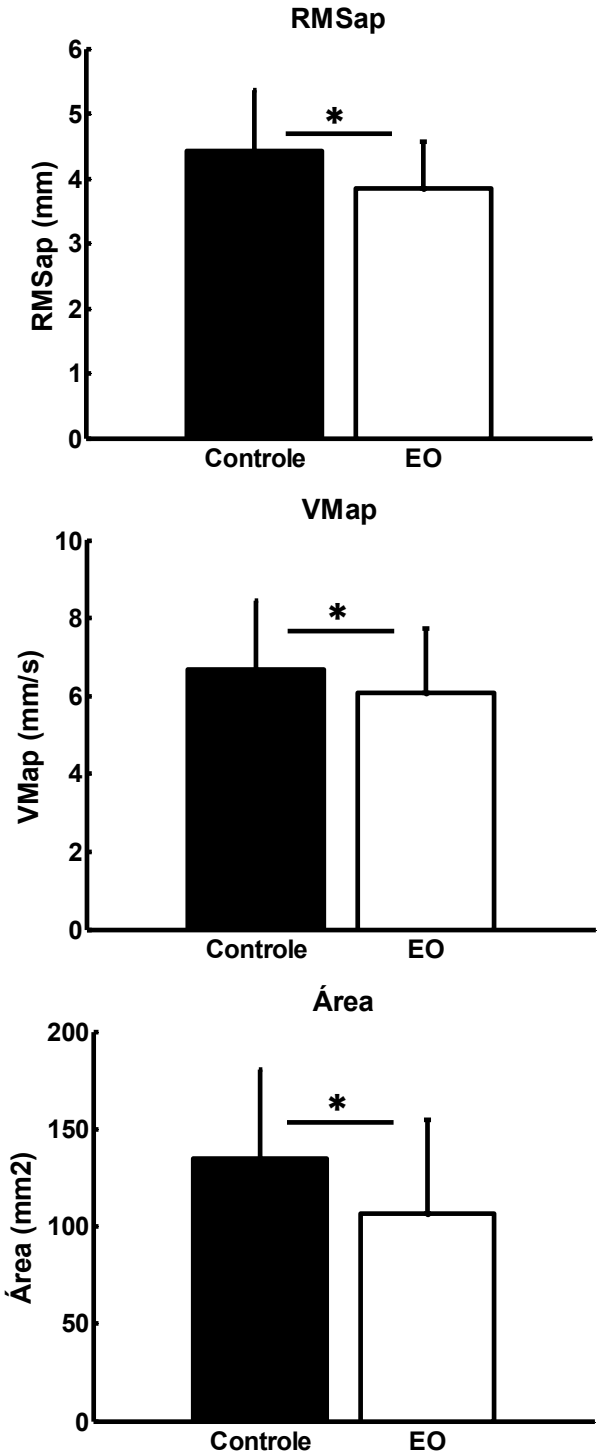

Figura 3.5: Médias do grupo (com barras de desvio padrão) obtidas para cada variável do COP (RMSap, RMSml, VMap, VMml e Área) durante as condições controle e de estimulação ótima (EO). * indicam diferenças significativas (p<0,05) entre as condições.

Foi encontrada correlação linear significativa entre o percentual de redução da variabilidade do torque de flexão plantar na posição sentada e o percentual de redução das variáveis RMSap e Área obtidas durante os testes em postura ereta quieta (r = 0.696 e p = 0.017 para Área e r = 0.607 e p = 0.047 para RMSap). Não foi encontrada correlação linear significativa entre o percentual de redução da variabilidade do torque o percentual de redução das variáveis RMSml (r = 0.317 e p = 0.341), VMap (r = 0.421 e p = 0.196), e VMml (r = -0.295 e p = 0.377).

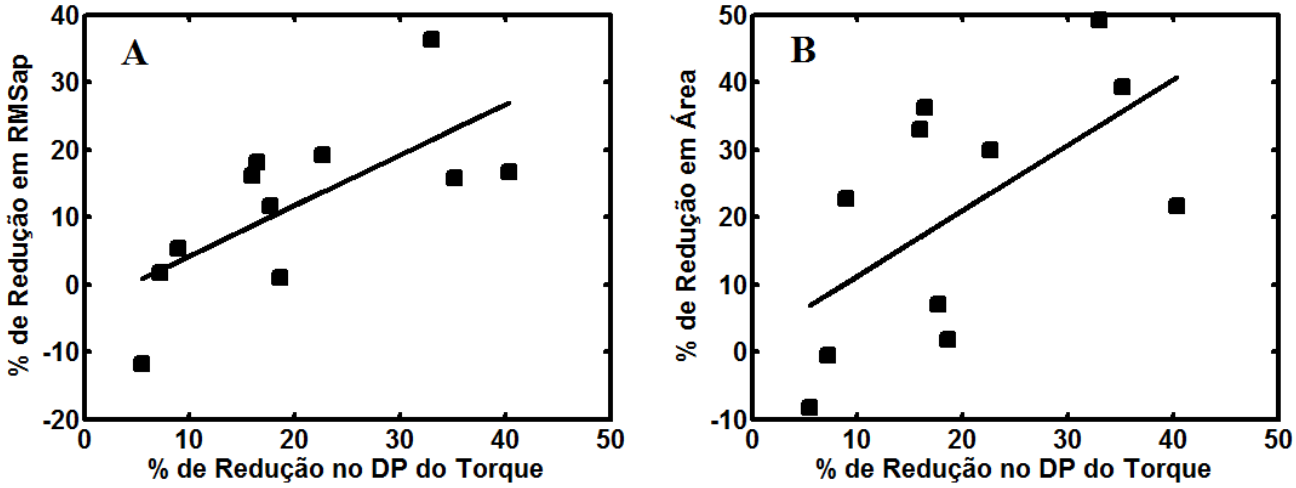

Figura 3.6: Correlação linear significativa (p < 0.05) entre o percentual de redução do desvio padrão do torque e o percentual de redução das variáveis RMSap (A) e Área (B).

3.3.2 Experimento 2

No experimento 2, a variabilidade do torque de flexão plantar obtida durante a condição controle foi comparada com a condição em que a estimulação elétrica aleatória era aplicada aos músculos TA e TS e com as condições em que a estimulação era aplicada apenas á um grupo muscular. A figura 3.7 mostra os valores médios do desvio padrão do torque de flexão plantar obtido nas 4 condições do experimento 2, tanto para cada sujeito individualmente quanto para as médias do grupo. A ANOVA com medidas repetidas apontou para uma diferença significativa na variabilidade do torque entre as 4 condições experimentais (F(3,7) = 5.804, p = 0.026, ES = 0.713). Pelo pós-teste de Bonferroni, foram encontradas diferenças significativas entre a condição controle (sem estimulação) e a condição com estimulações simultâneas no TA e no TS (p = 0.011) e entre a

condição controle e a condição com estimulação apenas no TS (p = 0.029). A redução (em relação à condição controle) no desvio padrão do torque observada para a condição com estimulação apenas no TA não alcançou diferença significativa (p = 0.091), assim como não foram apontadas diferenças significativas entre as demais comparações (p > 0.3 em todas as demais comparações).

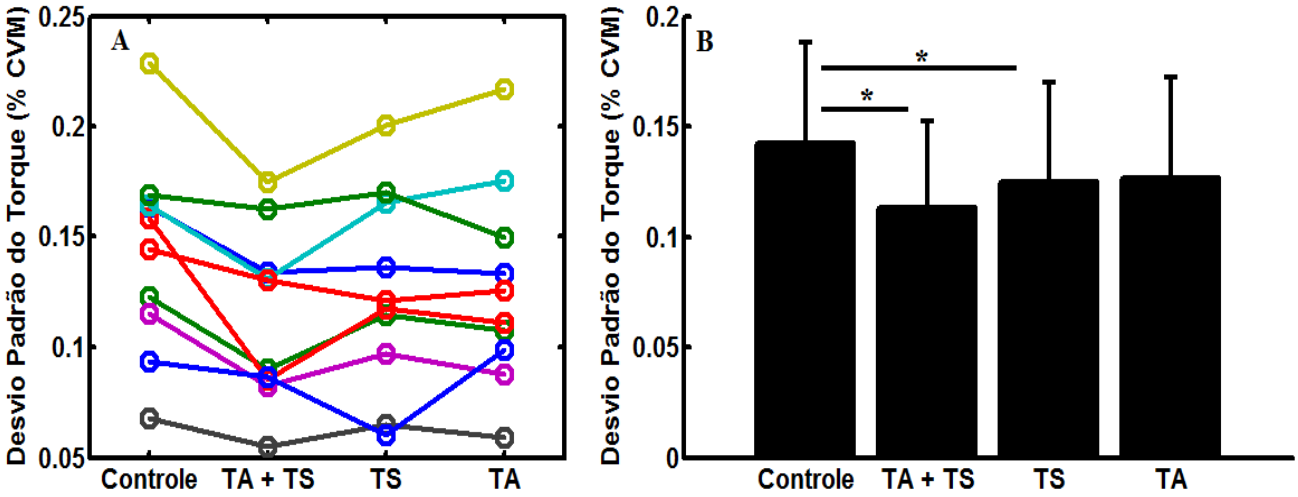

Figura 3.7: Desvio padrão do torque (em %CVM) em cada condição experimental: controle (sem estimulação), estimulação simultânea nos músculos anteriores e posteriores (TA + TS), estimulação apenas nos músculos posteriores (TS) e estimulação apenas no tibial anterior (TA). A) Valores individuais, com cada sujeito sendo representado por uma cor. B). Valores médios (n = 10, com barras de desvio padrão). * indicam diferenças significativas (p < 0,05) entre as condições.

3.4 Discussão

Como abordado no capítulo anterior, a RE tem sido demonstrada em uma grande variedade de sistemas físicos e biológicos. Particularmente, diferentes tipos de estimulações sensoriais baseadas no fenômeno da RE têm sido capazes de diminuir as oscilações posturais em diferentes populações. Vários autores têm sugerido que essa melhora no controle das oscilações posturais está associada a uma maior eficácia na detecção de sinais somatossensoriais por parte de receptores envolvidos no senso de posição articular (GRAVELLE et al., 2002), estiramento muscular (DICKSTEIN et al., 2006) ou mecanorreceptores localizados nas solas dos pés (PRIPLATA et al., 2003) e na ponta dos dedos (MAGALHAES; KOHN, 2011).

No nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro a demonstrar que uma melhora no controle neuromuscular durante uma tarefa motora mais específica (de manter um determinado nível de força isométrica o mais constante possível) pode ser atingida pela aplicação de estimulação elétrica aleatória abaixo do limiar sensorial, por mecanismo provavelmente associado à RE. Além disso, a correlação significativa encontrada entre as reduções obtidas na variabilidade do torque e as reduções observadas em algumas medidas do COP frente à aplicação do ruído elétrico (no experimento 1) confirma que a variabilidade do torque de flexão plantar obtida com os sujeitos sentados pode ser um bom indicativo da amplitude das oscilações posturais frente a uma mesma intervenção, como sugerido pelos resultados de Mello (2011).

É importante ressaltar que, durante os experimentos descritos nesse capítulo, foram aplicadas diferentes intensidades de ruído elétrico, sempre abaixo do LS dos sujeitos. Isso fez com que os participantes fossem "cegos" às condições experimentais, já que não podiam distinguir entre as diferentes intensidades e pontos de aplicação do ruído elétrico e, tão pouco, reconhecer a condição controle (em que nenhuma corrente era aplicada). Sendo assim, não existe a possibilidade de um fator relacionado ao estado de atenção ou de alerta dos participantes ter exercido alguma influência nos resultados obtidos, como teria sido caso as correntes utilizadas tivessem intensidades acima do LS.

Apesar de não podermos negligenciar a participação de aferentes não-musculares (por exemplo, cutâneas e articulares), é consenso que receptores sensoriais musculares, como órgãos tendinosos de Golgi e fusos neuromusculares (respectivamente, sensíveis ao grau de tensão e de estiramento muscular), têm um papel fundamental na transmissão de informações proprioceptivas (ROTHWELL, 1994). Sendo assim, tendo em vista o local de aplicação dos estímulos utilizados nesse estudo (sobre o ventre muscular, abrangendo uma grande área, inclusive próximo aos tendões), e as baixas intensidades do ruído elétrico aplicado (favorecendo a estimulação de fibras de maior calibre, por exemplo, aferentes tipo Ia e II associadas aos fusos musculares e aferentes tipo Ib associadas aos órgãos tendinosos de Golgi), podemos sugerir que uma maior sensibilização desses receptores (e conseqüentemente uma maior eficácia na transmissão das informações proprioceptivas),

seja provavelmente um fator associado à diminuição da variabilidade do torque e das oscilações posturais encontrada nesse estudo.

No entanto, o panorama real parece ser mais complexo do que o exposto acima.

Não descartando a contribuição dos órgãos tendinosos de Golgi e de aferentes não-musculares, tem sido demonstrado que para tarefas envolvendo movimentos articulares, as informações proprioceptivas relacionadas ao movimento são sinalizadas principalmente pelos fusos neuromusculares responsáveis pelo senso de estiramento das fibras musculares (HALL; MCCLOSKEY, 1983; MATTHEWS, 1981; PROSKE, 2006). Mesmo em tarefas nas quais a variação angular da articulação é bem pequena (por exemplo, na ordem de décimos de graus como ocorre com a articulação do tornozelo durante a postura ereta quieta), os proprioceptores são capazes de registrar tais movimentos (FITZPATRICK; MCCLOSKEY, 1994; FITZPATRICK et al., 1994; HALL; MCCLOSKEY, 1983). Por exemplo, o ser humano é capaz de manter-se estável em postura ereta quieta mesmo quando os proprioceptores associados aos músculos do tornozelo (anteriores e posteriores) são os únicos receptores sensoriais disponíveis (FITZPATRICK et al., 1994; VAUGOYEAU et al., 2008).

Para movimentos passivos (sem atividade muscular), mesmo que pequenos, os fusos musculares estão totalmente aptos a transmitir um sinal proprioceptivo altamente correlacionado com as variações angulares da articulação (MATTHEWS, 1981; MATTHEWS; STEIN, 1969). No entanto, quando há atividade muscular (como no caso dos músculos posteriores da perna durante a manutenção da postura), as variações no nível de contração fazem com que haja variações no comprimento das fibras musculares. Dessa forma, a variação no comprimento das fibras torna-se um resultado da soma de um componente ativo (atividade muscular) e de um componente passivo (variação angular da articulação) (LORAM et al., 2009).

Sendo assim, durante a manutenção da postura ereta quieta, a ativação dos músculos posteriores dificulta a transmissão da informação de interesse (a variação angular do tornozelo) aos fusos musculares. Além disso, durante a manutenção da postura, a rigidez da musculatura posterior da

perna é alta em relação à do tendão, o que dificulta que a movimentação articular resulte em variações nos níveis de estiramento muscular. Como resultado desses fatores, tem sido demonstrado que as variações no grau de estiramento dos músculos posteriores da perna apresentam baixa correlação com as oscilações posturais (LAKIE et al., 2003; LORAM et al., 2009; LORAM et al., 2005; LORAM et al., 2005; LORAM et al., 2004; LORAM et al., 2007). Numa extensão desses estudos, Di Giulio e colaboradores (2009) mostraram que há uma maior correlação entre as oscilações posturais e as variações de estiramento no músculo tibial anterior do que para os músculos posteriores, sugerindo que a musculatura antagonista (tibial anterior, que não apresenta níveis significativos de ativação) pode ser uma melhor fonte de informações proprioceptivas do que os músculos agonistas (sóleo e gastrocnêmios, que apresentam ativações constantes na manutenção da postura).

No experimento 1, uma redução substancial na variabilidade do torque de flexão plantar foi observada em resposta à aplicação de ruído elétrico nos músculos posteriores da perna, o que aparentemente é conflitante com os recentes achados expostos nos últimos três parágrafos. No entanto, a tarefa utilizada no presente estudo (de manter uma determinada força isométrica o mais constante possível) não envolveu variações na posição angular da articulação. Sendo assim, podemos propor que, neste tipo de tarefa, o influxo de informações proprioceptivas: 1) é composto por uma maior contribuição relativa dos órgãos tendinosos de Golgi, sensíveis ao grau de tensão muscular, quando comparado a tarefas com variação angular da articulação; e 2) não possui um componente passivo (variações angulares) determinando as variações no comprimento das fibras musculares, mas apenas um componente ativo (atividade muscular). Portanto, uma maior sensibilização (através do ruído elétrico) dos órgãos tendinosos de Golgi assim como dos fusos neuromusculares atuaria de forma a melhorar esse influxo de informações proprioceptivas, aperfeiçoando tanto as informações relativas ao grau de tensão como de estiramento muscular. Esta última informação, por não ser parcialmente determinada pelas variações angulares do tornozelo, mas apenas pelas variações no comprimento das fibras causadas pela própria ativação muscular, pode ter atuado como um bom

indicativo da força exercida (lei de Hooke, com força gerada pelo músculo e agindo sobre o tendão elástico), e, portanto, contribuído significativamente na formação do *feedback* proprioceptivo necessário para se manter o nível de torque o mais constante possível.

Ainda no experimento 1, como resultado da estimulação dos músculos posteriores da perna, foi observada uma redução significativa das oscilações posturais durante os testes em postura ereta quieta, corroborando resultados anteriores obtidos através da aplicação de correntes (pulsos bipolares a 100 Hz, com 200 μs de duração) com intensidade equivalente ao LS (DICKSTEIN et al., 2006). No presente estudo, as reduções observadas nas variáveis do COP (redução média de 12.2%) foram menores do que a redução do torque de flexão plantar (redução média de 21.1%). A variável RMSap, por exemplo, que é calculada de forma semelhante à variabilidade do torque de flexão plantar na posição sentada, apresentou uma redução de 11.8% (contra uma redução de 21.1% na variabilidade do torque). Além da presença de outras fontes de variabilidade no sistema de controle postural (por exemplo, informações provenientes do sistema vestibular e pequenas movimentações do joelho, quadril, etc), essa menor diferença no percentual de redução pode ter associação com o tipo de tarefa imposta, já que durante a postura ereta quieta há variação angular da articulação do tornozelo. Sendo assim, uma maior sensibilização (pelo ruído elétrico) dos fusos neuromusculares não seria tão eficaz, já que há também um componente ativo (contração muscular) como fator determinante nas variações do comprimento das fibras musculares, o que faria com que a informação de interesse (variações angulares) não fosse transmitida com precisão aos fusos musculares.

Já no experimento 2, estimulações simultâneas com ruído elétrico aplicado nos músculos anteriores e posteriores da perna, assim como a estimulação apenas dos músculos posteriores, causaram uma redução significativa na variabilidade do torque de flexão plantar exercido pelos sujeitos sentados. Já a redução observada quando a estimulação foi aplicada apenas no músculo tibial anterior não alcançou um nível estatisticamente significativo. Como sugerido por Di Giulio e colaboradores (2009) o músculo tibial anterior, por não apresentar níveis significativos de ativação, pode ser uma melhor fonte de informações proprioceptivas do que os músculos posteriores, os quais

apresentam ativações constantes no sentido de regular a força de flexão plantar exercida, e, dessa forma, poderíamos esperar que uma estimulação com ruído elétrico pudesse aumentar a sensibilidade desses receptores, fazendo com que houvesse uma maior redução na variabilidade do torque quando o ruído elétrico fosse aplicado no tibial anterior do que quando aplicado no tríceps sural. No entanto esses resultados não foram observados, o que novamente pode estar associado ao tipo de tarefa, como discutido acima. Ou seja, já que a tarefa não envolve variações na posição angular da articulação, o músculo tibial anterior pode não ter sido uma fonte de informações sensoriais relevantes, por não sofrer variações de comprimento passivas devido a movimentações articulares e nem variações de comprimento ativas devido a contrações musculares.

Contudo, não podemos deixar de observar que, mesmo não atingindo níveis significativos, houve uma redução média de 11,3% na variabilidade do torque quando o ruído elétrico foi aplicado no músculo tibial anterior. Além disso, houve uma maior redução na variabilidade do torque quando o ruído elétrico foi aplicado simultaneamente no tibial anterior e no tríceps sural (20.2% de redução) do que quando o ruído elétrico foi aplicado apenas no tríceps sural (13.0% de redução), novamente não havendo diferenças significativas entre essas condições. Ou seja, a estimulação do músculo tibial anterior parece ter exercido algum efeito, mesmo que este não tenha alcançado níveis significativos. Tendo em vista esta observação, podemos apontar, mesmo que em caráter especulativo, para 2 possíveis fatores: 1) a estimulação sobre o músculo tibial anterior, mesmo que de baixa intensidade, pode ter sensibilizado receptores provenientes de outros músculos menores e mais profundos que atuam na flexão plantar, como por exemplo o plantar, fibular longo e curto, tibial posterior e flexores dos dedos; e 2) mesmo a tarefa envolvendo apenas contrações isométricas e a fixação do pé dos sujeitos no pedal de medição ter sido feita a fim de restringir totalmente qualquer movimentação do tornozelo, ainda há a possibilidade de ter havido pequenas variações angulares, por exemplo, devido à elasticidade e complacência dos tecidos internos adjacentes à articulação (tecido conjuntivo, pele, etc.).

Outro ponto interessante a ser observado é que, no experimento 1, houve uma redução de 21.1% na variabilidade do torque de flexão plantar quando o ruído elétrico foi aplicado nos músculos posteriores das pernas, enquanto que no experimento 2, quando o ruído elétrico foi aplicado apenas na musculatura posterior da perna direita, essa redução foi menor, de 13.0%. Apesar de não podermos fazer comparações diretas, já que os experimentos foram realizados em dias diferentes (com reposicionamento dos eletrodos) e por um número diferente de participantes, os resultados apontam para a possibilidade de um efeito cruzado, em que a estimulação nos músculos posteriores, quando aplicada bilateralmente, seria mais eficaz em reduzir a variabilidade da força quando comparada a estimulação aplicada unilateralmente, mesmo que o torque tenha sido produzido apenas pela perna direita. Experimentos específicos dedicados a contemplar esta hipótese são necessários para maiores esclarecimentos.

Outras futuras investigações a serem realizadas envolvem a exploração dos efeitos de ruído elétrico na variabilidade de uma força mantida em duas tarefas motoras distintas, sendo uma realizada com torque constante, contra um obstáculo rígido (tarefa de força, que requer que o sujeito mantenha um nível de força isométrica constante) e outra realizada com o ângulo constante, contra uma carga inercial livre (tarefa de posição, que requer que o sujeito mantenha o ângulo da articulação constante). Pelo fato da tarefa de posição permitir variações angulares da articulação, o efeito de estimulações com ruído elétrico aplicado nos músculos anteriores e posteriores da perna sobre a variabilidade do torque durante esta tarefa, comparado aos efeitos obtidos em tarefa de força, podem fornecer resultados que contribuam para o entendimento da neurofisiologia envolvida no controle neuromuscular, contemplando hipóteses discutidas aqui que não puderam ser totalmente exploradas experimentalmente.

Como abordado no capítulo anterior, o fenômeno da RE é associado a uma melhora na detecção de estímulos apenas para uma faixa de intensidades de ruído, sendo que níveis muito baixos de ruído não apresentam efeito enquanto níveis muito altos causam uma piora na detecção dos estímulos (CORDO et al., 1996). No experimento 1, três intensidades de ruído elétrico (definidas com

base em experimentos-piloto) foram utilizadas, sendo que a intensidade para a qual se observou uma maior redução na variabilidade do torque em relação à condição controle foi considerada como sendo a intensidade de estimulação ótima para cada sujeito. Essa intensidade ótima foi utilizada tanto na análise dos dados do experimento 1 (definindo a condição a ser utilizada nos testes de comparação), como determinou a intensidade do ruído elétrico a ser aplicado em cada sujeito durante os testes em postura ereta quieta e durante o experimento 2. No entanto, a exemplo dos experimentos descritos no capítulo 2, existe a possibilidade de que, para cada sujeito, uma maior redução na variabilidade do torque (e nas oscilações posturais) pudesse ser observada para uma intensidade de ruído diferente das empregadas aqui. Ou seja, efeitos mais significativos poderiam ter sido observados caso a intensidade ótima de ruído fosse ajustada individualmente para cada sujeito, através da exploração de uma gama maior de intensidades de ruído. Mesmo assim, no presente estudo, o índice ES (*effect size*, ou grau de associação) relacionado à melhora da estabilidade postural e à redução na variabilidade do torque observadas frente á aplicação de ruído elétrico indicou sempre um grau de associação forte.

Comparados com resultados da literatura, os efeitos de estimulação com ruído elétrico reportados aqui são significativos, sendo que as diferenças entre os estudos podem ser atribuídas aos protocolos experimentais, que envolveram diferentes gamas de intensidades de ruído, diferentes testes e características dos grupos experimentais e diferentes variáveis analisadas. Por exemplo, Gravelle e colaboradores (2002) reportaram uma redução estatisticamente significativa de 3.7 % no valor RMS global (AP e ML) do COP frente a estimulações na região lateral do joelho durante testes com os sujeitos se equilibrando sobre a perna ipsilateral, em um grupo composto por 13 indivíduos de 68-79 anos. Já Ross e colaboradores (2007) reportaram uma redução de 8,29% na velocidade global do COP, também durante testes de equilíbrio sobre a perna ipsilateral, em 12 sujeitos com instabilidade na articulação do tornozelo, com índice de *effect size* forte (equivalente a um ES = 0.32), porém menor do que os encontrados aqui.

Um fator interessante a ser apontado neste último estudo é que os autores, utilizando eletrodos menores do que os usados nos presentes experimentos, aplicaram ruído elétrico simultaneamente

sobre os ventres musculares do sóleo lateral, peroneal longo e tibial anterior e sobre os ligamentos talo-fibular e deltóide. No entanto, o efeito individual da estimulação de cada uma dessas estruturas não foi investigado, sendo que não é possível inferir sobre o efeito isolado da estimulação no músculo tibial anterior, por exemplo, o que seria interessante tendo em vista os resultados obtidos do Di Giulio (2009). Dessa forma, o efeito de estimulações com ruído elétrico aplicadas nos músculos tibiais anteriores durante a manutenção da postura ereta quieta, em comparação ao efeito obtido quando apenas os músculos posteriores são estimulados, é outro importante ponto a ser investigado, o qual não foi contemplado aqui por limitações de tempo e de instrumentação.

O presente estudo é o primeiro a demonstrar uma melhora no controle neuromuscular de flexão plantar isométrica frente á aplicação de ruído elétrico nos músculos das pernas, indicando um potencial de uso clínico de estimulações com ruído elétrico para a melhora do controle neuromuscular de pessoas com diferentes acometimentos sensório-motores. Além disso, o presente estudo sugere que a otimização de parâmetros associados a estimulações para reduzir a variabilidade do torque de flexão plantar exercido por sujeitos na posição sentada pode apontar para uma primeira estimativa do efeito dessas estimulações sobre o controle das oscilações posturais. Esses resultados sugerem uma primeira abordagem para auxiliar no desenvolvimento de dispositivos baseados em estimulações com ruído elétrico de forma a melhorar a detecção de informações somatossensoriais e conseqüentemente melhorar o controle neuromuscular em populações com diferentes patologias, apontando para possíveis formas de diminuir o risco de quedas, uma vez que um aumento nas oscilações posturais está associado a um maior risco de quedas em populações específicas como idosos (BUATOIS et al., 2006; MAKI et al., 1990; PANZER et al., 1995) ou pacientes com diferentes acometimentos (BUATOIS et al., 2006; CAMERON; LORD, 2010; FRENKLACH et al., 2009; MAGALHAES; KOHN, 2011).

Conclusões

Como um apanhado geral do que foi exposto nos capítulos anteriores, esta tese abordou os efeitos de estimulações de diferentes origens (elétrica e mecânica) sobre a geração de força e sobre o controle postural humano.

No capítulo 1, mostramos que a força de flexão plantar gerada por estimulação elétrica pode ser aumentada pela aplicação de salvas de estímulos vibratórios, originando os chamados torques extras (TEs). Como principal mecanismo proposto, os estímulos vibratórios ativaram fortemente vias sensoriais provenientes dos fusos musculares, dando origem aos estímulos excitatórios responsáveis pela geração de um aumento no nível de excitabilidade dos motoneurônios.

Já no capítulo 2, a vibração foi capaz de sensibilizar receptores sensoriais localizados na ponta de um dedo (ou até mesmo em estruturas mais proximais, por propagação da vibração) de forma a proporcionar uma melhora no controle das oscilações posturais. Provavelmente, houve uma melhora na detecção e transmissão de alguns sinais sensoriais associados ao balanço postural, por um mecanismo de ressonância estocástica (RE).

O capítulo 3 mostrou que uma estimulação elétrica abaixo do limiar sensorial pôde causar uma melhora tanto no controle das oscilações posturais como no controle neuromuscular durante uma tarefa de manter um determinado nível de força isométrica o mais constante possível. O provável mecanismo por trás desses achados é novamente associado à RE, que causaria uma melhora na transmissão de informações proprioceptivas (órgãos tendinosos de Golgi e fusos neuromusculares), permitindo um controle mais preciso da geração de força, o que redundou em diminuição da variabilidade do torque e das oscilações posturais.

Podemos apontar que a ativação/sensibilização de vias sensoriais foi um ponto em comum de todos os experimentos realizados. Dessa forma, a exploração dos efeitos de estímulos sensoriais de diferentes modalidades pôde promover um melhor entendimento da neurofisiologia do controle neuromuscular e da geração de força, além de indicar um potencial de uso clínico de diferentes tipos de estimulação para a melhora do controle neuromuscular e do controle postural de pessoas com diferentes acometimentos sensório-motores.

Bibliografia

ADAMS, J. B. et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 23, 1 237-45, 2009.

BALDWIN, E. R. et al. Wide-pulse-width, high-frequency neuromuscular stimulation: implications for functional electrical stimulation. **Journal of Applied Physiology**, 101, 1 228-40, 2006.

BALESTRA, C. et al. Effects of fatigue on the stretch reflex in a human muscle. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 85, 1 46-52, 1992.

BEDIENT, A. M. et al. Displacement and frequency for maximizing power output resulting from a bout of whole-body vibration. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 23, 6 1683-7, 2009.

BENNETT, D. J. et al. Short-term plasticity in hindlimb motoneurons of decerebrate cats. **Journal of Neurophysiology**, 80, 4 2038-45, 1998.

BENNETT, D. J. et al. Spastic long-lasting reflexes in the awake rat after sacral spinal cord injury. **Journal of Neurophysiology**, 91, 5 2247-58, 2004.

BENZI, R. et al. The mechanism of stochastic resonance. **Journal of Physics**, 14, L453–L457, 1981.

BEZRUKOV, S. M.; VODYANOY, I. Noise-induced enhancement of signal transduction across voltage-dependent ion channels. **Nature**, 378, 6555 362-4, 1995.

BIRNBAUM, A.; ASHBY, P. Postsynaptic potentials in individual soleus motoneurons in man produced by achilles tendon taps and electrical stimulation of tibial nerve. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 54, 4 469-71, 1982.

BLOUIN, J. S. et al. High-frequency submaximal stimulation over muscle evokes centrally generated forces in human upper limb skeletal muscles. **Journal of Applied Physiology**, 106, 2 370-7, 2009.

BOERIO, D. et al. Central and peripheral fatigue after electrostimulation-induced resistance exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 37, 6 973-8, 2005.

BOGAERTS, A. C. et al. Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). **Age and Ageing**, 38, 4 448-54, 2009.

BRERRO-SABY, C. et al. Fatigue-induced changes in tonic vibration response (TVR) in humans: relationships between electromyographic and biochemical events. **Muscle & Nerve**, 38, 5 1481-9, 2008.

BUATOIS, S. et al. Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. **Gerontology**, 52, 6 345-52, 2006.

BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. G. Muscle activity is different for humans performing static tasks which require force control and position control. **Neuroscience Letters**, 194, 1-2 61-4, 1995.

BURKE, D. et al. The afferent volleys responsible for spinal proprioceptive reflexes in man. **Journal of Physiology**, 339, 535-52, 1983.

BURKE, D. et al. Monosynaptic and oligosynaptic contributions to human ankle jerk and H-reflex. **Journal of Neurophysiology**, 52, 3 435-48, 1984.

BURKE, D.; SCHILLER, H. H. Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, 39, 8 729-41, 1976.

BURKE, J. R. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, 37, 5 277-86, 1997.

CAMERON, M. H.; LORD, S. Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. **Current Neurology and Neuroscience Reports**, 10, 5 407-12, 2010.

CARDINALE, M.; ERSKINE, J. A. Vibration training in elite sport: effective training solution or just another fad? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, 3, 2 232-9, 2008.

CASTRO, M. J. et al. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, 80, 4 373-8, 1999.

CASTRO, M. J. et al. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle within 6 mo of injury. **Journal of Applied Physiology**, 86, 1 350-8, 1999.

COHEN, J. In: **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, NJ: Lawerence Erlbaum Associates, 1988.

COLLINS, D. F. et al. Large involuntary forces consistent with plateau-like behavior of human motoneurons. **Journal of Neuroscience**, 21, 11 4059-65, 2001.

COLLINS, D. F. et al. Sustained contractions produced by plateau-like behaviour in human motoneurones. **Journal of Physiology**, 538, Pt 1 289-301, 2002.

COLLINS, J. J. et al. Noise-enhanced tactile sensation. **Nature**, 383, 6603 770, 1996.

COLLINS, J. J. et al. Noise-enhanced human sensorimotor function. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, 22, 2 76-83, 2003.

COLSON, S. et al. Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. **International Journal of Sports Medicine**, 21, 4 281-8, 2000.

CORDO, P. et al. Noise in human muscle spindles. **Nature**, 383, 6603 769-70, 1996.

COTEY, D. et al. Increases in muscle activity produced by vibration of the thigh muscles during locomotion in chronic human spinal cord injury. **Experimental Brain Research**, 196, 3 361-74, 2009.

CRONE, C. et al. Maintained changes in motoneuronal excitability by short-lasting synaptic inputs in the decerebrate cat. **Journal of Physiology**, 405, 321-43, 1988.

DEAN, J. C. et al. Turning off the central contribution to contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation. **Muscle & Nerve**, 38, 2 978-86, 2008.

DEAN, J. C. et al. Turning on the central contribution to contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation. **Journal of Applied Physiology**, 103, 1 170-6, 2007.

DEL SANTO, F. et al. Corticospinal drive during painful voluntary contractions at constant force output. **Brain Research**, 1128, 1 91-8, 2007.

DHRUV, N. T. et al. Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation. **Neuroreport**, 13, 5 597-600, 2002.

DI GIULIO, I. et al. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. **Journal of Physiology**, 587, Pt 10 2399-416, 2009.

DICKSTEIN, R. et al. TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance. **Neuroscience Letters**, 393, 1 51-5, 2006.

DOUGLASS, J. K. et al. Noise enhancement of information transfer in crayfish mechanoreceptors by stochastic resonance. **Nature**, 365, 6444 337-40, 1993.

EISEN, A.; FISHER, M. The F wave. The International Federation of Clinical Neurophysiology. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement**, 52, 255-7, 1999.

ENOKA, R. M. Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. **Muscle & Nerve**, 25, 6 763-4, 2002.

ENOKA, R. M. et al. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 13, 1 1-12, 2003.

ESPIRITU, M. G. et al. Motoneuron excitability and the F wave. **Muscle & Nerve**, 27, 6 720-7, 2003.

FALLON, J. B. et al. Stochastic resonance in muscle receptors. **Journal of Neurophysiology**, 91, 6 2429-36, 2004.

FALLON, J. B.; MACEFIELD, V. G. Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. **Muscle & Nerve**, 36, 1 21-9, 2007.

FISHER, M. A. H reflexes and F waves: physiology and clinical indications. **Muscle & Nerve**, 15, 11 1223-33, 1992.

FITZPATRICK, R.; MCCLOSKEY, D. I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **Journal of Physiology**, 478 (Pt 1), 173-86, 1994.

FITZPATRICK, R. et al. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. **Journal of Physiology**, 480 (Pt 2), 395-403, 1994.

FLOETER, M. K.; KOHN, A. F. H-reflexes of different sizes exhibit differential sensitivity to low frequency depression. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 105, 6 470-5, 1997.

FORNARI, M. C.; KOHN, A. F. High frequency tendon reflexes in the human soleus muscle. **Neuroscience Letters**, 440, 2 193-6, 2008.

FRENKLACH, A. et al. Excessive postural sway and the risk of falls at different stages of Parkinson's disease. **Movement Disorders**, 24, 3 377-85, 2009.

FRIGON, A. et al. Ankle position and voluntary contraction alter maximal M waves in soleus and tibialis anterior. **Muscle & Nerve**, 35, 6 756-66, 2007.

FUGLEVAND, A. J. et al. Evaluation of plateau-potential-mediated 'warm up' in human motor units. **Journal of Physiology**, 571, Pt 3 683-93, 2006.

FUJIWARA, K. et al. Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 16, 5 448-57, 2006.

GERRITS, H. L. et al. Contractile properties of the quadriceps muscle in individuals with spinal cord injury. **Muscle & Nerve**, 22, 9 1249-56, 1999.

GORASSINI, M. et al. Intrinsic activation of human motoneurons: reduction of motor unit recruitment thresholds by repeated contractions. **Journal of Neurophysiology**, 87, 4 1859-66, 2002.

GORASSINI, M. A. et al. Self-sustained firing of human motor units. **Neuroscience Letters**, 247, 1 13-6, 1998.

GORASSINI, M. A. et al. Role of motoneurons in the generation of muscle spasms after spinal cord injury. **Brain**, 127, Pt 10 2247-58, 2004.

GORDON, T.; PATTULLO, M. C. Plasticity of muscle fiber and motor unit types. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, 21, 331-62, 1993.

GOYCHUK, I.; HANGGI, P. Stochastic resonance in ion channels characterized by information theory. **Physical Review**, 61, 4 Pt B 4272-80, 2000.

GRAUPE, D. et al. Stochastically-modulated stimulation to slow down muscle fatigue at stimulated sites in paraplegics using functional electrical stimulation for leg extension. **Neurological Research**, 22, 7 703-4, 2000.

GRAVELLE, D. C. et al. Noise-enhanced balance control in older adults. **Neuroreport**, 13, 15 1853-6, 2002.

GREGORY, C. M.; BICKEL, C. S. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. **Physical Therapy**, 85, 4 358-64, 2005.

HAGBARTH, K. et al. Single unit spindle responses to muscle vibration in man. **Progress in Brain Research**, 44, 281-9, 1976.

HALL, L. A.; MCCLOSKEY, D. I. Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. **Journal of Physiology**, 335, 519-33, 1983.

HAMILTON, A. F. et al. The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. **Experimental Brain Research**, 157, 4 417-30, 2004.

HECKMAN, C. J. et al. Persistent inward currents in spinal motoneurons and their influence on human motoneuron firing patterns. **Neuroscientist**, 14, 3 264-75, 2008.

HECKMANN, C. J. et al. Persistent inward currents in motoneuron dendrites: implications for motor output. **Muscle & Nerve**, 31, 2 135-56, 2005.

HENNEMAN, E.; OLSON, C. B. Relations between Structure and Function in the Design of Skeletal Muscles. **Journal of Neurophysiology**, 28, 581-98, 1965.

HIDAKA, I. et al. Noise-enhanced heart rate and sympathetic nerve responses to oscillatory lower body negative pressure in humans. **Journal of Neurophysiology**, 86, 2 559-64, 2001.

HOLDEN, M. et al. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of Vestibular Research**, 4, 4 285-301, 1994.

HOMMA, S. et al. Tonic vibration reflex in human and monkey subjects. **Japanese Journal of Physiology**, 21, 4 419-30, 1971.

HOUNSGAARD, J. et al. Bistability of alpha-motoneurones in the decerebrate cat and in the acute spinal cat after intravenous 5-hydroxytryptophan. **Journal of Physiology**, 405, 345-67, 1988.

HULTBORN, H. Plateau potentials and their role in regulating motoneuronal firing. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, 508, 213-8, 2002.

HULTBORN, H. et al. Assessing changes in presynaptic inhibition of I a fibres: a study in man and the cat. **Journal of Physiology**, 389, 729-56, 1987.

HULTBORN, H.; NIELSEN, J. B. Comments: methodological problems of comparing F responses and H reflexes. **Muscle & Nerve**, 19, 10 1347-8, 1996.

HUNTER, S. K. et al. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. **Journal of Applied Physiology**, 94, 6 2439-47, 2003.

ISAKOV, E. et al. Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 23, 3 9-19, 1986.

JARAMILLO, F.; WIESENFELD, K. Mechanoelectrical transduction assisted by Brownian motion: a role for noise in the auditory system. **Nature Neuroscience**, 1, 5 384-8, 1998.

JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Physical Therapy**, 77, 5 476-87, 1997.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, 100, 3 495-502, 1994.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**, 103, 2 267-76, 1995.

JEKA, J. J. et al. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Experimental Brain Research**, 113, 3 475-83, 1997.

JOHANNSEN, L. et al. Effects of maintaining touch contact on predictive and reactive balance. **Journal of Neurophysiology**, 97, 4 2686-95, 2007.

KAMEN, G. et al. Evidence of self-sustained motoneuron firing in young and older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 16, 1 25-31, 2006.

KARU, Z. Z. et al. Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, 42, 8 809-17, 1995.

KEMMLER, W. et al. [Effect of whole body vibration on the neuromuscular performance of females 65 years and older : One-year results of the controlled randomized ELVIS study.]. **Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie**, 2009.

KIEHN, O.; EKEN, T. Functional role of plateau potentials in vertebrate motor neurons. **Current Opinion in Neurobiology**, 8, 6 746-52, 1998.

KIEHN, O.; EKEN, T. Prolonged firing in motor units: evidence of plateau potentials in human motoneurons? **Journal of Neurophysiology**, 78, 6 3061-8, 1997.

KIM, C. K. et al. Metabolic response and muscle glycogen depletion pattern during prolonged electrically induced dynamic exercise in man. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, 27, 1 51-8, 1995.

KLAKOWICZ, P. M. et al. Contribution of M-waves and H-reflexes to contractions evoked by tetanic nerve stimulation in humans. **Journal of Neurophysiology**, 96, 3 1293-302, 2006.

KNASH, M. E. et al. Electrical stimulation of the human common peroneal nerve elicits lasting facilitation of cortical motor-evoked potentials. **Experimental Brain Research**, 153, 3 366-77, 2003.

KOHN, A. F. et al. Presynaptic inhibition compared with homosynaptic depression as an explanation for soleus H-reflex depression in humans. **Experimental Brain Research**, 116, 2 375-80, 1997.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M. Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. **Muscle & Nerve**, 42, 1 78-87, 2010.

KRISHNAMOORTHY, V. et al. Effects of different types of light touch on postural sway. **Experimental Brain Research**, 147, 1 71-9, 2002.

LAKIE, M. et al. Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: neural control by anticipatory intermittent bias. **Journal of Physiology**, 551, Pt 1 357-70, 2003.

LANG, A. H.; VALLBO, A. B. Motoneuron activation by low intensity tetanic stimulation of muscle afferents in man. **Experimental Neurology**, 18, 4 383-91, 1967.

LEE, R. H.; HECKMAN, C. J. Bistability in spinal motoneurons in vivo: systematic variations in rhythmic firing patterns. **Journal of Neurophysiology**, 80, 2 572-82, 1998.

LEIS, A. A. et al. The relative sensitivity of F wave and H reflex to changes in motoneuronal excitability. **Muscle & Nerve**, 19, 10 1342-4, 1996.

LIBERSON, W. T. et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 42, 101-5, 1961.

LIN, J. Z.; FLOETER, M. K. Do F-wave measurements detect changes in motor neuron excitability? **Muscle & Nerve**, 30, 3 289-94, 2004.

LIU, W. et al. Noise-enhanced vibrotactile sensitivity in older adults, patients with stroke, and patients with diabetic neuropathy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 83, 2 171-6, 2002.

LORAM, I. D. et al. The consequences of short-range stiffness and fluctuating muscle activity for proprioception of postural joint rotations: the relevance to human standing. **Journal of Neurophysiology**, 102, 1 460-74, 2009.

LORAM, I. D. et al. Visual control of stable and unstable loads: what is the feedback delay and extent of linear time-invariant control? **Journal of Physiology**, 587, Pt 6 1343-65, 2009.

LORAM, I. D. et al. Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced? **Journal of Physiology**, 564, Pt 1 281-93, 2005.

LORAM, I. D. et al. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. **Journal of Physiology**, 564, Pt 1 295-311, 2005.

LORAM, I. D. et al. Paradoxical muscle movement in human standing. **Journal of Physiology**, 556, Pt 3 683-9, 2004.

LORAM, I. D. et al. The passive, human calf muscles in relation to standing: the short range stiffness lies in the contractile component. **Journal of Physiology**, 584, Pt 2 677-92, 2007.

LUGO, E. et al. Ubiquitous crossmodal Stochastic Resonance in humans: auditory noise facilitates tactile, visual and proprioceptive sensations. **PloS One**, 3, 8 e2860, 2008.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. **Journal of Applied Physiology**, 92, 4 1383-92, 2002.

MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Vibration-enhanced posture stabilization achieved by tactile supplementation: May blind individuals get extra benefits? **Medical Hypotheses**, 77, 2 301-4, 2011.

MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. **Experimental Brain Research**, 209, 1 139-51, 2011.

MAKI, B. E. et al. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **Journal of the American Geriatrics Society**, 38, 1 1-9, 1990.

MANJARREZ, E. et al. Stochastic resonance in human electroencephalographic activity elicited by mechanical tactile stimuli. **Neuroscience Letters**, 324, 3 213-6, 2002.

MANJARREZ, E. et al. Effects of auditory noise on the psychophysical detection of visual signals: cross-modal stochastic resonance. **Neuroscience Letters**, 415, 3 231-6, 2007.

MANZANO, G. M.; KOHN, A. F. Proximal receptors and the mechanical stimulation of the fingers: a somatosensory evoked potential study. **Electromyography and ClinicalNeurophysiology**, 40, 1 21-9, 2000.

MARSDEN, C. D. et al. Observations on the reflex response to muscle vibration in man and its voluntary control. **Brain**, 92, 4 829-46, 1969.

MARTINEZ, L. et al. Stochastic resonance in the motor system: effects of noise on the monosynaptic reflex pathway of the cat spinal cord. **Journal of Neurophysiology**, 97, 6 4007-16, 2007.

MASANI, K. et al. Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, 100, 3 1465-75, 2008.

MATTHEWS, P. B. Evolving views on the internal operation and functional role of the muscle spindle. **Journal of Physiology**, 320, 1-30, 1981.

MATTHEWS, P. B.; STEIN, R. B. The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. **Journal of Physiology**, 200, 3 723-43, 1969.

MCPHERSON, J. G. et al. Evidence for increased activation of persistent inward currents in individuals with chronic hemiparetic stroke. **Journal of Neurophysiology**, 100, 6 3236-43, 2008.

MELLO, E. M. O controle neural do tríceps sural e suas implicações na manutenção da postura ortostática. Instituto de Psicologia - Programa em Neurociências e Comportamento, São Paulo: 139p. 2011.

MENDELL, L. M. et al. How are Ia synapses distributed on spinal motoneurons to permit orderly recruitment?In Binder, M. D.;Mendell, L. W. **The Segmental Motor System**. New York: Oxford University Press, 1990.

MORISSET, V.; NAGY, F. Plateau potential-dependent windup of the response to primary afferent stimuli in rat dorsal horn neurons. **European Journal of Neuroscience**, 12, 9 3087-95, 2000.

MORSE, R. P.; EVANS, E. F. Enhancement of vowel coding for cochlear implants by addition of noise. **Nature Medicine**, 2, 8 928-32, 1996.

MOSS, F. et al. Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. **Clinical Neurophysiology**, 115, 2 267-81, 2004.

MULDER, E. R. et al. Influence of vibration resistance training on knee extensor and plantar flexor size, strength, and contractile speed characteristics after 60 days of bed rest. **Journal of Applied Physiology**, 107, 6 1789-98, 2009.

NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**, 26, 1 59-72, 1976.

NICKOLLS, P. et al. Forces consistent with plateau-like behaviour of spinal neurons evoked in patients with spinal cord injuries. **Brain**, 127, Pt 3 660-70, 2004.

NIELSEN, J. B. et al. The spinal pathophysiology of spasticity--from a basic science point of view. **Acta Physiologica (Oxford)**, 189, 2 171-80, 2007.

NOZAKI, D. et al. Sustained muscle contractions maintained by autonomous neuronal activity within the human spinal cord. **Journal of Neurophysiology**, 90, 4 2090-7, 2003.

OLIVEIRA, L. F. et al. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, 17, 4 305-12, 1996.

PANAYIOTOPOULOS, C. P.; CHRONI, E. F-waves in clinical neurophysiology: a review, methodological issues and overall value in peripheral neuropathies. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 101, 5 365-74, 1996.

PANZER, V. P. et al. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 76, 2 151-7, 1995.

PEREZ, C. A. et al. Coincidence-enhanced stochastic resonance: experimental evidence challenges the psychophysical theory behind stochastic resonance. **Neuroscience Letters**, 424, 1 31-5, 2007.

POWERS, R. K. "Extra" force evoked by percutaneous muscle stimulation: mechanisms and potential therapeutic applications. **Journal of Applied Physiology**, 106, 2 353-5, 2009.

PRIPLATA, A. et al. Noise-enhanced human balance control. **Physical Review Letters**, 89, 23 238101, 2002.

PRIPLATA, A. A. et al. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet**, 362, 9390 1123-4, 2003.

PRIPLATA, A. A. et al. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. **Annals of Neurology**, 59, 1 4-12, 2006.

PROSKE, U. Kinesthesia: the role of muscle receptors. **Muscle & Nerve**, 34, 5 545-58, 2006.

REGINELLA, R. L. et al. Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. **Journal of Vestibular Research**, 9, 2 103-9, 1999.

RICHARDSON, K. A. et al. Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. **Chaos (Woodbury, N.Y)**, 8, 3 599-603, 1998.

ROGERS, M. W. et al. Passive tactile sensory input improves stability during standing. **Experimental Brain Research**, 136, 4 514-22, 2001.

ROLL, J. P.; VEDEL, J. P. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. **Experimental Brain Research**, 47, 2 177-90, 1982.

ROLL, J. P. et al. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. **Experimental Brain Research**, 76, 1 213-22, 1989.

ROSS, S. E. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. **British Journal of Sports Medicine**, 41, 10 656-9; discussion 659, 2007.

ROTHWELL, J. C. In: **Control of human voluntary movement**. London: Chapman & Hall, 1994.

RUSSO, R. E.; HOUNSGAARD, J. Short-term plasticity in turtle dorsal horn neurons mediated by L-type Ca2+ channels. **Neuroscience**, 61, 2 191-7, 1994.

SCHINDLER-IVENS, S.; SHIELDS, R. K. Low frequency depression of H-reflexes in humans with acute and chronic spinal-cord injury. **Experimental Brain Research**, 133, 2 233-41, 2000.

SCHYNS, F. et al. Vibration therapy in multiple sclerosis: a pilot study exploring its effects on tone, muscle force, sensation and functional performance. **Clinical Rehabilitation**, 23, 9 771-81, 2009.

SHINOHARA, M. et al. Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. **Journal of Applied Physiology**, 95, 4 1485-92, 2003.

STACEY, W. C.; DURAND, D. M. Stochastic resonance improves signal detection in hippocampal CA1 neurons. **Journal of Neurophysiology**, 83, 3 1394-402, 2000.

STEIN, R. B. et al. Electrical stimulation for therapy and mobility after spinal cord injury. **Progress in Brain Research**, 137, 27-34, 2002.

STEPHENS, J. A.; USHERWOOD, T. P. The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatiguability and recruitment threshold. **Brain Research**, 125, 1 91-7, 1977.

STUART, G. J. et al. Characteristics of reflex excitation in close synergist muscles evoked by muscle vibration. **Experimental Brain Research**, 65, 1 127-34, 1986.

SVIRSKIS, G.; HOUNSGAARD, J. Depolarization-induced facilitation of a plateau-generating current in ventral horn neurons in the turtle spinal cord. **Journal of Neurophysiology**, 78, 3 1740-2, 1997.

TABACHNICK, B. G.; FIDELL, L. S. In: **Using multivariate statistics**. Boston.: Pearson Education, 2007.

TRACY, B. L. Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults. **European Journal of Applied Physiology**, 101, 5 629-36, 2007.

TRIMBLE, M. H.; ENOKA, R. M. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. **Physical Therapy**, 71, 4 273-80; discussion 280-2, 1991.

VAILLANCOURT, D. E. et al. Intermittency in the visual control of force in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, 138, 1 118-27, 2001.

VAN BOXTEL, A. Differential effects of low-frequency depression, vibration-induced inhibition, and posttetanic potentiation on H-reflexes and tendon jerks in the human soleus muscle. **Journal of Neurophysiology**, 55, 3 551-68, 1986.

VAUGOYEAU, M. et al. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. **Gait & Posture**, 27, 2 294-302, 2008.

WALTON, C. et al. Effect of caffeine on self-sustained firing in human motor units. **Journal of Physiology**, 545, Pt 2 671-9, 2002.

WARD, L. M. et al. Stochastic resonance in psychophysics and in animal behavior. **Biological Cybernetics**, 87, 2 91-101, 2002.

WELLS, C. et al. Touch noise increases vibrotactile sensitivity in old and young. **Psychological Science**, 16, 4 313-20, 2005.

WIERZBICKA, M. M. et al. Vibration-induced postural posteffects. **Journal of Neurophysiology**, 79, 1 143-50., 1998.

WIESENFELD, K.; MOSS, F. Stochastic resonance and the benefits of noise: from ice ages to crayfish and SQUIDs. **Nature**, 373, 6509 33-6, 1995.

WILCOCK, I. M. et al. Vibration training: could it enhance the strength, power, or speed of athletes? **Journal of Strength and Conditioning Research**, 23, 2 593-603, 2009.

YERKES, R. M.; DODSON, J. D. The relation of strength of stimulus to rapidity of habit-formation. **Journal of Comparative Neurology and Psychology**, 18, 5 459-482, 1908.

ZEHR, P. E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. **European Journal of Applied Physiology**, 86, 6 455-68, 2002.

ZHOU, S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, 28, 4 177-84, 2000.

APÊNDICE A: Resumo publicado no XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica

GERAÇÃO DE TORQUE CENTRAL NO TRÍCEPS SURAL POR ESTIMULAÇÕES ELÉTRICA E MECÂNICA

Fernando Henrique Magalhães[1] e André Fabio Kohn[1]
1 – Programa de pós-graduação em Neurociências e Comportamento e Laboratório de Engenharia Biomédica – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – EPUSP
e-mail de contato: fhmagalhaes@leb.usp.br
potencial platô, motoneurônio, plateau potential, motoneuron

INTRODUÇÃO. Potencial platô (PP) é definido como um potencial de membrana mais despolarizado do que o potencial de repouso, sendo iniciado por ativação de neurônios pré-sinápticos, mas mantido mesmo após a cessação da atividade pré-sináptica. Uma vez gerado, a célula em questão passa a disparar potenciais de ação mesmo sem a presença de uma excitação sináptica contínua. Em motoneurôneos (MNs), a abertura de canais de cálcio tipo-L dependentes de voltagem é uma das fontes para gênese de PP. Tal fenômeno tem sido recentemente evidenciado em MNs de humanos, seja através de técnicas que monitoram disparos de unidades motoras isoladas [1] ou observando-se a força gerada por diferentes padrões de estimulação elétrica (EE) [2]. O presente estudo pretendeu investigar se é possível evidenciar mecanismo consistente com a geração de PPs através da aplicação de estímulos vibratórios associados a EE. **MATERIAIS E MÉTODOS.** Seis voluntários do sexo masculino (30 ± 5.3 anos) participaram da pesquisa. Sentados em uma cadeira apropriada para medição da força de flexão plantar exercida isometricamente, os sujeitos tiveram o pé direito posicionado e corretamente fixado a um pedal conectado a um transdutor de força (Transtec N320). No começo da sessão, o valor de força correspondente a uma contração voluntária máxima (CVM) do músculo tríceps sural (TS) era obtido para cada sujeito. Eletrodos de estimulação de silicone foram posicionados sobre o músculo TS, e um estimulador controlado por computador foi utilizado para gerar pulsos de 1 ms de duração. A intensidade da EE foi ajustada para cada sujeito, sendo usada a corrente suficiente para que um trem de 5 pulsos a 100 Hz gerasse um torque de ~5% do valor CVM. O tendão aquileu direito foi vibrado por um transdutor eletro-mecânico. Um sistema Labview foi utilizado para gerar tanto formas de onda senoidal de 100 Hz quanto um padrão de ruído branco gaussiano de 2 s de duração, que eram então enviadas ao vibrador. Salvas de estímulos vibratórios (totalizando 8 salvas de 2 s) foram sobrepostas a uma EE de 20 Hz, enquanto o torque de flexão plantar exercido pelo TS era captado. Padrão similar, porém "desligando-se" a EE durante a aplicação da vibração, também foi testado. Cada sujeito completou 8 repetições para cada padrão de estimulação. Adaptando-se método proposto anteriormente [2], foram quantificados os torques periféricos (TPs, gerados por EE direta de axônios motores) e os torques centrais (TCs, gerados por recrutamento dos MNs através de sinapses com aferentes sensoriais). Assim, definiu-se o TP como sendo o torque gerado durante os primeiros 2 s de EE a 20 Hz, e o TC como sendo o torque ADICIONAL (i.e. a mais do que o TP) gerado durante os 2 s de EE posteriores aos estímulos vibratórios. ANOVA com medidas repetidas e pós-teste de Bonferroni foram utilizados para testar se os paradigmas de estimulação produziram TCs significantes (assim considerados quando significativamente diferentes de zero [2]), usando-se $p<0.05$. **RESULTADOS.** Os experimentos mostraram que, na maioria dos sujeitos assim como para os dados do grupo, estímulos vibratórios aplicados ao tendão do TS foram capazes de gerar TCs significativos, em mecanismo no qual a ativação de aferentes sensoriais Ia através de estimulação do fuso muscular contribuem sinapticamente para a contração muscular. **CONCLUSÃO.** Os dados são consistentes com o desenvolvimento de PPs, apresentando evidências adicionais de que tais mecanismos exercem um importante papel na regulação dos disparos de MNs de humanos, o que contribuiria durante atividades comuns como movimentos voluntários ou manutenção da postura. Não se consegue com os presentes experimentos averiguar a contribuição de potenciação pós-tetânica aos resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Gorassini MA, Bennett DJ, Yang JF. Self-sustained firing of human motor units. Neuroscience letters. 1998 May 8;247(1):13-6.
[2] Dean JC, Yates LM, Collins DF. Turning on the central contribution to contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation. J Appl Physiol. 2007 Jul;103(1):170-6.

APÊNDICE B: Artigo publicado no periódico internacional "*Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*"

Magalhães and Kohn *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2010, **7**:26
http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/26

JNER JOURNAL OF NEUROENGINEERING AND REHABILITATION

RESEARCH Open Access

Vibration-induced extra torque during electrically-evoked contractions of the human calf muscles

Fernando H Magalhães*† and André F Kohn†

Abstract

Background: High-frequency trains of electrical stimulation applied over the lower limb muscles can generate forces higher than would be expected from a peripheral mechanism (i.e. by direct activation of motor axons). This phenomenon is presumably originated within the central nervous system by synaptic input from Ia afferents to motoneurons and is consistent with the development of plateau potentials. The first objective of this work was to investigate if vibration (sinusoidal or random) applied to the Achilles tendon is also able to generate large magnitude extra torques in the triceps surae muscle group. The second objective was to verify if the extra torques that were found were accompanied by increases in motoneuron excitability.

Methods: Subjects (n = 6) were seated on a chair and the right foot was strapped to a pedal attached to a torque meter. The isometric ankle torque was measured in response to different patterns of coupled electrical (20-Hz, rectangular 1-ms pulses) and mechanical stimuli (either 100-Hz sinusoid or gaussian white noise) applied to the triceps surae muscle group. In an additional investigation, M_{max} and F-waves were elicited at different times before or after the vibratory stimulation.

Results: The vibratory bursts could generate substantial self-sustained extra torques, either with or without the background 20-Hz electrical stimulation applied simultaneously with the vibration. The extra torque generation was accompanied by increased motoneuron excitability, since an increase in the peak-to-peak amplitude of soleus F waves was observed. The delivery of electrical stimulation following the vibration was essential to keep the maintained extra torques and increased F-waves.

Conclusions: These results show that vibratory stimuli applied with a background electrical stimulation generate considerable force levels (up to about 50% MVC) due to the spinal recruitment of motoneurons. The association of vibration and electrical stimulation could be beneficial for many therapeutic interventions and vibration-based exercise programs. The command for the vibration-induced extra torques presumably activates spinal motoneurons following the size principle, which is a desirable feature for stimulation paradigms.

Background

Percutaneous electrical stimulation applied directly over the human muscle can elicit contractions by two distinct mechanisms [1,2]: peripheral and/or central. The more common is by the direct stimulation of the terminal branches of motor axons, considered to be of peripheral origin, and hence the generated torque has been called peripheral torque (PT). Alternatively, the stimulation may elicit action potentials in large sensory afferents (favored by the use of low-intensity, wide-pulse-width, high-frequency stimulation [1]) which can synaptically recruit α-motoneurons in the spinal cord. The generated torque has been sometimes called central torque, and has the important feature of being associated with motor unit recruitment in the natural order, starting with the fatigue-resistant units [2-4]. This has obvious beneficial implications for neuromuscular electrical stimulation

* Correspondence: fhmagalhaes@leb.usp.br
† Neuroscience Program and Biomedical Engineering Laboratory, Universidade de São Paulo, EPUSP, PTC, Avenida Professor Luciano Gualberto, Travessa 3, n.158, Butantã, São Paulo, SP, Brazil
† Contributed equally
Full list of author information is available at the end of the article

BioMed Central © 2010 Magalhães and Kohn; licensee BioMed Central Ltd. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/2.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

APÊNDICE C: Artigo publicado no XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

ESTÍMULOS VIBRATÓRIOS APLICADOS À SUPERFÍCIE DE CONTATO DO DEDO AUMENTAM A ESTABILIDADE POSTURAL ASSOCIADA AO TOQUE

F. H. Magalhães*, A. F. Kohn*

*Programa de Pós Graduação em Neurociências e Comportamento da USP e Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP

e-mail: fhmagalhaes@leb.usp.br

Abstract: When a subjects' index fingertip lightly touches a rigid and stationary surface there is an improvement of his/her postural stability. Our study investigated whether a further increase in postural steadiness may be achieved by applying a low level mechanical white noise (vibratory noise) to the fingertip contact surface. Subjects stood quietly over a force plate while touching with their right index fingertip a surface that could be either quiescent or vibrated. The vibratory noise of the contact surface caused a significant improvement on postural stability. The results could be helpful for the design of rehabilitations aids such as canes commonly used to improve stability in people with sensory deficits.

***Palavras-chave*: postura, ressonância estocástica, vibração, ruído branco.**

Introdução

A manipulação de entradas sensoriais como as proprioceptivas ou tácteis tem sido empregada com o intuito de se verificar como o sistema nervoso se comporta na tarefa de manutenção da postura ereta. Mais especificamente, um toque efetuado pela ponta do dedo indicador sobre uma superfície rígida (a força exercida é mínima, não configurando um apoio mecânico) foi capaz de aumentar consideravelmente a estabilidade postural durante a manutenção da posição ereta quieta [1, 2], sugerindo que as forças de contato atuando na ponta do dedo podem fornecer informações sobre a orientação corporal que, por sua vez, resultam em uma melhora no controle do balanço postural.

Nos experimentos descritos aqui, foi investigado se um aumento adicional na estabilidade postural (i.e., em comparação àquele observado quando os sujeitos realizavam um toque sobre uma superfície rígida) pode ser obtido através da aplicação de um baixo nível de ruído mecânico (i.e., vibração) na superfície de contato do dedo. Tal hipótese é baseada no conceito de ressonância estocástica (RE), que consiste na idéia de que a detecção e transmissão de um sinal fraco ou subliminar podem ser otimizadas pela presença de um nível particular de ruído [3, 4].

Dessa forma, foi levantada a hipótese de que a redução das oscilações posturais observada em resposta a um contato suave efetuado pela ponta do dedo poderia ser reduzida ainda mais caso um ruído branco de origem mecânica (i.e., vibração) fosse aplicado à superfície de contato do dedo. Sendo assim, a superfície de contato vibrando segundo um ruído branco forneceria informações adicionais sobre a orientação postural (por uma melhora na comunicação neural), reduzindo ainda mais o balanço postural quando comparada à condição em que a superfície de contato permanecesse estacionária.

Materiais e Métodos

Participantes – Dez sujeitos destros (6 do sexo masculino e 4 do sexo feminino, 28,1 ± 5,3 anos) participaram desse trabalho. Nenhum deles apresentou antecedente prévio ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares que pudessem afetar sua habilidade de se manter na postura ereta quieta. Todos eles foram previamente informados sobre o protocolo experimental ao qual seriam submetidos (previamente aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Psicologia da USP), tendo assinado um termo de compromisso concordando em participar do experimento.

Aparato de Vibração – Os sujeitos tiveram a ponta do dedo da mão direita estimulado mecanicamente por um sistema de vibração da marca Labworks, o qual gerava oscilações vibratórias tangencialmente à polpa do dedo (figura 1). A posição e a altura da superfície de contato puderam ser ajustadas de acordo com as caraterísticas antropométricas de cada sujeito. Um sistema de conversão A/D e D/A baseado em LabView foi utilizado para gerar padrões de ruído branco gaussiano com 120 segundos de duração que foram aplicados à entrada do amplificador de potência do vibrador, a fim de se obter o padrão desejado de estimulação mecânica. Um acelerômetro ADKL78 (Analog Devices, EUA) foi fixado à parte móvel do vibrador para que os parâmetros da estimulação pudessem ser monitorados. Um transdutor de força (Transtec NA310, Brasil) foi posicionado abaixo do vibrador a fim de medir as forças verticais exercidas pelo dedo. Os sinais provenientes da plataforma de força, do acelerômetro e do transdutor de força foram adquiridos por um sistema LabView (National

APÊNDICE D: Artigo publicado no periódico internacional "*Experimental Brain Research*"

Exp Brain Res (2011) 209:139–151
DOI 10.1007/s00221-010-2529-3

RESEARCH ARTICLE

Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch

Fernando Henrique Magalhães · André Fabio Kohn

Received: 29 September 2010 / Accepted: 13 December 2010 / Published online: 30 December 2010
© Springer-Verlag 2010

Abstract Light touch of a fingertip on an external stable surface greatly improves the postural stability of standing subjects. The hypothesis of the present work was that a vibrating surface could increase the effectiveness of fingertip signaling to the central nervous system (e.g., by a stochastic resonance mechanism) and hence improve postural stability beyond that achieved by light touch. Subjects stood quietly over a force plate while touching with their right index fingertip a surface that could be either quiescent or randomly vibrated at two low-level noise intensities. The vibratory noise of the contact surface caused a significant decrease in postural sway, as assessed by center of pressure measures in both time and frequency domains. Complementary experiments were designed to test whether postural control improvements were associated with a stochastic resonance mechanism or whether attentional mechanisms could be contributing. A full curve relating body sway parameters and different levels of vibratory noise resulted in a U-like function, suggesting that the improvement in sway relied on a stochastic resonance mechanism. Additionally, no decrease in postural sway was observed when the vibrating contact surface was attached to the subject's body, suggesting that no attentional mechanisms were involved. These results indicate that sensory cues obtained from the fingertip need not necessarily be associated with static contact surfaces to cause improvement in postural stability. A low-level noisy vibration applied to the contact surface could lead to a better performance of the postural control system.

Keywords Sway · Stochastic resonance · Vibration · Postural control · Somatosensation · Posture stabilization

F. H. Magalhães (✉) · A. F. Kohn
Neuroscience Program and Biomedical Engineering Laboratory, Universidade de São Paulo, EPUSP, PTC, Avenida Professor Luciano Gualberto, Travessa 3, n. 158, São Paulo, SP, Brazil
e-mail: fhmagalhaes@leb.usp.br; fhmagalhaes@terra.com.br

A. F. Kohn
e-mail: andfkohn@leb.usp.br; andfkohn@gmail.com

Abbreviations

ANOVA	Analysis of variance
AP	Anterior–posterior
BS	Best stimulation
COP	Center of pressure
COPap	COP in the anterior–posterior axis
COPml	COP in the medio-lateral axis
g	Gravity of Earth
HF	High frequencies
LF	Low frequencies
LT	Light touch
ML	Medio-lateral
PSD	Power spectral density
QS	Quiet standing
RMS	Root mean square
RMSap	COPap RMS
RMSml	COPml RMS
SD	Standard deviation
SR	Stochastic resonance
VMap	COPap velocity
VMml	COPml velocity
VS1	Vibratory stimulation 1, at intensity 0.4 g
VS2	Vibratory stimulation 2, at intensity 0.8 g

Introduction

Several studies have investigated the relationship between postural sway and contact forces at different body parts

APÊNDICE E: Artigo publicado no periódico internacional "*Medical Hypotheses*"

Medical Hypotheses 77 (2011) 301–304

Contents lists available at ScienceDirect

Medical Hypotheses

journal homepage: www.elsevier.com/locate/mehy

Vibration-enhanced posture stabilization achieved by tactile supplementation: May blind individuals get extra benefits?

Fernando Henrique Magalhães *, André Fabio Kohn

Neuroscience Program and Biomedical Engineering Laboratory, Universidade de São Paulo, EPUSP, PTC, Avenida Professor Luciano Gualberto, Travessa 3, n.158, São Paulo, SP, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:
Received 21 March 2011
Accepted 28 April 2011

ABSTRACT

Diminished balance ability poses a serious health risk due to the increased likelihood of falling, and impaired postural stability is significantly associated with blindness and poor vision. Noise stimulation (by improving the detection of sub-threshold somatosensory information) and tactile supplementation (i.e. additional haptic information provided by an external contact surface) have been shown to improve the performance of the postural control system. Moreover, vibratory noise added to the source of tactile supplementation (e.g. applied to a surface that the fingertip touches) has been shown to enhance balance stability more effectively than tactile supplementation alone. In view of the above findings, in addition to the well established consensus that blind subjects show superior abilities in the use of tactile information, we hypothesized that blind subjects may take extra benefits from the vibratory noise added to the tactile supplementation and hence show greater improvements in postural stability than those observed for sighted subjects. If confirmed, this hypothesis may lay the foundation for the development of noise-based assistive devices (e.g. canes, walking sticks) for improving somatosensation and hence prevent falls in blind individuals.

© 2011 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Introduction

The control of human postural sway, gait and other motor activities depends upon the integration of visual, vestibular and somatosensory information. More specifically, it is well known that visual cues, when available, play a paramount role in the accurate control of human posture, balance and locomotion [1–6]. The major contribution of vision in controlling body sway is easily demonstrated when people stand with their eyes closed: postural stability is decreased during quiet stance [3,7–9] as well as during dynamic postural tasks [10–12]. On the other hand, falls are a major public health concern in terms of morbidity, mortality and the cost to health and social services [13] and excessive postural sway (i.e. a poor postural stability) has been associated with increased risk of falls in different populations [14–16]. Moreover, many studies have included measures of visual impairment (i.e. blindness and poor vision) as an important risk factor for falls [17–20].

Therefore, great efforts have been made in order to develop therapeutic interventions designed to improve postural control and consequently prevent falls in the population with sensory-motor impairment. For instance, a promising intervention using low-level noise (electrical or mechanical) has been shown to improve the sensitivity of the human somatosensory system thereby improving balance control [21–24]. The premise is that certain levels of noise can enhance the detection and transmission of somatosensory signals, by a mechanism known as stochastic resonance.

Additionally, it has been widely demonstrated that light touch of a fingertip on an external stable surface (even at contact forces inadequate for mechanical support of the body) provides sensory cues about the direction of body sway and hence greatly improves the postural stability of standing subjects [25–27]. This has brought the notion that, besides providing physical support, assistive devices such as canes, crutches, walking sticks, etc. may much of the time serve as supplementary sources of sensory information, thereby diminishing the probability of loss of balance and consequently prevent falls [28,29].

More recently, we have shown that a low-level vibratory noise applied to a stable surface being touched by the fingertip can improve postural stability beyond that achieved by lightly touching the same stationary surface without the noise [30], suggesting that the addition of vibratory noise to assistive devices may be used as an aid to further improve posture stabilization of individuals with balance impairments.

Given that blind individuals show superior abilities in the use of tactile information [31,32], the hypothesis of this paper is that blind subjects may take extra benefits from the vibration-enhanced representation of haptic supplementation and hence show greater improvements in postural stability than sighted subjects. If proven correct, this hypothesis may lead to useful implications for the design of mobility aids such as canes and walking

* Corresponding author. Tel.: +55 1130915535, +55 1130919792.
E-mail addresses: fhmagalhaes@terra.com.br, fhmagalhaes@leb.usp.br (F.H. Magalhães), andfkohn@leb.usp.br, andfkohn@gmail.com (A.F. Kohn).

0306-9877/$ - see front matter © 2011 Elsevier Ltd. All rights reserved.
doi:10.1016/j.mehy.2011.04.040

APÊNDICE F: Aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do IPUSP (CEPH-IP) da Universidade de São Paulo

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

São Paulo, 10 de outubro de 2007.

Senhor Professor,

Comunicamos que o projeto intitulado "Efeito de Tens e Vibração sobre o Controle Postural Humano", a ser desenvolvido pelo doutorando Fernando Henrique Magalhães, junto ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento, sob a orientação de V.Sa., recebeu parecer favorável do relator para o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo (CEPH-IP).

Atenciosamente,

Edely Tereza Murda
Analista Acadêmica – CEPH-IP

Ilmo. Sr.
Prof.Titular André Fábio Kohn
Laboratório de engenharia Biomédica
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

APÊNDICE G: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Anexo 1 A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Sr(a):

O Sr(a) está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa sobre os efeitos de leves estimulações elétricas (pequenos "choquinhos"), assim como estimulações vibratórias durante a manutenção da posição "em pé" (o mais quieto possível). A pesquisa está sendo desenvolvida pelo fisioterapeuta Fernando Henrique Magalhães, do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo. A sua participação é voluntária. Caso não deseje participar o Sr(a) não precisa assinar este termo. Só vão participar desta pesquisa os que assinarem este documento.

No início da pesquisa serão colocados marcadores reflexivos (pequenas esferas de isopor revestidas com uma fita adesiva especial) e eletrodos de estimulação (pequenos discos de metal ou placas de material flexível ligadas a fios) em alguns pontos de sua perna. Neste último caso, será utilizado um gel especial, que facilita a condução de corrente elétrica entre os eletrodos e o contato com a pele, e toda eventual fixação será feita através de fitas adesivas anti-alérgicas. Nos momentos de aplicação de tal corrente elétrica, através dos eletrodos, ocorrerá a sensação de um leve formigamento, não sendo algo que cause incômodo ou desconforto, visto que tal procedimento é comumente utilizado em técnicas de Fisioterapia. Em outra situação, serão aplicados estímulos mecânicos vibratórios (através de um aparelho que vibra) tanto em alguns pontos de sua perna quanto na superfície de seu dedo indicador, ou seja, na ponta do dedo da mão que estará levemente apoiada ao vibrador. A exemplo da corrente elétrica, tal vibração também não causará nenhum incômodo ou desconforto, sendo que trata-se de um procedimento amplamente usado em técnicas de Fisioterapia e de massagem. Seja durante, depois, ou antes da aplicação dessas correntes elétricas e vibrações explicadas anteriormente, o Sr(a) será solicitado a permanecer em pé e o mais parado possível sobre uma plataforma especial situada ao mesmo nível do chão, durante aproximadamente 3 minutos, para que possamos captar informações relacionadas aos seus movimentos. Nos intervalos de aplicação desses estímulos e no caso de estímulos aplicados por um tempo mais longo, o Sr(a) será solicitado a permanecer confortavelmente sentado. Todas as devidas instruções serão explicadas pelo pesquisador no momento da sessão experimental. Cada experimento poderá demorar até 2 horas, dependendo de cada caso. Os resultados desta pesquisa serão anônimos, ou seja, a publicação dos resultados não vai incluir os nomes de nenhum dos participantes. Dessa forma, não será possível devolver resultados individuais para ninguém.

Se você tiver alguma dúvida, a equipe de pesquisadores estará à sua disposição para qualquer esclarecimento. Você pode solicitar maiores informações pelo telefone 3091-9792 ou por email – **fhmagalhaes@leb.usp.br** (com Fernando Henrique Magalhães) ou **andfkohn@leb.usp.br** (com André Fabio Kohn) ou pelo telefone 3091-5535 (com André Fabio Kohn).

Fernando Henrique Magalhães

Eu, ... fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada. Recebi informação a respeito dos procedimentos e esclareci quaisquer dúvidas que tivesse. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão se assim eu o desejar. Certificaram-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais e terei liberdade de retirar meu consentimento de participação na pesquisa em qualquer momento da pesquisa.

_____ ___/___/_____

Assinatura **Data**

Anexo 1 B: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Sr(a):

O Sr(a) está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa sobre os efeitos de leves estimulações elétricas (pequenos "choquinhos"), assim como estimulações vibratórias durante a manutenção da posição "em pé" (o mais quieto possível). A pesquisa está sendo desenvolvida pelo fisioterapeuta Fernando Henrique Magalhães, do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo. A sua participação é voluntária. Caso não deseje participar o Sr(a) não precisa assinar este termo. Só vão participar desta pesquisa os que assinarem este documento.

No início da pesquisa serão colocados marcadores reflexivos (pequenas esferas de isopor revestidas com uma fita adesiva especial) e eletrodos de estimulação (pequenos discos de metal ou placas de material flexível ligadas a fios) em alguns pontos de sua perna. Neste último caso, será utilizado um gel especial, que facilita a condução de corrente elétrica entre os eletrodos e o contato com a pele, e toda eventual fixação será feita através de fitas adesivas anti-alérgicas. Nos momentos de aplicação de tal corrente elétrica, através dos eletrodos, ocorrerá a sensação de um leve formigamento, não sendo algo que cause incômodo ou desconforto, visto que tal procedimento é comumente utilizado em técnicas de Fisioterapia. Em outra situação, serão aplicados estímulos mecânicos vibratórios (através de um aparelho que vibra) tanto em alguns pontos de sua perna quanto na superfície de seu dedo indicador, ou seja, na ponta do dedo da mão que estará levemente apoiada ao vibrador. A exemplo da corrente elétrica, tal vibração também não causará nenhum incômodo ou desconforto, sendo que trata-se de um procedimento amplamente usado em técnicas de Fisioterapia e de massagem. Seja durante, depois ou antes da aplicação dessas correntes elétricas e vibrações explicadas anteriormente, o Sr(a) será solicitado a permanecer em pé e o mais parado possível sobre uma plataforma especial situada ao mesmo nível do chão, durante aproximadamente 3 minutos, para que possamos captar informações relacionadas aos seus movimentos. Nos intervalos de aplicação desses estímulos e no caso de estímulos aplicados por um tempo mais longo, o Sr(a) será solicitado a permanecer confortavelmente sentado. Todas as devidas instruções serão explicadas pelo pesquisador no momento da sessão experimental. Cada experimento poderá demorar até 2 horas, dependendo de cada caso. Os resultados desta pesquisa serão anônimos, ou seja, a publicação dos resultados não vai incluir os nomes de nenhum dos participantes. Dessa forma, não será possível devolver resultados individuais para ninguém.

Se você tiver alguma dúvida, a equipe de pesquisadores estará à sua disposição para qualquer esclarecimento. Você pode solicitar maiores informações pelo telefone 3091-5541 ou por email – **fhmagalhaes@leb.usp.br** (com Fernando Henrique Magalhães) ou **andfkohn@leb.usp.br** (com André Fabio Kohn) ou pelo telefone 3091-5535 (com André Fabio Kohn).

Fernando Henrique Magalhães