UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE PSICOLOGIA

CRISTIANO ROCHA DA SILVA

Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas

São Paulo	
 2016	

CRISTIANO ROCHA DA SILVA

Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas

Versão Corrigida

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

Área de concentração: Neurociências e Comportamento.

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

São Paulo	
 2016	

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

Silva, Cristiano Rocha da.

Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas / Cristiano Rocha da Silva; orientador André Fabio Kohn. -- São Paulo, 2016.

149 f.

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

1. Controle postural 2. Pistas sensoriais 3. Controle motor 4. Análise de coerência I. Título.

RA781.5

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Cristiano Rocha da Silva

Título: Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas

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

Área de concentração: Neurociências e Comportamento.

Aprovada em: 07/10/2016

Banca Examinadora

Prof. Dr. André Fabio Kohn (Presidente)	Universidade de São Paulo (Poli-USP)
Julgamento	Assinatura:
Prof. Dr. Luis Mochizuki	Universidade de São Paulo (EACH-USP)
Julgamento	Assinatura:
Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira	Universidade de São Paulo (EEFE-USP)
Julgamento	Assinatura:
Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo	Universidade Estadual Paulista (UNESP)
Julgamento	Assinatura:
Prof. Dra. Sandra M. S. F. de Freitas	Universidade Cidade de São Paulo (UNICID)
Julgamento	Assinatura:

Dedico este trabalho à minha família, em especial aos meus queridos pais Antonio e Marlene, pelo apoio e incentivo incondicional em todos os momentos desta trajetória.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço ao Prof. André pela oportunidade e por esses 4 anos de parceria. Agradeço imensamente pelo apoio, pelos ensinamentos e orientação científica e intelectual, pela paciência e por cada minuto dedicado à orientação deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof. Fernando Henrique Magalhães, pelas importantes contribuições e ensinamentos durante o desenvolvimento deste trabalho.

À minha companheira, Patrícia, pelo carinho, apoio e paciência ao longo desses 4 anos juntos.

A todos os colegas do LEB, em especial ao especialista de laboratório Felipe Lima, pelo importante suporte dado na realização da parte experimental deste trabalho.

Aos voluntários deste estudo, que realizaram os experimentos com paciência e boa vontade.

A todos os membros da banca de Qualificação e Defesa, pelas importantes contribuições e sugestões.

Por fim, à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo financiamento desta pesquisa por meio da bolsa de doutorado e reserva técnica (processo número #2012/09321-1).

RESUMO

Todo ser humano apresenta oscilações posturais aleatórias durante a postura ereta quieta advindas de mecanismos centrais e periféricos. Um toque suave (LT do inglês light touch) de um dos dedos sobre uma superfície fixa ao solo resulta em uma pista sensorial adicional, que promove uma diminuição das oscilações posturais. Entretanto, há necessidade de se obter maiores conhecimentos sobre mecanismos associados ao LT, tanto no que tange a aspectos sensoriais quanto motores associados ao fenômeno. O presente estudo teve como objetivo avançar no entendimento sobre a influência do LT sobre o comportamento de múltiplas variáveis extraídas durante a postura ereta quieta. O primeiro capítulo investigou quantificadores de oscilações posturais com base em medidas como o centro de pressão (CP), centro de massa (CM) e ângulos segmentares e corporais durante experimentos com condições em superfície estável e instável, com olhos abertos e olhos fechados, comparando as condições com e sem LT. Adicionalmente, foi analisada a coerência espectral entre sinais de eletromiograma de diferentes músculos do corpo e os quantificadores acima elencados nas diferentes condições. Os resultados mostraram que o LT diminui o nível de ativação de alguns músculos, principalmente o músculo gastrocnêmico medial, importante na manutenção do controle postural. A variabilidade dos ângulos segmentares e corporais, conjuntamente com variáveis extraídas do CP e do CM diminuíram em condições com LT. Na análise de coerência o LT promoveu algumas alterações nos padrões de oscilação entre ângulos, CP, CM e sinais de eletromiograma, porém com poucas modificações na fase entre os sinais. Na análise de coerência intermuscular, comparando pares de músculos do lado direito e esquerdo do corpo, observou-se que para os membros inferiores a coerência ocorre geralmente na faixa de 0 a 1-2 Hz (em fase), podendo aumentar a faixa de frequência em situações mais instáveis (sem visão e superfície instável), em que o LT passa a influenciar de maneira mais significativa a coerência entre os sinais. O segundo capítulo deste estudo foi motivado por estudos que mostraram ser possível manipular as entradas sensoriais geradas pelo dedo durante o LT. O presente estudo investigou se a retirada de uma entrada sensorial proprioceptiva associada ao dedo é capaz de alterar a oscilação postural, possibilitando a separação e quantificação da contribuição sensorial cutânea da contribuição proprioceptiva dos músculos do terceiro dedo. O controle postural foi avaliado com os sujeitos de olhos fechados e sobre uma superfície instável. Os resultados indicaram que a retirada da informação sensorial proprioceptiva do dedo diminuiu a variabilidade e a velocidade do CP, indicando que a informação cutânea sem a adição de interferências proprioceptivas pode diminuir as oscilações posturais.

Palavras-chave: controle postural, pistas sensoriais, controle motor, análise de coerência.

ABSTRACT

Human subjects during upright stance show random postural oscillations which are controlled by the central nervous system. A light touch of an index finger (LT) on a surface fixed to the ground results in an additional sensory cue, which promotes a decrease in postural oscillations. However, there is a need to improve the knowledge about mechanisms associated with LT, both with respect to sensory and motor aspects associated with the phenomenon. This study aimed to further the understanding of the influence of LT on the behavior of multiple variables measured during upright stance. The first chapter analyzed variations of some quantifiers of postural sway based on the center of pressure (CP), center of mass (CM) and joint and body angles during experiments with different surface and vision conditions, with and without LT. In addition, the spectral coherence was analyzed between electromyogram signals from different muscles of the body and the previously listed sway quantifiers. The results showed that LT decreases the level of activation of some muscles, particularly the medial gastrocnemius, an important muscle for the maintenance of posture. Segmental and body angle variability and variables extracted from the CP and CM decreased in conditions with LT. In coherence analysis LT promoted some changes in patterns of oscillation between angles, CP, CM and EMGs, but with few modifications in the phase between the signals. The intermuscular coherence analysis (comparing the right and left muscles pairs of the body) showed that significant changes usually occured in the range of 0 to 1-2 Hz (in phase) for the lower limbs and may increase the frequency range in unstable situations (without vision and unstable surface). In these cases LT starts to affect more significantly the coherence between signals. The second chapter of this study was motivated by results from studies that have shown that it is possible to manipulate the sensory inputs generated by the finger during LT. This study investigated whether the withdrawal of a finger proprioceptive input affects postural sway, allowing an analysis of the effects of cutaneous sensory inputs of the third finger muscles. Postural control was evaluated with the subjects with the eyes closed and on an unstable surface. The results showed that removal of proprioceptive information from the finger flexor muscles decreased the variability and speed of the CP, indicating that cutaneous inputs without proprioceptive information may decrease postural sway.

Keywords: postural control, sensory cues, motor control, coherence analysis.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 4. Exemplo de um sinal EMG ruidoso obtido em um dos experimentos. 1A) Sinal, no tempo, do EMG do músculo RA_D sem processamento. 2A) Transformada Rápida de Fourier do sinal de EMG do músculo RA_D sem processamento. 1B) Sinal, no tempo, do EMG do músculo RA_D após processamento utilizando o algoritmo *HumRemove*.
 2B) Transformada Rápida de Fourier do sinal de EMG do músculo RA_D após processamento utilizando o algoritmo *HumRemove*.

- Figura 9. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M ± EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPap estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para condições: A) Sem BE e B) com BE. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 2 Hz). Zo AFr (0,75 a 2 Hz).
- Figura 10. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M ± EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPml estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para condições: A) Sem BE e B) com BE. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 0,25 Hz), MFr (0,75 a 2 Hz). Z
- Figura 11. Valores de RMS em graus (M ± EPM) dos ângulos obtidos no presente estudo nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.28</p>
- Figura 13. Nível de ativação muscular (M ± EPM) dos músculos da coxa do lado direito (LD)e lado esquerdo (LE) nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE.

B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.
 30

- Figura 17. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais:
 A) ângulo tornozelo vs ângulo joelho; B) ângulo tornozelo vs ângulo quadril; C) ângulo tornozelo vs ângulo pescoço; D) ângulo joelho vs ângulo quadril; E) ângulo joelho vs ângulo pescoço; e F) ângulo quadril vs ângulo pescoço. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.

- Figura 21. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CPap vs ângulo tornozelo; B) CPap vs ângulo joelho; C) CPap vs ângulo quadril; D) CPap vs ângulo pescoço; E) CPap vs ângulo V1; e F) CPap vs ângulo V2/SI; G) CPap vs ângulo V3; e H) CPap vs ângulo SS......40

- Figura 24. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs ângulo tornozelo; B) CMap vs ângulo joelho; C) CMap vs ângulo quadril; D) CMap vs ângulo pescoço; E) CMap vs ângulo V1; e F) CMap vs ângulo V2/SI; G) CMap vs ângulo V3; e H) CMap vs ângulo SS......43
- Figura 25. Fase conjunta (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs ângulo tornozelo; B) CMap vs ângulo joelho; C) CMap vs ângulo quadril; D) CMap vs ângulo pescoço; E) CMap vs ângulo V1; e F) CMap vs ângulo V2/SI; G) CMap vs ângulo V3; e H) CMap vs ângulo SS. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.
- Figura 26. Valores das áreas (M ± EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) SO_D vs SO_E; B)

- Figura 31. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais:
 A) BF_D vs BF_E; B) EE_D vs EE_E; C) RA_D vs RA_E; D) EC_D vs EC_E; e E) FC_D vs FC_E.
 São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.

- Figura 35. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) SO_E vs GM_E; B)

- Figura 41. Valores das áreas (M ± EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5
 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) CMap vs SO_D; B)
 CMap vs GM_D; C) CMap vs GL_D; D) CMap vs SO_E; E) CMap vs GM_E; e F) CMap vs GL_E. *Diferença significante (*p* <0,05) entre as condições NT e LT......62

- Figura 44. Valores das áreas (M ± EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5
 Hz. Os sinais comparados foram: A1) MPF_{Fx} vs ângulo tornozelo; A2) MPF_{Fx} vs
 ângulo joelho; B1) MPF_{Fx} vs ângulo quadril; B2) MPF_{Fx} vs ângulo pescoço; C1)

- Figura 50. Variedade da distribuição dos diferentes tipos de receptores na mão humana. O número de fibras sensoriais que inervam uma determinada área é indicado pela densidade de pontos, em que a mais alta densidade de receptores está representada pela mais alta densidade de pontos. Corpúsculos de Pacini e terminações de Ruffini

- Figura 59. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M ± EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPap estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para: A) Experimento 1 e B) Experimento 2. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D)

Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

Figura 60. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M ± EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPml estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para: A) Experimento 1 e B) Experimento 2. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e
	tamanhos de efeito (TE) das variáveis obtidas do CP e CM comparando as
	condições NT e LT25
Tabela 2.	Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e
	tamanhos de efeito (TE) das variáveis ângulos comparando as condições NT e LT.
Tabela 3.	Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e
	tamanhos de efeito (TE) do RMS do sinal EMG comparando as condições NT e
	LT
	L1

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFr: Alta Frequência ANOVA: Análise de Variância **AP:** Ântero-Posterior BE: Bloco de Espuma BF: Bíceps Femoral BFr: Baixa Frequência BS: Base de Sustentação **CED:** Cambridge Electronic Design CF: Condição com a informação sensorial do fuso muscular cm: Centímetro(s) **CM:** Centro de Massa **cm²:** Centímetro Quadrado(s) **CP:** Centro de Pressão CV: Com Visão CVM: Contração Voluntaria Máxima **DEP:** Densidade Espectral de Potencia **EC:** Extensor da Cabeça EE: Eretor da Espinha **EMG:** Eletromiograma EPM: Erro Padrão da Média FC: Flexor da Cabeça GL: Gastrocnêmio Lateral **GM:** Gastrocnêmio Medial Hz: hertz LC: Limite de Confiança LD: Lado Direito LE: Lado Esquerdo LG: Linha da Gravidade LT: Light Touch / Toque Suave M: Média MFr: Média Frequência

ML: Medio-Lateral
mm: Milímetro(s)
mm²: Milímetro Quadrado(s)
MPF: Mini-plataforma de Força
ms: milissegundo(s)
N: Newton(s)
NT: No Touch / Sem toque
RA: Reto Abdominal
RF: Reto Femoral
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 medio-lateral
s: segundo(s)
SF: Condição sem a informação sensorial do fuso muscular
SI: Segmento Inferior
SNC: Sistema Nervoso Central
SO: Sóleo
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences software program for Windows
SS: Segmento Superior
SV: Sem Visão
TA: Tibial Anterior
TE: Tamanho de Efeito
V1: Ângulo entre o epicôndilo lateral do fêmur e a linha vertical
V2: Ângulo entre o trocanter maior do fêmur e a linha vertical
V3: Ângulo entre o acrômio e a linha vertical
VL: Vasto Lateral
VM: Velocidade Media
VMap: Velocidade Media para a direção ântero-posterior
VMml: Velocidade Media para a direção medio-lateral

SUMÁRIO

TH TEBOLI (TTTÇTTO	1
CAPÍTULO 1. ANÁLISE MULTIFATORIAL DO CONTROLE POSTURAL HUMANO S	SOB O
EFEITO DE <i>LIGHT TOUCH</i>	2
1.1. Introdução e Revisão da Literatura	2
1.2. Materiais e Métodos	8
1.2.1. Participantes	8
1.2.2. Foam Pad	9
1.2.3. Posicionamento dos eletrodos para EMG	9
1.2.4. Posicionamento dos marcadores de cinemática	10
1.2.6. Mini-plataforma de força	12
1.2.7. Sincronização	13
1.2.8. Procedimentos experimentais	14
1.2.9. Processamento dos dados cinéticos e cinemáticos	16
1.2.10. Processamento dos sinais de EMG	17
1.2.11. Análise da função de coerência	19
1.2.12. Análise estatística	22
1.3. Resultados	22
1.3.1. Variáveis do CP e CM	23
1.3.2. Ângulos	28
1.3.3. EMG	29
1.3.4. Análise de coerência	31
1.4. DISCUSSÃO	72
CAPÍTULO 2. CONTRIBUIÇÃO DOS PROPRIOCEPTORES MUSCULARES DO DED	
3	O NA
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT	0 NA 79
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	U NA 79 79
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT 2.1. Introdução e Revisão da Literatura 2.2. Materiais e Métodos	O NA 79 79 85
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes	O NA 79 79 85 85
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização	0 NA 79 79 85 85
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	0 NA 79 79 85 85 85
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	0 NA 79 85 85 85
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	0 NA 79 85 85 85 86 88
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	O NA 79 85 85 85 85 86 88 88
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	O NA 79 85 85 85 86 86 88 89 89
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes. 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização 2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT 2.2.4. Procedimentos experimentais. 2.2.5. Processamento dos dados. 2.2.6. Análise estatística. 2.3. RESULTADOS 	O NA 79 85 85 85 86 86 88 89 90
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes. 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização 2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT 2.2.4. Procedimentos experimentais. 2.2.5. Processamento dos dados. 2.2.6. Análise estatística. 2.3. RESULTADOS 2.3.1. Experimento 1. 	O NA 79 85 85 85 86 88 88 89 90 91
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT	O NA 79 85 85 85 86 86 88 89 90 91 91
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes. 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização 2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT. 2.2.4. Procedimentos experimentais. 2.2.5. Processamento dos dados. 2.2.6. Análise estatística. 2.3. RESULTADOS. 2.3.1. Experimento 1. 2.3.2. Experimento 2. 2.4. DISCUSSÃO. 	O NA 79 85 85 85 86 88 88 89 90 91 91 96
GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes. 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização 2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT 2.2.4. Procedimentos experimentais. 2.2.5. Processamento dos dados. 2.2.6. Análise estatística 2.3. RESULTADOS 2.3.1. Experimento 1. 2.3.2. Experimento 2. 2.4. DISCUSSÃO. 3. CONCLUSÕES.	O NA 79 85 85 85 86 86 88 89 90 91 91 96 102
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT	O NA 79 79 85 85 85 86 88 88 89 90 91 91 96 102 103
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT	O NA 79 79 85 85 86 86 86 88 89 90 91 91 91 96 103 118
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT. 2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA 2.2. MATERIAIS E MÉTODOS 2.2.1. Participantes. 2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização 2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT. 2.2.4. Procedimentos experimentais. 2.2.5. Processamento dos dados. 2.6. Análise estatística. 2.3. RESULTADOS. 2.3.1. Experimento 1. 2.3.2. Experimento 2. 2.4. DISCUSSÃO. 3. CONCLUSÕES. 4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS. APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO. ANEXO A - APROVAÇÃO DO PROJETO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA 	O NA 79 79 85 85 86 86 88 89 90 91 91 91 91 102 103 118 COM
 GERAÇÃO DE INFORMAÇÃO SENSORIAL DURANTE O LT	O NA 79 79 85 85 86 86 88 89 90 91 91 91 91 91 103 118 COM AULO

Apresentação

O texto a seguir corresponde à tese de doutorado de Cristiano Rocha da Silva, realizado sob orientação do Prof. Dr. André Fabio Kohn e co-orientação do Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães 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. 2012/09321-1, na modalidade de bolsa de doutorado e na modalidade de auxílio à pesquisa, processo 2011-17193-0 (para André Fabio Kohn). O projeto inicial propôs a realização de vários protocolos experimentais norteados pelo fenômeno do *light touch* (LT). A investigação de tal fenômeno tem justificado diversos estudos nas últimas três décadas nos quais o toque provido durante o LT demonstrou-se capaz de diminuir as oscilações posturais em diversas situações e em diferentes grupos de sujeitos. Porém, a maneira pela qual a informação sensorial gerada durante o LT promove alterações nas dinâmicas de controle motor durante a postura ereta quieta não é completamente conhecida. Assim, o presente estudo procurou investigar, em seu primeiro capítulo, a influência da informação sensorial gerada durante o LT no comportamento de diversas articulações do corpo, bem como em mudanças no nível de ativação de músculos da perna, coxa, tronco e pescoço. Tal objetivo foi proposto diante da falta de conhecimento adequado na literatura sobre os mecanismos na via eferente associados à diminuição da oscilação postural. Para isso, métodos estatísticos e de processamento específicos foram empregados aos diferentes tipos de dados obtidos nos experimentos, a fim de tentar elucidar tais questionamentos.

O segundo capítulo da presente tese descreve protocolos experimentais desenvolvidos com o objetivo de investigar a contribuição de proprioceptores musculares na informação sensorial gerada durante o LT. Alguns estudos revelaram que a manipulação dos dedos e da mão pode ser utilizada para anular informações sensoriais proprioceptivas associadas ao terceiro dedo. Outros estudos reportam que, além do dedo, a manipulação de determinadas articulações do membro superior podem contribuir na avaliação de informações específicas da mão e/ou dedos, diminuindo o influxo de aferências sensoriais advindas de outras articulações que possam contribuir na diminuição da oscilação postural durante o LT. Diante disso, dois protocolos experimentais específicos foram desenvolvidos em laboratório para isolar tais contribuições sensoriais dos dedos, permitindo verificar de uma maneira mais precisa o papel de cada uma delas.

Capítulo 1. Análise multifatorial do controle postural humano sob o efeito de Light Touch

1.1. Introdução e Revisão da Literatura

A postura pode ser essencialmente entendida como a posição relativa de várias partes do corpo em relação umas às outras, em relação ao ambiente e um terceiro referencial que envolve o campo gravitacional. A orientação de uma parte do corpo pode ser descrita sob cada um desses referenciais, dependendo do contexto comportamental. Por exemplo, saber da posição da cabeça em relação ao ambiente é importante para estabilizar a visão, enquanto saber sua posição em relação ao resto do corpo é determinante para manter a postura ereta (Kandel *et al.*, 2013). Dessa forma, uma infinidade de posturas é adotada pelo ser humano durante atividades da vida diária, como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé (Duarte e Freitas, 2010).

O controle postural emerge da interação do indivíduo com o ambiente. Este processo envolve controlar a posição do corpo no espaço por propósitos duplos de orientação e estabilidade. A orientação postural é definida como a habilidade de manter uma relação apropriada entre os segmentos corporais e entre o corpo e o meio ambiente da tarefa. Para a maioria das tarefas funcionais, mantemos uma orientação vertical do corpo. No processo de estabelecimento da orientação vertical são usadas múltiplas referências sensoriais, incluindo a gravidade (sistema vestibular), a superfície de sustentação (sistema somatossensorial) e o relacionamento do corpo com os objetos no seu ambiente (sistema visual) (Shumway-Cook e Woollacott, 2010). Assim, a cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo (Duarte e Freitas, 2010). Essa habilidade denominada de equilíbrio é fruto de uma interação complexa dos sistemas sensorial, motor e nervoso (Duarte e Freitas, 2010; Shumway-Cook e Woollacott, 2010; Kandel et al., 2013). O sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para realização dos movimentos, enquanto que o sistema nervoso central (SNC) integra as informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos que geram forças, e, por conseguinte, torques para controlar a manutenção do equilíbrio (Duarte e Freitas, 2010).

Para a manutenção do equilíbrio postural, a regulação da postura em relação à gravidade possui grande importância, tendo o papel de controlar a posição do centro de massa (CM) em relação à base de sustentação (BS, área do corpo que está em contato com a superfície de apoio), buscando um estado em que todas as forças atuantes sobre o corpo estão em equilíbrio tal que o corpo mantém-se estável em uma determinada posição (Shumway-Cook e Woollacott, 2010; Kandel *et al.*, 2013). O CM, definido como o ponto que está no centro da massa corpórea total, determinada de uma média ponderada dos CMs de cada segmento corporal, possui uma projeção vertical frequentemente definida como linha de gravidade (LG). O sistema de controle postural tem o papel de controlar a posição da LG em relação à BS. Para garantir tal estabilidade, o SNC gera forças para controlar o movimento do CM, em que a medida mais comumente utilizada para mensurar a aplicação dessas forças (principalmente do tornozelo) é o centro de pressão (CP) (Zatsiorsky, 2002; Duarte e Freitas, 2010; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Uma maneira simples de se medir as oscilações posturais baseia-se na utilização de uma plataforma de força, que mede forças e momentos nos 3 eixos ortogonais. A partir dessas 6 variáveis o CP pode ser calculado, sendo caracterizado pelo ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte onde encontra-se o sujeito em teste. Com os pés separados em posição natural, a oscilação é maior no plano sagital ou direção ântero-posterior (AP), e, por esta razão, utiliza-se com maior frequência em estudos de oscilações posturais ortostáticas a projeção do CP nesta direção, obtendo-se o CPap. Várias formas de quantificação das características do sinal aleatório associado ao CP têm sido propostas (Prieto *et al.*, 1996; Masani *et al.*, 2003). O CP tem sido a ferramenta mais utilizada na análise de oscilações posturais devido à sua praticidade. Componentes espectrais do CP até cerca de 0,3-0,4 Hz representam bem o comportamento da projeção do CM do sujeito durante postura ereta quieta (Benda *et al.*, 1994; Caron *et al.*, 1997), enquanto componentes de frequência mais alta trazem contribuições de diversas origens como os efeitos de contrações musculares na perna e movimentos de segmentos corpóreos.

O CP se move continuamente em torno da LG para mantê-la dentro da BS. Alguns estudos acreditam que caracterizar a relação entre CM (ou LG) e CP fornece uma melhor compreensão da estabilidade do que o CP ou o CM sozinho (Winter, 1995; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). A distância entre CP e CM é proposta como um sinal de "erro" detectado e usado para impulsionar o sistema de controle postural durante o controle de equilíbrio. Portanto, pode-se utilizar a interação CP-CM como uma estimativa da eficácia do controle postural (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Sabe-se que ninguém permanece em alguma situação de postura absolutamente parado; ao invés disso, o corpo apresenta oscilações estocásticas de pequena amplitude, que são inerentes ao sistema de controle postural. As fontes da variabilidade são postuladas em diferentes estudos como associadas (1) à transdução das entradas sensoriais, (2) aos efeitos de computações cerebrais que transformam as informações sensoriais em comandos motores e (3) aos efeitos de variabilidades intrínsecas na medula espinhal e na discretização que há na geração de abalos pelas unidades motoras (Jones *et al.*, 2002; Manjarrez *et al.*, 2005; Kiemel *et al.*, 2006; Watanabe *et al.*, 2013). Portanto, o corpo nunca está numa condição de perfeito equilíbrio, o que possibilita dizer que o corpo humano está em constante desequilíbrio, numa busca incessante por equilíbrio (Duarte e Freitas, 2010).

Independentemente das fontes que levam à geração de oscilações posturais aleatórias, trabalhos pioneiros do grupo de Lackner (Holden et al., 1994; Jeka e Lackner, 1995b) mostraram que uma pista sensorial somestésica, obtida pressionando levemente a polpa de um dedo sobre uma superfície solidária ao solo (LT do inglês light touch), conduzia a uma maior estabilização do sujeito, diminuindo a amplitude das oscilações posturais. A combinação de estímulos cutâneos e cinestésicos provenientes de mecanoceptores presentes na pele, músculos e articulações dos dedos, mãos e braços, é conhecida como sentido háptico (Baccini et al., 2007). Esse feedback háptico ou tátil fornece informações sobre a oscilação postural tanto por meio das forças aplicadas à polpa do dedo pela superfície de contato quanto pelas informações proprioceptivas provenientes dos músculos da mão, antebraço e braço, sendo importante para reduzir a amplitude das oscilações posturais de seres humanos. Estudos comprovaram que um toque na ponta do dedo sobre uma superfície estável (LT, força menor que 1 Newton (N)) pode atenuar a oscilação postural em indivíduos saudáveis (Holden *et al.*, 1994; Jeka e Lackner, 1994; 1995b; Clapp e Wing, 1999; Lackner et al., 2001). Os estudos relatam um atraso entre o balanço do corpo e as forças de contato na ponta do dedo de aproximadamente 300 milissegundos (ms), sendo este valor muito menor em situações com forças maiores que 1 N (<100 ms), sugerindo que o LT funciona como um feedback, promovendo um ajuste na musculatura postural para estabilizar o equilíbrio (Jeka e Lackner, 1995a). Entretanto, a importância relativa dessas várias fontes de informações para prover realimentação para o ajuste da postura é algo ainda não abordado na literatura de forma apropriada, residindo neste aspecto o principal argumento para a realização do presente estudo, conforme será comentado mais abaixo.

Várias formas alternativas de LT já foram investigadas na literatura (Wing *et al.*, 2011), inclusive com pontos de contato sem uma fixação rígida com o solo (Krishnamoorthy

et al., 2002), mas em que havia a geração de forças tangenciais que davam pistas sobre uma referência fixa. Alguns trabalhos endereçaram o problema do efeito da posição do braço em que o LT é aplicado (Rabin *et al.*, 1999) enquanto outros tentaram diminuir os graus de liberdade do braço, por exemplo, imobilizando o braço, antebraço e mão, além de fixar a posição do dedo indicador que efetua o LT em relação à mão (Rabin *et al.*, 2008). Um dos problemas com a maioria dos trabalhos já realizados é a postura adotada pelos sujeitos, denominada de *Tandem*, em que um pé é posicionado atrás do outro, levando a oscilações posturais mais pronunciadas na direção médio-lateral (ML) (Jeka e Lackner, 1994; 1995a; b; Jeka *et al.*, 1996; Jeka, 1997; Lackner *et al.*, 1999; Rabin *et al.*, 1999; Lackner *et al.*, 2001; Rabin *et al.*, 2006; Baccini *et al.*, 2007; Rabin *et al.*, 2008; Bolton *et al.*, 2011; Johannsen *et al.*, 2014; Schieppati *et al.*, 2014). Como boa parte da musculatura para o controle postural na posição *Tandem* é diferente daquela na posição natural e como a biomecânica envolvida nos dois casos também é bem diferente, as estratégias de controle empregadas pelo SNC são provavelmente diferentes nas duas posturas. E, portanto, o efeito de LT e os mecanismos associados serão diferentes nos dois casos.

Outro ponto importante reside na falta na literatura de um conhecimento adequado sobre os mecanismos na via eferente associados à diminuição da oscilação postural, ou seja, em que partes do sistema neuromuscular ocorrem melhorias no controle motor que levam à menor amplitude da oscilação postural durante o LT. Assim, o presente estudo procura abordar tais questionamentos a fim de investigar as alterações que LT promove em diversos sinais obtidos durante a postura ereta quieta. Sobre esse aspecto, um estudo recente (Huang et al., 2009) verificou o efeito de LT na postura unipodal, mostrando que o reflexo H do músculo sóleo aumentou com LT em relação à condição sem LT, embora os autores não tenham investigado se a origem era por mudança na inibição pré-sináptica ou por efeitos póssinápticos. Outro estudo (Franzén et al., 2011) mediu o torque de resistência torsional (eixo de rotação coincidente com a vertical) entre as pernas e o quadril dos sujeitos, tendo-se concluído que durante LT há um aumento na rigidez do quadril. Entretanto, os autores na discussão mostram dificuldade na interpretação de seus resultados, em parte devido ao tipo de teste aplicado que é da rotação relativa entre o quadril e os pés em torno do eixo vertical. Jeka (1997) menciona uma diminuição da atividade de músculos peroneais durante LT em relação à postura (posição Tandem) sem LT, mas discutem que outros músculos que auxiliam no controle postural podem estar mais ativos durante LT, embora não tenham medido a atividade de outros músculos. Por outro lado, para a postura ereta natural, os músculos mais importantes da perna são o tríceps sural e o tibial anterior, sendo que as estratégias de controle

postural devem ser diferentes daquela em *Tandem*, espelhando a diferença substancial na biomecânica das duas posturas. Em outro trabalho (Johannsen *et al.*, 2007), os autores levantam a hipótese de que o LT poderia agir por meio da co-contração dos músculos da perna (principalmente flexores-plantar e de dorsiflexores) aumentando a rigidez da articulação do tornozelo, porém mencionam que não há dados na literatura que confirmem esta hipótese.

Outro aspecto importante na literatura sobre o LT está relacionado às abordagens metodológicas durante os experimentos. Na última década muitos estudos têm utilizado o LT como paradigma experimental (Rabin et al., 2006; Kouzaki e Masani, 2008; Magalhães e Kohn, 2011; Wing et al., 2011; Cunha et al., 2012; Franzén et al., 2012; Kanekar et al., 2013; Baldan et al., 2014), porém nem sempre as informações descritas sobre os procedimentos experimentais estão completas. Poucos estudos descrevem de maneira detalhada a posição do sujeito, sendo que a grande maioria dos artigos relata apenas a condição geral do sujeito durante as tarefas. Comumente o sujeito é orientado a assumir uma determinada posição de postura experimental, da maneira mais confortável e quieta possível. Em seguida, o dispositivo de contato para o dedo indicador é ajustado até que o sujeito relate uma altura e distância confortável para o braço (Holden et al., 1994; Jeka e Lackner, 1994; 1995b; Clapp e Wing, 1999; Lackner et al., 1999; Kouzaki e Masani, 2008; Bolton et al., 2011; Cunha et al., 2012), não havendo uma padronização de posição entre diferentes estudos utilizando o mesmo tipo de tarefa. Em alguns estudos (Dickstein et al., 2001; Dickstein et al., 2003) o aparato de contato foi posicionado do lado direito dos sujeitos (todos eram destros), imediatamente a frente do pé direito. Porém, esta posição provavelmente promove um contato involuntário do braço e/ou antebraço com o tronco do sujeito. É importante ressaltar que o ombro do sujeito deve estar levemente abduzido (13º a 15º) para evitar possível contato do braço e/ou antebraço contra o corpo (Holden et al., 1994; Clapp e Wing, 1999), aumentando desta forma o apoio mecânico e uma possível estimulação sensorial na tarefa. Tremblay et al. (2004) colocaram o dispositivo de contato à direita e a frente do sujeito, porém em uma posição na qual necessitava de uma flexão de braço de ~45° para posicionar corretamente o membro superior e apoiar a ponta do dedo indicador. A distância entre o centro da base de suporte do sujeito e local de fixação do dispositivo de contato (60 cm) também já foi utilizada como parâmetro de posicionamento durante tarefas com LT (Rabin et al., 2006).

Em experimentos que utilizam uma posição estendida do cotovelo durante o LT (em muitos estudos isso se deve a posição adotada para os pés - *Tandem*), pouco contato é realizado entre a polpa digita do indicador e o dispositivo de contato (Holden *et al.*, 1994; Jeka e Lackner, 1994; 1995b; Lackner *et al.*, 1999; Rabin *et al.*, 2006; Bolton *et al.*, 2011),

sendo necessária uma flexão de cotovelo para que o contato ocorra de uma forma satisfatória entre a região anterior da ponta do dedo indicador e a superfície de contato. Diante disso, muitos estudos (Krishnamoorthy *et al.*, 2002; Vuillerme e Nougier, 2003; Vuillerme *et al.*, 2006; Magalhães e Kohn, 2011; Wing *et al.*, 2011; Cunha *et al.*, 2012; Kanekar *et al.*, 2013) adotaram a posição do braço na linha do corpo enquanto o antebraço foi posicionado horizontalmente (90° de flexão de cotovelo) com o objetivo de otimizar o contato entre o dedo e a superfície de contato.

Outro aspecto importante durante os experimentos com LT é a definição da posição durante a tarefa controle (sem LT). Muitos estudos (Clapp e Wing, 1999; Dickstein *et al.*, 2001; Vuillerme e Nougier, 2003; Rabin *et al.*, 2006; Kouzaki e Masani, 2008; Kanekar *et al.*, 2013) descrevem que a posição controle deve ser igual à posição experimental de toque (com LT), porém o dedo indicador deve ficar acima do dispositivo de contato, não existindo qualquer tipo de contato ou apoio com carga. Dickstein *et al.* (2003) descreve a mesma posição, porém define uma distância de 10 cm entre o dedo e superfície de contato. Em outro estudo com rotação da superfície de apoio dos sujeitos (Franzén *et al.*, 2012), a posição controle adotada foi a de braços cruzados sobre o peito. Em outros trabalhos os sujeitos deixavam os braços soltos à lateral do corpo durante a posição sem LT (Jeka e Lackner, 1995b; Lackner *et al.*, 1999; Baccini *et al.*, 2007; Cunha *et al.*, 2012).

Observa-se também que, além da importância da posição do sujeito nas diferentes condições, a atenção durante tarefa de postura, principalmente em trabalhos com LT, demonstra ser um fator importante para o controle do equilíbrio (Vuillerme *et al.*, 2006; Vuillerme e Nafati, 2007). Diante disso, em alguns trabalhos pede-se para que o sujeito fixe sua visão em algum ponto ou objeto durante os experimentos. Estes estudos utilizam marcas posicionadas na frente do sujeito (na altura dos olhos) para as condições de postura com os olhos abertos. Holden *et al.* (1994) fixaram um alvo (disco de 5 cm de diâmetro) em uma parede preta a 133 cm de distância do sujeito. Alguns estudos (Jeka e Lackner, 1995b; Baccini *et al.*, 2007) apenas solicitavam para os voluntários olharem para uma parede à frente durante as tarefas, enquanto que outros (Clapp e Wing, 1999; Lackner *et al.*, 1999; Tremblay *et al.*, 2004) fixaram um alvo a 2 m de distância do sujeito. Cunha *et al.* (2012) instruíram os sujeitos a olharem para um alvo (circulo preto de 2,5 cm de diâmetro) exibido em um monitor colocado 1 m a frente da altura dos olhos.

Todos esses aspectos experimentais apresentados acima serviram de guia para que abordagens metodológicas fossem definidas de forma apropriada para o presente estudo. Além desses aspectos, não há trabalhos na literatura levantada que tenham explorado durante os protocolos experimentais a atividade conjunta de músculos da perna, músculos da coxa, músculos axiais como abdominais e paravertebrais, além de músculos que controlam a posição da cabeça, na tarefa de postura ortostática com LT. Uma comparação das atividades desses músculos durante postura ereta quieta, com LT, poderá prover importantes informações sobre como é controlada a postura ereta no ser humano quando há uma pista sensorial háptica.

Nos últimos anos muitos estudos sobre postura (Tanabe *et al.*, 2012; Obata *et al.*, 2014; Boonstra *et al.*, 2015; Danna-Dos-Santos *et al.*, 2015) têm empregado a análise de coerência espectral (Bendat e Piersol; Ropella e Imas, 2006) para verificar o grau de associação no domínio da frequência entre diversos pares de sinais obtidos durante a postura ereta quieta. Por meio dessa análise é possível inferir sobre padrões presentes no controle postural, observando as modulações e componentes de fase entre os diferentes sinais obtidos em condições experimentais nas quais são manipuladas as entradas de informações sensoriais, como será abordado no presente estudo. Dessa forma, sob um ponto de vista geral, e, com base na fundamentação apresentada anteriormente, o objetivo deste capítulo residiu em aumentar o conhecimento sobre o fenômeno da diminuição da oscilação postural durante o LT por meio da análise de coerência espectral. O protocolo associado a este primeiro capítulo procurou investigar a contribuição das diversas origens dos ajustes de controle postural durante o LT por meio da análise de sinais de eletromiograma (EMG), cinemática e cinética obtidos durante os testes experimentais.

1.2. Materiais e Métodos

1.2.1. Participantes

Foram avaliados 16 sujeitos destros (11 do sexo masculino e 5 do sexo feminino) com idade média de $24,9 \pm 3,8$ anos, massa média de $64,3 \pm 11,5$ quilos e altura média de $1,69 \pm 8,4$ metros, sem antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares que pudesse afetar sua habilidade de se manter na postura ereta quieta. Os sujeitos foram previamente informados sobre o protocolo experimental, assinando posteriormente um termo de consentimento livre e esclarecido para participar do experimento (Apêndice A). É importante salientar que todo o protocolo experimental foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo (Anexo B).

1.2.2. Bloco de espuma

Sabe-se que os pequenos movimentos contínuos e corretivos, exercidos durante a postura ereta quieta, conhecido como oscilação postural, são iniciados por meio de mecanismos de feedback e feedforward coordenados pelos sistemas sensoriais e motores. Para aumentar o desafio postural muitos trabalhos têm utilizado métodos que adicionem algum grau de dificuldade para a manutenção do equilíbrio, tais como a postura ereta sobre blocos de espuma (Qiu et al., 2012; Stanek et al., 2013; Chaikeeree et al., 2015). Quando o sujeito é posicionado sobre uma superfície de espuma, o ângulo na articulação do tornozelo irá variar de forma bastante errática deixando de sinalizar corretamente a posição relativa da perna em relação ao solo, além de haver uma diminuição da capacidade de detectar a maneira como a pressão dos pés está sendo distribuída, culminando em uma diminuição da orientação do corpo no espaço (Chiang e Wu, 1997; Patel et al., 2008; Hatton et al., 2009; Qiu et al., 2012; Lotte et al., 2013; Stanek et al., 2013). Para aumentar a dificuldade das tarefas impostas durante a postura ereta quieta nos experimentos da presente tese foi utilizado um bloco de espuma (BE) (AIREX balance pad; 49,5 cm de comprimento, 40,5 cm de largura e 6,5 cm de altura; volume = 0.013 m^3 e densidade de 58,38 kg/m³) (Allum et al., 2001; Patel et al., 2008; Hatton et al., 2009; Lotte et al., 2013) posicionado sobre a plataforma de força.

1.2.3. Posicionamento dos eletrodos para EMG

Sinais EMG foram captados bilateralmente por meio de eletrodos de superfície colocados em regiões recomendadas pela SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*) (Hermens *et al.*, 2000) nos músculos tibial anterior (TA), sóleo (SO), gastrocnêmio lateral (GL), gastrocnêmio medial (GM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) e reto femoral (RF). Para os demais músculos o posicionamento dos eletrodos foi

baseado em protocolos comumente adotados na literatura. Assim, no músculo reto do abdômen (RA) os eletrodos foram posicionados 3 cm lateralmente ao umbigo (Horak e Nashner, 1986; Runge *et al.*, 1999; McCook *et al.*, 2009), no músculo eretor da espinha (EE) foram posicionados 3 cm lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar (Hodges *et al.*, 2002; McCook *et al.*, 2009), no músculo (extensor) semiespinhal da cabeça (EC) foram posicionados na intersecção entre a linha marcando o ventre do músculo e a linha marcando o nível da segunda vértebra cervical (Joines *et al.*, 2006) e no músculo (flexor) esternocleidomastóideo (FC) utilizou-se a posição proposta por Falla *et al.* (2002), com os eletrodos situados a 1/3 da distância entre o manúbrio e o processo mastoide. Ao longo do texto os músculos do lado direito do corpo serão referenciados pela letra D junto ao nome do músculo; e os músculos do lado esquerdo serão referenciados pela letra E junto ao nome do músculo.

A captação dos sinais EMG foi realizada por meio de três módulos de amplificador D360-8 (Digitimer Ltd., Welwyn Garden, Hertfordshire, UK) interagindo com uma interface de aquisição de dados da *Cambridge Electronic Design* (CED, Power1401 interface, Cambridge, UK). O ganho utilizado na aquisição dos sinais EMG variou para cada músculo e para cada sujeito. A relação destes ganhos foi normalizada posteriormente, a fim de possibilitar as comparações entre sujeitos. Foram utilizados 22 pares de eletrodos de superfície de Ag/AgCl, separados entre si por 20 milímetros (mm) (centro a centro) e afixados com gel condutor sobre cada músculo avaliado. Utilizou-se um filtro com frequências de corte de 20 Hz a 500 Hz e para conversão A/D uma frequência de amostragem de 2000 Hz. Um eletrodo terra foi posicionado sobre a tíbia, anteriormente, na região do platô tibial.

1.2.4. Posicionamento dos marcadores de cinemática

Para analisar os movimentos realizados pelo sujeito durante os testes, foi utilizado um sistema de aquisição de imagens (Optotrak, Certus3020, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, CAN). Os dados foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os emissores de infravermelho foram posicionados nos seguintes pontos do lado direito do corpo dos sujeitos (Figura 1A): 1) quinto metatarso; 2) maléolo lateral; 3) epicôndilo lateral do fêmur; 4) trocanter maior do fêmur; 5) acrômio; e 6) têmpora. Tal disposição dos emissores possibilitou a formação dos seguintes ângulos segmentares (Figura 1B): 1) $\theta_{Tornozelo}$ (ângulo

do tornozelo formado pelos marcadores 1, 2 e 3) (Hodges *et al.*, 2002; Gunther *et al.*, 2009; Gunther *et al.*, 2011); 2) θ_{Joelho} (ângulo do joelho formado pelos marcadores 2, 3 e 4) (Hodges *et al.*, 2002; Gunther *et al.*, 2009; Gunther *et al.*, 2011); 3) θ_{Quadril} (ângulo do quadril formado pelos marcadores 3, 4 e 5) (Gunther *et al.*, 2009; Gunther *et al.*, 2009; Gunther *et al.*, 2011); e 4) $\theta_{\text{Pescoço}}$ (ângulo do pescoço formado pelos marcadores 5 e 6 com a linha horizontal). Todos os ângulos entre segmentos nesta tese são mensurados em graus.

Baseado no estudo de Bortolami *et al.* (2003) e Sasagawa *et al.* (2009), outra abordagem adotada no presente estudo procurou verificar o comportamento de cada articulação (marcadores no epicôndilo lateral do fêmur, trocanter maior do fêmur e acrômio) em relação à linha vertical (Figura 1C), denominados de ângulos corporais. Além dos ângulos segmentares e dos ângulos corporais, estudou-se também, baseado em outro trabalho recente (Saffer *et al.*, 2008), o comportamento do corpo humano ao dividi-lo em dois segmentos; um segmento inferior (SI) e um segmento superior (SS). Alguns estudos (Zhang, Yuanfen *et al.*, 2007; Creath *et al.*, 2008) apontam padrões diferentes de coordenação entre o SI, representado pela movimentação do membro inferior, e o SS, representado pela movimentação do tronco, durante a postura ereta quieta. Diante disso, o SI foi construído através de uma linha conectando o maléolo lateral e o trocanter maior, e o SS de uma linha conectando o trocanter maior e o ombro (acrômio). Com os segmentos definidos, foi possível obter o "ângulo SI" (calculado como o ângulo formado entre o SI e a linha vertical que passa no maléolo lateral) e o "ângulo SS" (calculado como o ângulo formado entre o SS e a linha vertical que passa no trocanter maior) (Figura 1D).



Figura 1. A) Posicionamento dos marcadores de posição. B) Diagrama dos 4 ângulos segmentares no plano sagital: 1) $\theta_{Tornozelo}$; 2) θ_{Joelho} ; 3) $\theta_{Quadril}$; e 4) $\theta_{Pescoço}$. C) Diagrama dos 3 ângulos corporais no plano sagital em relação à linha vertical: 1) θ_{V1} representando o ângulo entre o epicôndilo lateral do fêmur e a vertical; 2) θ_{V2} representando o ângulo entre o trocanter maior do fêmur e a vertical; e 3) θ_{V3} representando o ângulo entre o acrômio e a vertical. D) Definição do SI e SS e seus respectivos ângulos em relação a vertical, onde: θ_{SI} representa o ângulo entre o SI e a vertical que passa pelo maléolo lateral; e θ_{SS} representa o ângulo entre o SS e a vertical que passa pelo trocanter. *Nota-se, pela metodologia aplicada, que o ângulo θ_{V2} e o ângulo θ_{SI} são iguais. Assim, ao longo do texto será utilizada a abreviação V2/SI para definir tal ângulo.

1.2.6. Mini-plataforma de força

Uma mini-plataforma de força (MPF, modelo HE6X6-1, AMTI, Watertown, Massachusetts, EUA) foi utilizada com o objetivo de prover realimentação para o experimentador verificar se o sujeito está exercendo um apoio mecânico além do estipulado (1 N). As forças aplicadas pela polpa do dedo durante os experimentos são apresentadas na Figura 2. A MPF foi fixada em uma caixa de alumínio confeccionada especialmente para ela, sendo esta posicionada sobre um tripé de câmera filmadora com altura ajustável. Esta configuração permitiu ajustar de maneira precisa a posição da MPF para os sujeitos durante os experimentos, sendo possível acertar também a sua posição entre as condições com e sem BE (6,5 cm de altura), não existindo alterações nas posições dos sujeitos entre as diferentes condições experimentais. A fim de controlar a força de apoio sobre a superfície de contato exercida pelo sujeito durante os experimentos, utilizou-se o programa *AMTI's NetForce* (AMTI, Watertown, Massachusetts, EUA) para verificar as tentativas em que a força do sujeito ultrapassasse o valor de 1 N. Se, em algum momento, a forca de apoio em questão ultrapassasse o valor limite, a tentativa experimental era descartada e repetida. Os sinais foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz.



Figura 2. Imagem do monitoramento dos sinais da MPF (frequência de amostragem de 100 Hz) durante um experimento. A) Representação de todas as forças e todos os momentos (Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz). B) Em destaque a força no eixo vertical (Fz, linha verde), não ultrapassando a carga de 1 N.

1.2.7. Sincronização

Um programa desenvolvido em ambiente LabView (National Instruments, Austin, Texas, EUA) foi utilizado para enviar um pulso a todos os sistemas e programas utilizados, a fim de sincronizar o início da aquisição dos sinais da plataforma de força, cinemetria, EMG e MPF. Os sinais de cinemática, plataforma de força e MPF foram armazenados por meio do programa *NDI First Principles motion capture* (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, CAN) e os sinais de EMG pelo programa Spike2 da CED. Primeiramente foram posicionados os eletrodos de EMG nos sujeitos, sendo realizada em seguida uma contração voluntária isométrica máxima (CVM) para cada músculo em avaliação. A CVM consistiu de uma contração sustentada de aproximadamente 5 segundos, na qual se obteve o maior valor de RMS em uma janela de meio segundo (1000 amostras), utilizado posteriormente para normalizar os sinais EMG obtidos durante os testes. Posteriormente, foram posicionados os marcadores de movimento (emissores de infravermelho).

Em seguida, os sujeitos permaneceram em posição ortostática (mais quieta possível) sobre a plataforma de força, selecionando uma posição confortável (com os pés afastados a uma distância aproximadamente igual a de um ombro ao outro). Esta posição foi adotada com base em muitos estudos que preferem verificar os efeitos do LT na postura ereta quieta em posição natural (Clapp e Wing, 1999; Krishnamoorthy *et al.*, 2002; Tremblay *et al.*, 2004; Kouzaki e Masani, 2008; Magalhães e Kohn, 2011; Cunha *et al.*, 2012). Em seguida, com os sujeitos descalços, a posição dos pés na plataforma de força foi 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.

Os experimentos incluíram duas condições de visão (com visão (CV) e sem visão (SV)), duas condições de toque (LT, no qual o sujeito permaneceu quieto sobre a plataforma de força com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato rígida, i.e., a MPF; e NT (do inglês *no touch*), no qual o sujeito permaneceu quieto sobre a plataforma de forca, com os braços na mesma posição do teste com LT, porém com o indicador direito posicionado acima da MPF, portanto não exercendo toque na superfície de contato) e dois tipos de superfícies (superfície rígida ou estável, na qual os sujeitos ficaram em posição ortostática sobre a plataforma de força; e superfície instável, na qual os sujeitos ficaram em posição ortostática sobre o BE colocado sobre a plataforma de força). Dessa forma, as oito condições experimentais testadas foram: C1) NT e CV; C2) LT e CV; C3) NT, CV e posicionado sobre o BE; C4) LT, CV e posicionado sobre o BE; C5) NT e SV; C6) LT e SV; e C7) NT, SV e posicionado sobre o BE e C8) LT, SV e posicionado sobre o BE (Figura 3).



Figura 3. A) Esquema do arranjo experimental utilizado no experimento, mostrando o sujeito posicionado sobre a plataforma de força e sobre o BE (em azul), com o dedo indicador direito posicionado acima da superfície da MPF, não exercendo toque sobre a mesma. As condições experimentais testadas foram: B) com visão e sem visão; C) NT e LT; e D) sem BE e com BE.

A MPF foi utilizada durante o experimento para avaliar a força de apoio exercida pelo sujeito, não podendo ultrapassar a carga de 1 N na condição LT. A fixação da visão do sujeito durante a tarefa com olho aberto é essencial para garantir, além da atenção na tarefa, que não haja influências de movimentos indesejáveis do tronco e da cabeça durante a postura. Diante disso, foi fixado no laboratório um alvo (disco de 5 cm de diâmetro na cor preta) sobre uma parede branca a 3 m do sujeito e posicionado na altura dos olhos. O voluntário realizou 4 repetições com duração de 90 segundos para cada condição experimental, as quais eram apresentadas de forma aleatória. Para evitar qualquer efeito resultante de fadiga muscular, o sujeito teve um período de descanso de aproximadamente dois minutos entre cada repetição, em que permaneceu confortavelmente sentado em uma poltrona. Cada sessão experimental teve duração aproximada de 3,5 horas.
1.2.9. Processamento dos dados cinéticos e cinemáticos

Todos os sinais adquiridos durante os experimentos foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab (MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA).

Inicialmente foi realizada a calibração e conversão dos sinais adquiridos pela plataforma de força e pela MPF em unidades de força (N) e momento (N*metro). Feito isso, os sinais foram filtrados a uma frequência de corte de 10 Hz (filtro digital passa baixa tipo *Butterworth* de 4^a ordem). O cálculo do CP, utilizando-se os sinais obtidos da plataforma de força nas duas direções (i.e., AP e ML), foi realizado do seguinte modo:

$$CP_{ap} = \frac{(-h * Fx - My)}{Fz} \tag{1}$$

$$CP_{ml} = \frac{(-h * Fy + Mx)}{Fz}$$
(2)

onde h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força; Fx, Fy, Mx e My são, respectivamente, as forças (em N) e os momentos (em N*metros) nas direções AP e ML; e Fz a força na direção vertical. Para corrigir a altura da base de apoio sobre a plataforma de força em condições com o BE, foi utilizado o posicionamento do marcador do tornozelo. Calculou-se a diferença da posição deste marcador no eixo Y entre as condições sem BE e com BE, sendo ajustado para cada instante o valor de h utilizado no cálculo do CP.

Os dados provenientes dos marcadores de posição (emissores de infravermelho) foram processados de maneira a obter os ângulos de interesse. Após o cálculo de todos os ângulos, tais sinais foram filtrados digitalmente por um filtro passa-baixa, tipo *Butterworth* de 4^a ordem com frequência de corte de 10 Hz e o RMS calculado. Devido a problemas de captação apresentados pelo marcador número 6 (Figura 1) em dois experimentos, o ângulo do pescoço foi calculado apenas para 14 sujeitos.

As trajetórias dos deslocamentos do tornozelo, joelho, quadril e ombro foram usados para estimar o posicionamento do CM na direção AP e ML (CMap e CMml, respectivamente), baseado em modelo de três segmentos representando: 1) cabeça, braço e tronco; 2) coxa e 3)

perna e pé (Winter, 2009). A posição do CM para cada segmento foi determinado de acordo com as medidas antropométricas apresentadas por Winter (2009) e o CM total foi computado como a soma das massas de cada segmento. Em seguida, os sinais foram filtrados a uma frequência de corte de 10 Hz por meio de um filtro digital passa baixa tipo *Butterworth* de 4^a ordem.

Assim, para os 90 s de sinais a serem analisados, o "*offset*" dos dados do CP e CM foram removidos usando-se a função "*detrend*" do MatLab. Finalmente as variáveis de interesse foram obtidas, sendo elas: 1) a área do estatocinesiograma (Área), calculada a partir da obtenção de uma elipse englobando 95% dos dados do CP e CM; 2) o RMS (*Root Mean Square*), equivalente ao desvio padrão do deslocamento do CP e CM, também calculado tanto para a direção AP (RMSap) quanto ML (RMSml); e 3) a velocidade média, calculada dividindo-se deslocamento total do CP e CM (em mm) pelo tempo total (em s), tanto na direção AP (VMap) quanto ML (VMml).

As densidades espectrais de potência (DEP) dos sinais do CP e CM foram calculadas para cada repetição experimental de cada um dos 16 sujeitos. Para tanto, o espectro foi estimado usando o método de *Welch* com 2000 amostras por periodograma e 1000 amostras de sobreposição, resultando em uma resolução espectral de 0,05 Hz. A área abaixo da DEP foi então calculada para cada repetição experimental nas seguintes faixas de frequência: 'baixa frequência' (BFr, de 0,05 a 0,25 Hz), 'média frequência' (MFr, de 0,3 a 0,7 Hz) e 'alta frequência' (AFr, de 0,75 a 2,0 Hz). Esta gama de frequência foi adotada, pois 90% de toda potência do sinal do CP encontra-se abaixo de 2 Hz (Mezzarane e Kohn, 2007; 2008). Tais faixas de frequência foram calculadas para o CP e CM tanto na direção AP (BFap, MFap e AFap, respectivamente) quanto ML (BFml, MFml e AFml, respectivamente).

1.2.10. Processamento dos sinais de EMG

Em uma análise inicial dos dados de EMG verificou-se que os sinais coletados apresentavam dois tipos de ruídos: 1) ruído proveniente da rede elétrica (60 Hz e harmônicas) e 2) ruído proveniente dos marcadores de posição (Optotrak - 100 Hz e harmônicas). Na tentativa de minimizar o ruído da rede elétrica nos sinais de EMG coletou-se por meio de um canal independente do CED o sinal da rede elétrica do laboratório. Posteriormente, esse sinal foi utilizado em um algoritmo, denominado de *HumRemove*, para a remoção desse ruído. Esse

algoritmo foi baseado em um *script* original fornecido pela CED para o programa Spike2. O algoritmo realiza a minimização do ruído interferente da seguinte forma: 1) Utilizando o sinal de referência (rede elétrica) divide-se o sinal de EMG em janelas com a duração do período do sinal de referência. Ou seja, toda vez que o sinal referência completa um período (em média 16,7 ms para 60 Hz), uma nova janela do sinal de EMG é criada; 2) Todas as janelas criadas no passo anterior são somadas e divididas pelo número de janelas. Dessa forma, cria-se uma janela de aproximadamente 16,7 ms que representa o ruído médio presente no sinal de EMG; 3) A janela criada no passo 2 é subtraída de todas as janelas criadas no passo 1; 4) Assim, as janelas obtidas no passo 3, quando unidas, representam o sinal final filtrado.

Como as harmônicas de 60Hz também são periódicas nessa frequência, esse algoritmo ao tratar o ruído em 60Hz também soluciona a interferência gerada nas frequências harmônicas.

Para utilizar esse mesmo algoritmo (*HumRemove*) no tratamento do ruído gerado pelos marcadores de posição (100 Hz) foi necessário criar um sinal de referência por meio da filtragem do sinal de EMG, utilizando um filtro passa-faixa FIR "*equiripple*" com os seguintes parâmetros: Fstop1 = 90 Hz; Fpass1 = 95 Hz; Fpass2 = 105Hz; Fstop2=110Hz; Astop = -60dB; Apass = 0dB. Com esse sinal de referência, aplicou-se novamente os passos de 1 a 4 descritos anteriormente para a remoção do ruído proveniente dos marcadores no sinal de EMG.

Tal método se demonstrou eficaz para diminuir a interferência presente no sinal EMG (Figura 4). Para avaliar o nível de ativação muscular o "*offset*" dos sinais foi removido usandose a função "*detrend*" do MatLab e, posteriormente, aplicou-se um filtro passa-banda tipo *Butterworth* de 4ª ordem e frequência de corte entre 20 e 500 Hz, calculando-se os valores de RMS (normalizados pelo RMS máximo obtido durante as CVMs). O desenvolvimento das rotinas referentes aos métodos para minimização dos ruídos foi realizado pelo especialista de laboratório Felipe Fava de Lima, que contribuiu de maneira importante nesta pesquisa, tanto assistindo no desenvolvimento dessa rotina quanto no auxílio da realização de experimentos.



Figura 4. Exemplo de um sinal EMG ruidoso obtido em um dos experimentos. 1A) Sinal, no tempo, do EMG do músculo RA_D sem processamento. 2A) Transformada Rápida de Fourier do sinal de EMG do músculo RA_D sem processamento. 1B) Sinal, no tempo, do EMG do músculo RA_D após processamento utilizando o algoritmo *HumRemove*. 2B) Transformada Rápida de Fourier do sinal de EMG do músculo RA_D após processamento utilizando o algoritmo *HumRemove*.

1.2.11. Análise da função de coerência

A análise de coerência espectral permite identificar oscilações comuns entre dois sinais em uma ampla gama de frequências. De maneira resumida, a função de coerência entre dois sinais, x(t) e y(t), é aplicada inicialmente em sua versão complexa em que o numerador contém a densidade espectral cruzada entre os dois sinais e o denominador provê uma normalização em função (da raiz da quadrada) das densidades espectrais de potência de cada um dos sinais. Esta forma tem, por vezes, se mostrado mais útil por manter a informação de fase, como exemplificado em certos trabalhos sobre controle postural (Creath *et al.*, 2005; Zhang, Y. *et al.*, 2007). A função de coerência quadrática (Ropella e Imas, 2006), muito utilizada em processamento de sinais biológicos, é igual ao módulo ao quadrado da função $Cxy(j\omega)$, e é capaz de responder a perguntas mais simples como a existência e o grau de acoplamento entre os diferentes sinais obtidos durante um protocolo experimental avaliando o controle postural, como abordado no presente estudo. Para isso, o autoespectro $(f_{xx} e f_{yy})$ e o espectro cruzado (f_{xy}) de dois sinais, x(t) e y(t), foram estimados calculando a média da Transformada Discreta de Fourier em *n* segmentos pré-determinados dos sinais. A função de coerência quadrática $(|R_{xy}(\lambda)|^2)$ foi estimada utilizando a seguinte equação (Farmer *et al.*, 2007; Saffer *et al.*, 2008; Poston *et al.*, 2010; Lee *et al.*, 2014; Obata *et al.*, 2014; Danna-Dos-Santos *et al.*, 2015; De Marchis *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2015):

$$\left|R_{xy}(\lambda)\right|^{2} = \frac{\left|f_{xy}(\lambda)\right|^{2}}{f_{xx}(\lambda)f_{yy}(\lambda)}$$
(3)

onde λ representa a frequência. Apesar do uso da coerência quadrática, obtivemos também a fase (em rad) da função de coerência complexa por meio da fase do espectro cruzado entre os dois sinais (Obata *et al.*, 2014). Para facilitar a análise, os valores de fase foram divididos por π e com isto, valores pares de fase (e.g., -2, 0, 2) indicam que os sinais estão em fase e valores ímpares de fase (e.g., -3, -1, 1, 3) indicam que os sinais estão em oposição de fase (defasados de 180°).

Para observar o comportamento dos sinais no grupo de sujeitos avaliados, foi necessário estimar uma função de coerência conjunta visando determinar uma estrutura que possa caracterizar cada condição experimental. A função de coerência quadrática conjunta $(|\hat{R}_{xy}(\lambda)|^2)$ foi estimada utilizando a seguinte equação (Farmer *et al.*, 2007; Obata *et al.*, 2014):

$$\left|\hat{R}_{xy}\right|^{2} = \left|\frac{\sum_{i=1}^{k} L_{i} R_{xy}^{i}(\lambda)}{\sum_{i=1}^{k} L_{i}}\right|^{2}$$
(4)

em que R_{xy}^i é a i-ésima coerência individual, L_i é o número de segmentos utilizados para estimá-la, e k é o número total de funções de coerência individuais (i.e., 64 coerências

estimadas para cada par dos sinais de interesse (16 sujeitos x 4 repetições para cada condição)).

O limite de confiança (LC) estabelecido para a análise da coerência quadrática (95%) levou em consideração o número de segmentos disjuntos utilizados na análise e foi determinando pela seguinte fórmula (Brockwell e Davis, 2009):

$$LC = \frac{F_{2,2(L-1)}(1-\alpha)}{L-1+F_{2,2(L-1)}(1-\alpha)}$$
(5)

onde *L* é o número de segmentos usados no método de Welch, $\alpha = 0,05$ e $F_{n,n}$ representa a distribuição *F* com os graus de liberdade n_1 e n_2 . Para realizar análises estatísticas comparativas entre os sujeitos e as diferentes condições experimentais, aplicou-se a transformação 'z' nas estimativas de coerência quadrática com o intuito de normalizar os resultados obtidos, conforme a relação fornecida a seguir (Poston *et al.*, 2010; Lee *et al.*, 2014; Danna-Dos-Santos *et al.*, 2015):

$$Z_{(\lambda)} = \frac{1}{2} \log \frac{1 + |R_{xy}(\lambda)|^2}{1 - |R_{xy}(\lambda)|^2}$$
(6)

Com essa transformação, os valores de coerência passaram a ser normalmente distribuídos e com o desvio-padrão de aproximadamente 1. Tal transformação também foi aplicada ao LC (Danna-Dos-Santos *et al.*, 2014). Em seguida, calculou-se a integral da coerência 'z-transformada' (quando significante), sendo comparada entre as condições experimentais (Danna-Dos Santos *et al.*, 2010; Poston *et al.*, 2010; Lee *et al.*, 2014; Obata *et al.*, 2014; Danna-Dos-Santos *et al.*, 2010; Dessa forma, a função de coerência foi aplicada aos sinais da MPF (Fx e Fy), CP, CM e EMGs. Os sinais de EMG, após serem retificados e a envoltória linear calculada (por meio de um filtro digital passa baixa tipo *Butterworth* de 4^a ordem de 10 Hz, utilizando a função *filtfilt*), foram decimados a 100 Hz antes do cálculo do espectro de coerência. Para a análise, os sinais foram divididos em segmentos independentes (sem sobreposição) de 9 segundos de duração, resultando em uma resolução espectral de 0,11 Hz.

Todas as análises descritivas foram realizadas por meio do programa estatístico SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences software program for Windows*, versão 18.0, Inc., Chicago, IL, EUA), com nível de significância de 95% (p < 0,05). Primeiramente, a normalidade dos dados foi testada e confirmada através do teste de *Shapiro-Wilk*. As variáveis obtidas do CP e CM, a área abaixo da DEP do CPap, CPml, CMap e CMml, os valores RMS dos ângulos e os valores RMS dos sinais de EMG foram analisados por meio do teste t de *Student* para dados pareados (bi-caudal), a fim de comparar as diferenças entre as condições NT e LT. Os dados reportados dessa análise são os valores de t (com os graus de liberdade), os valores de significância do p e o tamanho de efeito (TE). O TE ou "força de associação" foi calculado utilizando o índice Eta quadrado (*Eta Squared*), sendo interpretado como um efeito pequeno para 0,00 \leq TE < 0,06, médio para 0,06 \leq TE < 0,14 e grande para TE \geq 0,14 (Cohen, 1988; Field, 2013).

As forças aplicadas pela ponta do dedo nas condições com LT e os valores de áreas de coerência obtidas dos sinais da MPF (Fx e Fy) com os sinais de ângulos, CP, CM e EMGs foram analisadas por meio de uma análise de variância (ANOVA) de 2 fatores (superfície: com BE vs sem BE; e visão: CV vs SV) com medidas repetidas e pós-teste de *Bonferroni*. Os dados reportados das análises são os valores de F, valores de p e o TE. As demais análises com os valores de áreas de coerência foram realizadas por meio do teste t de *Student* para dados pareados (bi-caudal), a fim de comparar as diferenças entre as condições NT e LT, sendo apresentados apenas os valores de p. Todas as variáveis são apresentadas em valores de média (M) e erro padrão da média (EPM).

1.3. Resultados

O primeiro passo nas análises dos dados foi verificar o efeito do LT sobre as variáveis extraídas do CP, CM, cinemática e EMG. Observada a manutenção da força abaixo de 1 N durante o LT (critério para eliminar contribuição de apoio mecânico ao controle postural), e, uma vez confirmado o efeito do LT na diminuição da amplitude das oscilações posturais, conforme resultados apresentados nos itens 1.3.1, 1.3.2 e 1.3.3 deste capítulo, foi aplicada a

análise da função de coerência aos sinais de interesse. Durante as condições experimentais com LT (C2, C4, C6 e C8) as forças verticais aplicadas pelo dedo ficaram abaixo de 1 N (Figura 5). Nenhuma diferença estatisticamente significante foi encontrada para as forças (Fx, Fy e Fz) quando comparadas as diferentes condições experimentais.



Figura 5. Valores das forças (M \pm EPM) aplicadas pela ponta do dedo nos três eixos (Fx, Fy e Fz) durante as condições experimentais com toque, sendo elas: C2) LT e CV; C4) LT, CV e posicionado sobre o BE; C6) LT e SV; C8) LT, SV e posicionado sobre o BE.

1.3.1. Variáveis do CP e CM

Como esperado, quando os sujeitos tocaram a superfície estacionária com a ponta do dedo indicador foi observada uma redução substancial nas oscilações posturais comparadas à condição sem toque. Na figura 6 é possível observar a diminuição das oscilações posturais na condição LT por meio da análise do estabilograma obtido com os dados do CP e CM de um sujeito representativo. Na análise das variáveis obtidas do CP e CM observou-se que o uso do LT promoveu uma diminuição nos valores de RMSap, RMSml, VMap, VMml e Área em todas as condições experimentais (Figuras 7 e 8). Além disso, foi possível notar que a DEP dos sinais do CPap (Figura 9), CPml (Figura 10), CMap e CMml apresentaram uma redução substancial na condição LT quando comparada com a condição NT para todas as faixas de frequência (i.e, BFap e BFml, MFap e MFml, AFap e AFml) e para todas as condições experimentais. Todos os resultados estatísticos podem ser obervados na Tabela 1.



Figura 6. Dado representativo de um sujeito mostrando o estabilograma do CP (linha preta) e do CM (linha verde) nas direções AP e ML nos dois tipos de superfície: A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE.



Figura 7. Valores de RMS, velocidade e área do CP (M \pm EPM) nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 8. Valores de RMS, velocidade e área do CM (M \pm EPM) nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.

	СР							СМ						
	Sem BE			Com B	Com BE			em H	3E		Coml	Com BE		
	<i>t</i> ₍₆₃₎	р	TE	<i>t</i> ₍₆₃₎	р	TE		t ₍₆₃₎	р	TE	<i>t</i> ₍₆₃₎	p	TE	
Com Visão														
RMSap	11,78	< 0,001	0,69	17,13	< 0,001	0,82	8,	69	< 0,001	0,54	11,60	< 0,001	0,68	
RMSml	3,72	< 0,001	0,18	7,86	< 0,001	0,49	2,	44	0,017	0,09	5,65	< 0,001	0,34	
Vmap	11,91	< 0,001	0,69	18,60	< 0,001	0,85	7,	60	< 0,001	0,47	10,96	< 0,001	0,66	
VMml	5,87	< 0,001	0,36	10,64	< 0,001	0,64	3,	34	0,001	0,15	8,13	< 0,001	0,51	
Área	7,11	< 0,001	0,44	13,28	< 0,001	0,74	5,	24	< 0,001	0,30	8,99	< 0,001	0,56	
BFap	7,80	< 0,001	0,49	11,59	< 0,001	0,68	6,	22	< 0,001	0,38	9,06	< 0,001	0,56	
BFml	1,49	0,014	0,03	5,80	< 0,001	0,35	3,	39	0,014	0,15	4,45	< 0,001	0,24	
MFap	7,31	< 0,001	0,46	8,92	< 0,001	0,55	3,	05	0,003	0,13	5,21	< 0,001	0,30	
MFml	3,53	0,001	0.16	4,85	< 0,001	0,27	2,	58	0,012	0.09	4,24	< 0,001	0,22	
AFap	5,93	< 0,001	0,36	10,86	< 0,001	0,65	3,	05	0,003	0,13	6,12	< 0,001	0,37	
AFml	4,18	< 0,001	0,22	6,86	< 0,001	0,42	2,	52	0,014	0,09	6,93	< 0,001	0,43	
Sem Visão														
RMSap	16,32	< 0,001	0,81	27,48	< 0,001	0,92	8,	95	< 0,001	0,56	19,09	< 0,001	0,85	
RMSml	5,89	< 0,001	0,35	12,91	< 0,001	0,73	4,	74	< 0,001	0,26	10,11	< 0,001	0,62	
Vmap	17,10	< 0,001	0,82	27,31	< 0,001	0,92	10	,72	< 0,001	0,64	22,97	< 0,001	0,89	
VMml	8,95	< 0,001	0,56	18,91	< 0,001	0,85	6,	89	< 0,001	0,73	16,87	< 0,001	0,82	
Área	10,59	< 0,001	0,64	16,80	< 0,001	0,82	7,	35	< 0,001	0,46	12,80	< 0,001	0,72	
BFap	10,22	< 0,001	0,62	14,06	< 0,001	0,76	7.	14	< 0,001	0,45	12,25	< 0,001	0,70	
BFml	3,97	< 0,001	0,20	6,78	< 0,001	0,42	3,	31	0,002	0,15	6,40	< 0,001	0,39	
MFap	8,66	< 0,001	0,54	12,34	< 0,001	0,70	5.	24	< 0,001	0,30	10,80	< 0,001	0,65	
MFml	5,23	< 0,001	0,30	10,28	< 0,001	0,63	4,	71	< 0,001	0,26	9,33	< 0,001	0,58	
AFap	10,18	< 0,001	0,62	13,52	< 0,001	0,74	3.	63	0,001	0,17	9,75	< 0,001	0,60	
AFml	5,02	< 0,001	0,28	11,16	< 0,001	0,66	3,	18	0,002	0,14	10,76	< 0,001	0,65	

Tabela 1. Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e tamanhos de efeito (TE) das variáveis obtidas do CP e CM comparando as condições NT e LT.



Figura 9. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M \pm EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPap estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para condições: A) Sem BE e B) com BE. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 10. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M \pm EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPml estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para condições: A) Sem BE e B) com BE. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.

Durante os experimentos observou-se que o uso do LT diminuiu, de maneira geral, a variabilidade dos ângulos avaliados neste estudo (Figura 11). Os resultados estatísticos das analises são apresentados na Tabela 2.



Figura 11. Valores de RMS em graus (M \pm EPM) dos ângulos obtidos no presente estudo nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.

	Com visão							Sem Visão					
	Sem BE			Com H	Com BE			Sem B	E		Com BE		
	$t_{(63)}$	р	TE	$t_{(63)}$	р	TE	-	$t_{(63)}$	р	TE	$t_{(63)}$	р	TE
Tornozelo	5,60	< 0,001	0,33	11,93	< 0,001	0,69	-	5,87	< 0,001	0,35	21,13	< 0,001	0,88
Joelho	3,04	0,003	0,13	3,89	< 0,001	0,19		2,64	0,010	0,10	6,16	< 0,001	0,38
Quadril	1,91	n.s.**	-	5,50	< 0,001	0,33		2,88	0,005	0,12	4,81	< 0,001	0,27
Pescoço*	0,57	n.s.**	-	0,34	n.s.**	-		4,65	< 0,001	0,28	8,15	< 0,001	0,52
V1	6,45	< 0,001	0,40	8,11	< 0,001	0,51		6,64	< 0,001	0,41	12,27	< 0,001	0,71
V2/SI	10,90	< 0,001	0,66	15,77	< 0,001	0,80		10,91	< 0,001	0,66	21,44	< 0,001	0,88
V3	13,44	< 0,001	0,74	21,65	< 0,001	0,88		16,19	< 0,001	0,81	27,36	< 0,001	0,92
SS	5,37	< 0,001	0,31	7,96	< 0,001	0,50		8,19	< 0,001	0,52	15,18	< 0,001	0,79

Tabela 2. Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e tamanhos de efeito (TE) das variáveis ângulos comparando as condições NT e LT.

*O ângulo do pescoço foi calculado apenas para 14 sujeitos, possuindo na análise estatística valores de *t* com graus de liberdade igual a 55, conforme explicado no item 1.2.9. **n.s. = valor não significante (p > 0,05).

Na análise dos resultados, sem BE (Figura 11A), observa-se uma diminuição nos valores RMS dos ângulos de tornozelo, joelho, quadril (exceto condição com visão), pescoço (exceto condição com visão), V1, V2/SI, V3 e SS devido ao LT. Em situações mais instáveis, com BE (Figura 11B), o uso do LT novamente diminuiu os valores de RMS dos ângulos de tornozelo, joelho, quadril, pescoço (exceto condição com visão), V1, V2/SI, V3 e SS.

1.3.3. EMG

1.3.3.1. Músculos da perna: Em superfície rígida, sem BE (Figura 12A), o uso do LT não alterou a ativação do músculo SO_D, SO_E, GL_D e GL_E, porém diminuiu o nível de ativação do GM_D e GM_E (com visão e sem visão) e do TA_E (sem visão). Com o uso do BE (Figura 12B) o LT diminuiu a ativação do SO_E (com visão), GM_D e GM_E (com visão e sem visão), GL_D (sem visão), GL_E (com visão e sem visão) e do TA_D (sem visão) e TA_E (sem visão). Os resultados estatísticos das análises dos sinais EMG podem ser obervados na Tabela 3.



Figura 12. Nível de ativação muscular (M \pm EPM) dos músculos da perna do lado direito (LD) e lado esquerdo (LE) nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

1.3.3.2. Músculos da coxa: Nenhuma alteração foi observada no comportamento dos músculos da coxa em situações sem BE (Figura 13A). Com a utilização do BE as alterações



Figura 13. Nível de ativação muscular (M \pm EPM) dos músculos da coxa do lado direito (LD) e lado esquerdo (LE) nas condições NT e LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

1.3.3.3. Músculos do tronco e pescoço: Os músculos do tronco (RA e EE) e pescoço (FC e EC) pouco são alterados pelo uso do LT. Sem o BE (Figura 14A) o LT aumentou o nível de ativação apenas do músculo EC_D (sem visão). Em situações mais desafiadoras, com BE (Figura 14B), é possível observar que o LT aumentou a ativação do músculo FC_E (com visão) e EC_D (sem visão).



Figura 14. Nível de ativação muscular (M \pm EPM) dos músculos do tronco e pescoço do lado direito (LD) e lado esquerdo (LE) em condições sem LT e com LT. A) Condição experimental sem BE. B) Condição experimental com BE. *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

	Sem BE							Com BE						
	Com visão			Sem visão			C	om	visão		Sem	Sem visão		
	$t_{(63)}$	р	TE	$t_{(63)}$	р	TE		$t_{(63)}$	р	TE	$t_{(63)}$	р	TE	
Perna														
SO_D	-0,52	n.s.*	-	0,63	n.s.*	-	0,	76	n.s.*	-	1,51	n.s.*	-	
SO_E	1,46	n.s.*	-	-0,44	n.s.*	-	3,	,41	0,001	0,16	1,18	n.s.*	-	
GM_D	3,17	0,002	0,14	4,16	< 0,001	0,21	4,	15	< 0,001	0,21	6,59	< 0,001	0,41	
GM_E	2,28	0,026	0,08	3,74	< 0,001	0,18	3,	,42	0,001	0,16	2,99	0,004	0,12	
GL_D	0,71	n.s.*	-	0,01	n.s.*	-	1,	,04	n.s.*	-	2,81	0,007	0,11	
GL_E	-0,85	n.s.*	-	1,20	n.s.*	-	2,	26	0,027	0,07	3,11	0,003	0,13	
TA_D	1,40	n.s.*	-	0,16	n.s.*	-	1,	95	n.s.*	-	5,88	< 0,001	0,35	
TA_E	-0,55	n.s.*	-	3,37	0,001	0,15	1,	18	n.s.*	-	6,81	< 0,001	0,42	
Coxa														
RF_{D}	0,29	n.s.*	-	0,22	n.s.*	-	1,	59	n.s.*	-	4,97	< 0,001	0,28	
RF_E	1,89	n.s.*	-	1,51	n.s.*	-	1,	53	n.s.*	-	7,28	< 0,001	0,56	
VL _D	-0,33	n.s.*	-	-0,24	n.s.*	-	0,	78	n.s.*	-	6,43	< 0,001	0,40	
VL _E	1,77	n.s.*	-	0,40	n.s.*	-	0,	,03	n.s.*	-	7,49	< 0,001	0,47	
BF_{D}	1,00	n.s.*	-	1,34	n.s.*	-	0,	,01	n.s.*	-	2,66	0,010	0,10	
BF_E	-0,01	n.s.*	-	0,68	n.s.*	-	1,	55	n.s.*	-	2,71	0,009	0,10	
Tronco														
RA_D	-0,57	n.s.*	-	1,08	n.s.*	-	0,	37	n.s.*	-	1,56	n.s.*	-	
RA_E	-1,22	n.s.*	-	0,15	n.s.*	-	0,	73	n.s.*	-	1,29	n.s.*	-	
EE_{D}	-1,54	n.s.*	-	-0,40	n.s.*	-	0,	,03	n.s.*	-	-0,36	n.s.*	-	
EE_E	-1,03	n.s.*	-	-1,12	n.s.*	-	-0),42	n.s.*	-	-0,04	n.s.*	-	
FC _D	0,87	n.s.*	-	-0,24	n.s.*	-	0,	57	n.s.*	-	-1,78	n.s.*	-	
FC _E	-1,15	n.s.*	-	-1,69	n.s.*	-	-2	2,72	0,008	0,10	-1,11	n.s.*	-	
EC_{D}	-1,21	n.s.*	-	-2,60	0,011	0,10	6,	,64	n.s.*	-	-2,03	0,046	0,06	
EC_E	-0,98	n.s.*	-	-1,75	n.s.*	-	-0),93	n.s.*	-	-0,57	n.s.*	-	

Tabela 3. Análise estatística com valores de t (com os graus de liberdade), valores de p e tamanhos de efeito (TE) do RMS do sinal EMG comparando as condições NT e LT.

**n.s.* = valor não significante (p > 0,05).

1.3.4. Análise de coerência

A coerência espectral foi aplicada aos diversos tipos de sinais obtidos durante os experimentos. Devido à grande quantidade de combinações possíveis entre os sinais, optou-se por direcionar a análise com o objetivo de encontrar comportamentos mais específicos durante as condições, favorecendo a interpretação dos resultados. São apresentadas a seguir as comparações realizadas entre os sinais: 1) ângulos vs ângulos; 2) ângulos vs CP e CM; 3) EMGs vs EMGs; 4) EMGs vs CP e CM e 5) MPF (Fx e Fy) vs ângulos, CP, CM e EMGs.

Entendemos ser necessário, para a correta interpretação dos dados apresentados a seguir nesta seção, abordar alguns aspectos relacionados à análise de coerência. Os valores de área foram calculados para cada uma das coerências individuais estimadas para cada um dos testes de cada sujeito, sendo calculada a M e o EPM. Observa-se, por exemplo, na análise apresentada na figura 16D que a coerência quadrática conjunta não foi significante para a faixa de frequência de ~0,5 a 5,0 Hz. Entretanto, observa-se na figura 15D que foram encontrados e calculados alguns valores de áreas nessa faixa de frequência, principalmente entre ~2,0 a 5,0 Hz. Isso se deve ao fato de serem encontrados em determinadas bandas de frequência (e.g., ~2,0 a 5,0 Hz nesse caso) valores altos de coerência, porém em um número muito pequeno de análises individuais (levando em consideração os 16 sujeitos e as 4 repetições para cada condição experimental), não influenciando a análise de coerência conjunta (Figura 16D). Em outros casos (e.g., Figuras 15F e 16F), observou-se que em determinadas bandas de frequência os valores de áreas obtidos das coerências quadráticas individuais realizadas. Tal fato permitiu encontrar uma coerência quadrática conjunta significante (Figuras 16F, 0,5 a 5,0 Hz), entretanto com valores de área relativamente pequenos (Figuras 15F, 0,5 a 5,0 Hz). Entendemos que tais observações se fazem necessárias para um melhor entendimento do comportamento dos dados apresentados nessa seção.

1.3.4.1. Ângulos vs Ângulos: A coerência entre os ângulos segmentares apresentou maior significância na faixa de frequência de 0 a 0,5 Hz (Figuras 15 e 16). Em situações com LT houve uma tendência de incremento na coerência entre os ângulos, principalmente entre os ângulos de tornozelo e joelho (em fase) e para as condições sem visão. Acima de 0,5 Hz diminuiu o número de vezes em que a coerência apresentou alguma significância estatística, variando a fase entre os sinais dependendo da condição experimental (Figura 17). Os ângulos V1 e V2/SI (Figuras 18A, 19A e 20A) apresentaram coerência significante de 0 a ~4 Hz (em fase), tendo o LT aumentado a coerência em situações mais instáveis (com BE). Entre os ângulos V1 e V3 e entre os ângulos V2/SI e V3 há uma coerência significante de 0 a ~0,7-1,0 Hz (Figuras 19B e 19C), com os sinais predominantemente em fase (Figuras 19F e 19G), com o LT tendendo a diminuir a coerência ente os sinais. Ao observar os ângulos que dividem o corpo em dois segmentos (S2/SI e SS), notamos que há uma coerência significante em toda a faixa de frequência analisada (0 a 5 Hz) na condição LT (em anti-fase), sendo estatisticamente maior que a condição NT em múltiplas faixas de frequência (Figuras 18D e 19D). Na faixa de 0,1 a ~0,3-0,4 Hz existe uma pequena tendência de fase para a condição NT para todas as condições instáveis e para a condição estável com visão. Após essa faixa de frequência há uma queda brusca na coerência (principalmente nas condições instáveis, com BE), ocorrendo de maneira mais suave na condição LT (com os sinais sempre em anti-fase).

1.3.4.2. Ângulos vs CP e CM: De maneira geral, não houve coerência significante na análise do ângulo de joelho com o CPap e com o CMap (Figuras 20B, 21B, 23B e 24B). Na análise do ângulo de tornozelo com o CPap (Figura 21A) observa-se uma coerência significante (em fase) em praticamente todas as faixas de frequência nas situações mais instáveis (com BE), existindo um comportamento de anti-fase nas situações sem BE apenas na faixa de 0,1 a ~0,6-0,8 Hz, tendo o LT diminuído a coerência entre os sinais (Figura 20A). O comportamento muda em relação ao CMap, em que a coerência apresenta-se significante em praticamente todas as frequências nas situações estáveis (em anti-fase), com um comportamento menos acentuado nas situações instáveis (em fase), em que o LT tende, novamente, a diminuir a coerência entre os sinais (Figuras 23A e 24A).

Observando os ângulos de quadril e pescoço em relação ao CPap, nota-se, de maneira geral, que a coerência tende a ser significante na faixa de 0,1 a ~0,7-1,0 Hz nas situações mais instáveis (em anti-fase) (Figuras 21C e 21D), porém, com o CMap (Figura 24C e 24D) há um incremento nessa faixa de frequência, dependendo da condição experimental. Os ângulos de quadril e pescoço tendem a estar em anti-fase com o CPap (Figuras 22C e 22D). Com o CMap o quadril apresenta-se em anti-fase (exceto nas condições com BE acima de 3 Hz) e o pescoço apresenta-se em anti-fase em frequências mais baixas (até ~ 0.4 Hz) (Figuras 25C e 25D). Na análise dos ângulos corporais com o CPap, nota-se que a faixa de frequência em que a coerência é significante aumenta (de 0,1 a ~0,5-1,0 Hz), sendo maior para as condições mais desafiadoras (com BE), chegando próximo aos 2 Hz (Figuras 21E, 21F e 22G). Nas condições com BE, tende a ocorrer uma relação de anti-fase acima de ~1,5 Hz (Figuras 22E, 22F e 22G). Quando os mesmo ângulos corporais são analisados com o CMap, observa-se que a faixa de frequência com coerência significante aumenta de maneira expressiva, principalmente para os ângulos V1 e V2/SI (Figuras 24E e 24F), apresentando uma defasagem nula na coerência em todas as frequências (Figuras 25E e 25F). Entretanto, o angulo V3 (relacionado aos movimentos de tronco do sujeito) apresenta uma coerência significativa apenas na faixa de 0,1 a ~0,7-1,0 Hz (em fase) (Figura 24G). O último ângulo avaliado (SS) apresentou uma coerência significativa em uma faixa de frequência maior com o CMap quando comparado com o CPap (0,1 a ~0,6-1Hz) (Figuras 21H e 24H), em que a fase variou dependendo da condição de instabilidade da condição (Figuras 22H e 25H). O toque ocasionou, de maneira geral, uma diminuição da coerência entre os ângulos e o CPap e um aumento entre os ângulos e o CMap.



Figura 15. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) ângulo tornozelo vs ângulo joelho; B) ângulo tornozelo vs ângulo quadril; C) ângulo tornozelo vs ângulo pescoço; D) ângulo joelho vs ângulo quadril; E) ângulo joelho vs ângulo pescoço; e F) ângulo quadril vs ângulo pescoço. *Diferença significante (p < 0.05) entre as condições NT e LT.



Figura 16. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) ângulo tornozelo vs ângulo joelho; B) ângulo tornozelo vs ângulo quadril; C) ângulo tornozelo vs ângulo pescoço; D) ângulo joelho vs ângulo quadril; E) ângulo joelho vs ângulo pescoço; e F) ângulo quadril vs ângulo pescoço.



Figura 17. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) ângulo tornozelo vs ângulo joelho; B) ângulo tornozelo vs ângulo quadril; C) ângulo tornozelo vs ângulo pescoço; D) ângulo joelho vs ângulo quadril; E) ângulo joelho vs ângulo pescoço; e F) ângulo quadril vs ângulo pescoço. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 18. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) ângulo V1 vs ângulo V2/SI; B) ângulo V1 vs ângulo V3; C) ângulo V2/SI vs ângulo V3; D) ângulo V2/SI vs ângulo SS. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 19. Coerência (A, B, C e D) e fase (E, F, G e H) (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A e E) ângulo V1 vs ângulo V2/SI; B e F) ângulo V1 vs ângulo V3; C e G) ângulo V2/SI vs ângulo V3; D e H) ângulo V2/SI vs ângulo SS. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 20. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) CPap vs ângulo tornozelo; B) CPap vs ângulo joelho; C) CPap vs ângulo quadril; D) CPap vs ângulo pescoço; E) CPap vs ângulo V1; e F) CPap vs ângulo V2/SI; G) CPap vs ângulo V3; e H) CPap vs ângulo SS. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 21. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CPap vs ângulo tornozelo; B) CPap vs ângulo joelho; C) CPap vs ângulo quadril; D) CPap vs ângulo pescoço; E) CPap vs ângulo V1; e F) CPap vs ângulo V2/SI; G) CPap vs ângulo V3; e H) CPap vs ângulo SS.



Figura 22. Fase conjunta (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CPap vs ângulo tornozelo; B) CPap vs ângulo joelho; C) CPap vs ângulo quadril; D) CPap vs ângulo pescoço; E) CPap vs ângulo V1; e F) CPap vs ângulo V2/SI; G) CPap vs ângulo V3; e H) CPap vs ângulo SS. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 23. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) CMap vs ângulo tornozelo; B) CMap vs ângulo joelho; C) CMap vs ângulo quadril; D) CMap vs ângulo pescoço; E) CMap vs ângulo V1; e F) CMap vs ângulo V2/SI; G) CMap vs ângulo V3; e H) CMap vs ângulo SS. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 24. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs ângulo tornozelo; B) CMap vs ângulo joelho; C) CMap vs ângulo quadril; D) CMap vs ângulo pescoço; E) CMap vs ângulo V1; e F) CMap vs ângulo V2/SI; G) CMap vs ângulo V3; e H) CMap vs ângulo SS.



Figura 25. Fase conjunta (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs ângulo tornozelo; B) CMap vs ângulo joelho; C) CMap vs ângulo quadril; D) CMap vs ângulo pescoço; E) CMap vs ângulo V1; e F) CMap vs ângulo V2/SI; G) CMap vs ângulo V3; e H) CMap vs ângulo SS. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.

1.3.4.3. EMGs vs EMGs: A primeira análise com os sinais de EMG procurou investigar a coerência entre os músculos do lado direito e do lado esquerdo do corpo (Figuras 26, 27, 28, 29 30 e 31). Os músculos SO, GM, GL, TA, RF, VL e BF apresentam estar em fase em todas as frequências em que houve coerência significante (Figuras 28 e 31A). A coerência apresentou, em geral, significância na faixa de 0 a ~0,3-1,0 Hz, demonstrando um aumento importante, nessa faixa, em situações mais instáveis (principalmente na condição sem visão com BE) (Figuras 27 e 30A), em que o LT tendeu a diminuir os valores de coerência. Nos poucos momentos em que houve diferenças estatisticamente significantes entre as condições NT e LT nas faixas de 0 a 0,5 Hz, o toque promoveu um aumento na coerência para os músculos GL (com visão e sem BE), TA (com visão e com BE, e sem visão sem BE) e diminuiu para os músculos GM e VL, ambos na condição sem visão com BE. Na condição mais instável (sem visão e com BE), o LT diminui de maneira consistente a coerência em frequências acima de 0,5 Hz.

Os músculos EE, RA, EC e FC (Figuras 29, 30 e 31) apresentaram comportamentos semelhantes na análise de coerência intermuscular. Observou-se uma coerência significante para o músculo EE em toda a faixa de frequência analisada (0 a 5 Hz), havendo queda nas faixas de 0,5 a 1,0 Hz, 1,8 a 2,5 Hz e de 3 a 4,5 Hz para os demais músculos, e, de maneira geral, sem efeitos de toque (Figuras 30B, 30C, 30D e 30E). Como observado anteriormente nos músculos da perna e da coxa, os músculos do tronco e pescoço estão em fase (Figura 31).

Em um segundo momento, baseado em estudos que fundamentam a importância dos músculos SO, GM e GL na manutenção da postura, procurou-se investigar o comportamento entre esses músculos em uma mesma perna (lado direito ou lado esquerdo). Adicionalmente, analisou-se o comportamento do músculo TA com os demais músculos extensores plantares. Observa-se que, tanto do lado direto (Figuras 33C, 33E e 33F) quanto do lado esquerdo (Figuras 36C, 36E e 36F), há uma faixa de coerência significante entre os músculos extensores plantares e o TA de 0 a ~0,3 Hz (em fase), em que o LT aumenta a coerência em determinadas condições experimentais. A coerência entre o músculo SO e os músculos GM e GL (Figuras 33A, 33B, 36A e 36B) e a coerência entre os músculos GM e GL (Figuras 33A, 33B, 36A e 36B) e a coerência significante de 0 a ~2 Hz em condições mais estáveis (sem BE) e aumenta até ~4-5 Hz quando o sujeito está sobre o BE. Em todas as condições com LT (Figuras 32 e 35). Portanto, observa-se um comportamento semelhante na coerência intermuscular da perna direita e esquerda.



Figura 26. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) SO_D vs SO_E; B) GM_D vs GM_E; C) GL_D vs GL_E; D) TA_D vs TA_E; E) RF_D vs RF_E; e F) VL_D vs VL_E. *Diferença significante (*p* <0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 27. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_D vs SO_E; B) GM_D vs GM_E; C) GL_D vs GL_E; D) TA_D vs TA_E; E) RF_D vs RF_E; e F) VL_D vs VL_E.



Figura 28. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_D vs SO_E ; B) GM_D vs GM_E ; C) GL_D vs GL_E ; D) TA_D vs TA_E ; E) RF_D vs RF_E ; e F) VL_D vs VL_E . *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 29. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) BF_D vs BF_E; B) EE_D vs EE_E; C) RA_D vs RA_E; D) EC_D vs EC_E; e E) FC_D vs FC_E *Diferença significante (p < 0.05) entre as condições NT e LT.

Frequência (Hz)

Frequência (Hz)

Frequência (Hz)

Frequência (Hz)



Figura 30. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) BF_D vs BF_E ; B) EE_D vs EE_E ; C) RA_D vs RA_E ; D) EC_D vs EC_E ; e E) FC_D vs FC_E .



Figura 31. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) BF_D vs BF_E ; B) EE_D vs EE_E ; C) RA_D vs RA_E ; D) EC_D vs EC_E ; e E) FC_D vs FC_E . São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.


Figura 32. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) SO_D vs GM_D; B) SO_D vs GL_D; C) SO_D vs TA_D; D) GM_D vs GL_D; E) GM_D vs TA_D; e F) GL_D vs TA_D. *Diferença significante (p < 0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 33. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_D vs GM_D ; B) SO_D vs GL_D ; C) SO_D vs TA_D ; D) GM_D vs GL_D ; E) GM_D vs TA_D ; e F) GL_D vs TA_D .



Figura 34. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_D vs GM_D ; B) SO_D vs GL_D ; C) SO_D vs TA_D ; D) GM_D vs GL_D ; E) GM_D vs TA_D ; e F) GL_D vs TA_D . São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 35. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) SO_E vs GM_E; B) SO_E vs GL_E; C) SO_E vs TA_E; D) GM_E vs GL_E; E) GM_E vs TA_E; e F) GL_E vs TA_E. *Diferença significante (*p* <0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 36. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_E vs GM_E ; B) SO_E vs GL_E ; C) SO_E vs TA_E ; D) GM_E vs GL_E ; E) GM_E vs TA_E ; e F) GL_E vs TA_E .



Figura 37. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) SO_E vs GM_E ; B) SO_E vs GL_E ; C) SO_E vs TA_E ; D) GM_E vs GL_E ; E) GM_E vs TA_E ; e F) GL_E vs TA_E . São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.

1.3.4.4. EMGs vs CPap e CMap: Observa-se nas Figuras 38 e 39 um comportamento semelhante dos três músculos do tríceps sural da perna em relação ao CPap. De maneira geral, nota-se uma coerência significante em uma grande faixa de frequência para todas as condições, chegando a frequências até ~4-5 Hz nas condições mais instáveis (com BE). Ao analisar o comportamento do CMap com os mesmos músculos, observa-se que o padrão de coerência muda, havendo uma predominância de coerência significante na faixa de 0,1 até ~1 Hz, sendo maior esta faixa em condições de instabilidade (com BE) (Figura 42). O LT diminuiu a coerência em algumas faixas de frequência tanto para o CPap quanto para o CMap (Figuras 38 e 41). As curvas de fase da função de coerência (Figuras 40 e 43) mostraram, em geral, uma característica monotonicamente crescente de fase 0 até 180° para frequências aumentando de 0 até 5 Hz, nas relações entre CPap ou CMap e as envoltórias dos EMGs dos plantares. Foram realizadas análises adicionais procurando flexores observar o comportamento do músculo TA com o CPap e o CMap, porém não foram encontradas, em nenhuma das condições experimentais, faixas de frequência que apresentassem alguma coerência significante entre os sinais. Assim, tais resultados não são apresentados nesta seção.



Figura 38. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) CPap vs SO_D; B) CPap vs GM_D; C) CPap vs GL_D; D) CPap vs SO_E; E) CPap vs GM_E; e F) CPap vs GL_E. *Diferença significante (*p* <0,05) entre as condições NT e LT.



60



CV com FP

SV sem FP

CV sem FP

Figura 39. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CPap vs SO_D ; B) CPap vs GM_D ; C) CPap vs GL_D ; D) CPap vs SO_E ; E) CPap vs GM_E ; e F) CPap vs GL_E .



Figura 40. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CPap vs SO_D ; B) CPap vs GM_D ; C) CPap vs GL_D ; D) CPap vs SO_E ; E) CPap vs GM_E ; e F) CPap vs GL_E . São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 41. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT. Os sinais comparados foram: A) CMap vs SO_D; B) CMap vs GM_D; C) CMap vs GL_D; D) CMap vs SO_E; E) CMap vs GM_E; e F) CMap vs GL_E. *Diferença significante (*p* <0,05) entre as condições NT e LT.



Figura 42. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs SO_D ; B) CMap vs GM_D ; C) CMap vs GL_D ; D) CMap vs SO_E ; E) CMap vs GM_E ; e F) CMap vs GL_E .



Figura 43. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para as condições NT e LT para os seguintes sinais: A) CMap vs SO_D ; B) CMap vs GM_D ; C) CMap vs GL_D ; D) CMap vs SO_E ; E) CMap vs GM_E ; e F) CMap vs GL_E . São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.

1.3.4.5. MPF (Fx e Fy) vs Ângulos, CPap, CMap e EMGs: Importantes informações sobre a dinâmica de controle postural podem ser obtidas pela análise das forças aplicadas pela ponta do dedo durante o LT. Assim, procurou-se observar o comportamento das forças da MPF no eixo AP e ML (denominadas a seguir de MPF_{Fx} e MPF_{Fy}, respectivamente) com os sinais de CP, CM, ângulos e EMGs. A análise estatística foi direcionada a verificar a influência das duas condições de visão e de superfície no comportamento das forças do dedo.

Observou-se na análise dos dados que na faixa de 0,2 a ~1,5 Hz (com tendência de anti-fase para fase) e de 3,6 a ~4,0 Hz (em fase) houve uma coerência significante entre o ângulo de tornozelo e a MPF_{Fx} em condições mais instáveis. Na faixa de 2,7 a ~3,4 Hz os sinais estavam em anti-fase nas condições sem BE. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos valores de áreas entre as condições nas faixas de frequência de 2,0 a 2,5 Hz (efeito principal para visão: $F_{(1,15)} = 6,21$, p =0,025; diferença entre as condições de visão com BE: p =0,043), 2,5 a 3,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 7,95$, p =0,013; diferença entre as condições de superfície com visão (p =0,023) e sem visão (p =0,019)), 3,0 a 3,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 17,25$, p <0,001; diferença entre as condições de superfície com visão (p <0,001)) e de 3,5 a 4,0 Hz (efeito principal para visão: $F_{(1,15)} = 6,57$, p =0,002; diferença entre as condições de visão com BE: p =0,036) (Figura 44A1). Na análise da MPF_{Fx} com o ângulo do joelho não foi observada coerência significante em nenhuma das condições experimentais (Figuras 44A2 e 45A2).

Na análise da MPF_{Fx} com o ângulo de quadril observou-se pouca coerência significante entre os sinais, ocorrendo de maneira pouco consistente nas faixas de 0,5 a ~1,0 Hz (com tendência de defasagem nula para condições com BE e anti-fase para condições sem BE) e de 2,5 a ~3,4 Hz (condições sem BE em anti-fase) (Figuras 45B1 e 46B1). Foram encontradas diferenças significantes nos valores de áreas nas faixas de frequência de 0 a 0,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 16,54$, *p* <0,001; diferença entre as condições de visão sem BE: *p* <0,001), 2,5 a 3,0 Hz (efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 5,35$, *p* =0,035) e superfície ($F_{(1,15)} = 10,55$, *p* =0,005); diferença entre as condições de visão com BE (*p* =0,023) e entre as condições de superfície com visão (*p* =0,012)) e de 3,0 a 3,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 12,29$, *p* =0,003; diferença entre as condições de superfície com visão (*p* =0,015) e sem visão (*p* =0,015)) (Figura 44B1).

O ângulo do pescoço apresentou uma coerência significante com a MPF_{Fx} para as faixas de 0,2 a ~0,7 Hz (em fase) e de 1,2 a ~3,4 Hz (em anti-fase) (Figuras 45B2 e 46B2). Em apenas duas faixas específicas de frequência houve diferenças significantes nos valores de

áreas entre as condições, sendo elas: 1,0 a 1,5 Hz (efeito principal para visão: $F_{(1,15)} = 12,85, p = 0,003$; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,033) e sem visão (p = 0,006)) e 2,5 a 3,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 8,47, p = 0,011$; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,004) e sem visão (p = 0,010)) (Figura 44B2).

Com o ângulo V1 houve coerência significante na faixa de 0,2 a ~0,5 Hz (tendência de anti-fase), 1,3 a ~1,8 Hz (em anti-fase) e 2,5 a ~4 Hz (em fase) (Figuras 45C1 e 46C1). Foram encontradas diferenças significantes nos valores de áreas nas faixas de frequência de 3,0 a 3,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 9,49$, p = 0,008; diferença entre as condições de superfície sem visão: p = 0,002), 3,5 a 4,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 6,61$, p = 0,021; diferença entre as condições de superfície sem visão: p = 0,029) e de 4,0 a 4,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 6,02$, p = 0,027; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,039) e sem visão (p = 0,032)) (Figura 44C1).

O ângulo V2/SI apresentou coerência significante com a MPF_{Fx} na faixa de 0,2 a ~0,6 Hz (em fase) e 1,2 a ~3,4 Hz (em anti-fase) (Figuras 45C2 e 46C2), existindo diferenças significantes nos valores de áreas nas faixas de frequência de 0 a 0,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 5,38$, p = 0,035; diferença entre as condições de superfície sem visão: p=0,023), 1,0 a 1,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 11,97$, p = 0,004; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,008) e sem visão (p = 0,009)), 3,0 a 3,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 9,67$, p = 0,007; diferença entre as condições de superfície com visão (p =0,03) e sem visão (p =0,005)), 3,5 a 4,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 6,17$, p = 0,025; diferença entre as condições de superfície com visão (p=0,022) e sem visão (p =0,039)), e de 4,0 a 4,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)}$ = 4,89, p = 0.044; diferença entre as condições de superfície com visão: p = 0.045) (Figura 44C2). O ângulo V3 apresentou coerência significante com a MPF_{Fx} na faixa de 0,2 a ~3,8 Hz (em anti-fase) (Figuras 45D1 e 46D1), existindo diferenças significantes nos valores de áreas entre as condições apenas na faixa de frequência de 0,5 a 1,0 Hz (efeito principal para visão: $F_{(1,15)} = 4,94$, p = 0,042; diferença entre as condições de visão com BE: p = 0,002) (Figura 44D1). O ângulo SS, também relacionado ao movimento de tronco, apresentou coerência significante na faixa de 0,2 a ~0,6 Hz (em anti-fase), 1,2 a ~2,4 Hz (em anti-fase) e 2,7 a ~3,7 Hz (defasagem nula), com diferenças estatisticamente significantes nos valores de áreas para as faixas de frequência entre 0 e 0,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 38,69, p$ <0,001; diferença entre as condições de superfície com visão (p <0,001) e sem visão (p <0,001), 2,0 e 2,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 5,69$, p = 0,031; diferença entre as condições de superfície com visão: p = 0,031), 2,5 e 3,0 Hz (efeito principal para visão:

 $F_{(1,15)} = 4,95$, p = 0,042; diferença entre as condições de visão sem BE: p = 0,042) e entre 3,0 e 3,5 Hz (efeito principal para visão: $F_{(1,15)} = 4,76$, p = 0,045; diferença entre as condições de visão com BE: p = 0,006) (Figura 44D2).

Ao observar o comportamento da MPF_{Fx} com o CPap nota-se que há uma coerência significante na faixa de 0 a ~1,3 Hz (predominantemente em anti-fase) e de 3,7 a ~4,2 Hz (em fase) (Figuras 45E1 e 46E1), com diferenças significantes para os valores de áreas entre as condições nas faixas de frequência de 1,0 a 1,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)}$ = 9,75, p = 0,007; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,043) e sem visão (p = 0,014)), 1,5 a 2,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 8,14$, p = 0,012; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0.013) e sem visão (p = 0.010)), 2,0 a 2,5 Hz (efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 5,93$, p = 0,028) e superfície ($F_{(1,15)} = 5,32$, p = 0,036); diferença entre as condições de visão com BE (p = 0.033) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,011)), 3,5 a 4,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 7,56$, p = 0,015; diferença entre as condições de superfície sem visão: p = 0,009) e de 4,0 a 4,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 4,92$, p = 0,042; diferença entre as condições de superfície com visão: p = 0,048) (Figura 44E1). Com o CMap a MPF_{Fx} apresentou coerência significante nas faixas de 0 a ~0,8 Hz (em anti-fase), 1,3 a ~2,2 Hz (em anti-fase) e 2,5 a ~4,5 Hz (em fase) (Figuras 45E2 e 46E2) com diferenças nos valores de áreas entre as condições nas faixas de 0 a 0,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 12,95$, p = 0,003; diferença entre as condições de superfície com visão (p =0,006) e sem visão (p =0,009)), 1,0 a 1,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 7,88$, p = 0,013; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,004) e sem visão (p = 0,018)), 1,5 a 2,0 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 9,28$, p = 0,008; diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,006) e sem visão (p = 0,004)) e de 2,0 a 2,5 Hz (efeito principal para superfície: $F_{(1,15)} = 4,67, p = 0,047$; diferença entre as condições de superfície com visão: p = 0.012) (Figura 44E2).

Ao analisar as relações dos músculos da perna com a MPF_{Fx}, observou-se um comportamento semelhante entre os músculos. Houve uma coerência significante entre a MPF_{Fx} e os músculos SO_D (de 0,2 a ~0,6 Hz, em anti-fase), SO_E (de 0,2 a ~0,8 Hz, em anti-fase), GM_D (de 0,2 a ~0,8 Hz, anti-fase), GM_E (de 0,2 a ~0,8 Hz, em anti-fase), GL_D (de 0,2 a ~0,6 Hz, em anti-fase) e SO_D (de 0,2 a ~1,0 Hz, em anti-fase) (Figuras 45F1 a 45 H2 e 46F1 a 46H2). Na análise dos valores de área das coerências entre as condições, houve diferença estatisticamente significantes para as faixas de frequência de 0 a 0,5 Hz (SO_D: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 16,57$, p = 0,009), com diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0,013) e sem visão (p = 0,01); SO_E: efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 11,55$, p

=0,004) e superfície ($F_{(1,15)}$ = 7,98, p =0,013), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,006) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,007); GM_D: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 6,60, p = 0,021$), com diferença entre as condições de visão com BE (p =0,006) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,005); GM_E: efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 19,24$, p = 0,001), com diferença entre as condições de visão com BE (p=0,006); GL_D: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 22,91, p < 0,001$), com diferença entre as condições de superfície com visão (p = 0.018) e sem visão (p = 0.002); e GL_E: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 10,69, p = 0,005$), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,003)) e de 0,5 a 1,0 Hz (SO_D: efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 15,39, p$ =0,001) e superfície ($F_{(1,15)}$ = 8,28, p =0,012), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,003) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,009); SO_E: efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 5,78$, p = 0,03) e superfície ($F_{(1,15)} = 7,65$, p = 0,014), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,011) e entre as condições de superfície sem visão (p=0,003); GM_D: efeito principal para visão ($F_{(1,15)}$ = 13,23, p =0,002), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,003); GM_E: efeito principal para visão (F_(1,15) = 10,75, p=0,005), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,003); GL_D: efeito principal para visão ($F_{(1,15)} = 5,47$, p = 0,034) e superfície ($F_{(1,15)} = 10,09$, p = 0,006), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0.026) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,006); e GL_E: efeito principal para visão $(F_{(1,15)} = 10,35, p = 0,006)$ e superfície $(F_{(1,15)} = 10,3$ 5,16, p = 0,038), com diferença entre as condições de visão com BE (p = 0,015) e entre as condições de superfície sem visão (p = 0,024)) (Figuras 44F1 a H2).

Além de se analisar as oscilações na direção AP, foi analisado o comportamento das forças do dedo na direção ML (MPF_{Fy}) em relação às oscilações do CPml e CMml. Observase nas Figuras 47B1 e 47B2 que houve uma coerência significante entre os sinais na faixa de 0 a ~0,7 Hz (em anti-fase com o CPml e CMml) e de 2,7 a ~3,2 Hz (em fase com CMml) (Figuras 47C1 e 47C2) nas condições mais instáveis (com BE), com diferenças significantes para as áreas das coerências apenas na faixa de 0 a 0,5 Hz (CPml: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 15,39$, p =0,001), com diferença entre as condições de superfície ($F_{(1,15)} = 25,35$, p < 0,001) e sem visão (p = 0,001); e CMml: efeito principal para superfície ($F_{(1,15)} = 25,35$, p < 0,001), com diferença entre as condições de superfície com visão (p < 0,001) e sem visão (p < 0,001) (Figuras 47A1 e 47 A2).



Figura 44. Valores das áreas (M ± EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz. Os sinais comparados foram: A1) MPF_{Fx} vs ângulo tornozelo; A2) MPF_{Fx} vs ângulo joelho; B1) MPF_{Fx} vs ângulo quadril; B2) MPF_{Fx} vs ângulo pescoço; C1) MPF_{Fx} vs ângulo V1; C2) MPF_{Fx} vs ângulo V2/SI; D1) MPF_{Fx} vs ângulo V3; D2) MPF_{Fx} vs ângulo SS; E1) MPF_{Fx} vs CPap; E2) MPF_{Fx} vs CMap; F1) MPF_{Fx} vs SO_D; F2) MPF_{Fx} vs SO_E; G1) MPF_{Fx} vs GM_D; G2) MPF_{Fx} vs GM_E; H1) MPF_{Fx} vs GL_D; H2) MPF_{Fx} vs GL_E. *Diferença significante (p < 0.05) entre as condições testadas.



Figura 45. Coerência (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para os seguintes sinais: A1) MPF_{Fx} vs ângulo tornozelo; A2) MPF_{Fx} vs ângulo joelho; B1) MPF_{Fx} vs ângulo quadril; B2) MPF_{Fx} vs ângulo pescoço; C1) MPF_{Fx} vs ângulo V1; C2) MPF_{Fx} vs ângulo V2/SI; D1) MPF_{Fx} vs ângulo V3; D2) MPF_{Fx} vs ângulo SS; E1) MPF_{Fx} vs CPap; E2) MPF_{Fx} vs CMap; F1) MPF_{Fx} vs SO_D; F2) MPF_{Fx} vs SO_E; G1) MPF_{Fx} vs GM_D; G2) MPF_{Fx} vs GM_E; H1) MPF_{Fx} vs GL_D; H2) MPF_{Fx} vs GL_E.



Figura 46. Fase (16 sujeitos) de 0 a 5 Hz para os seguintes sinais: A1) MPF_{Fx} vs ângulo tornozelo; A2) MPF_{Fx} vs ângulo joelho; B1) MPF_{Fx} vs ângulo quadril; B2) MPF_{Fx} vs ângulo pescoço; C1) MPF_{Fx} vs ângulo V1; C2) MPF_{Fx} vs ângulo V2/SI; D1) MPF_{Fx} vs ângulo V3; D2) MPF_{Fx} vs ângulo SS; E1) MPF_{Fx} vs CPap; E2) MPF_{Fx} vs CMap; F1) MPF_{Fx} vs SO_D; F2) MPF_{Fx} vs SO_E; G1) MPF_{Fx} vs GM_D; G2) MPF_{Fx} vs GM_E; H1) MPF_{Fx} vs GL_D; H2) MPF_{Fx} vs GL_E. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante.



Figura 47. Valores das áreas (M \pm EPM) da coerência z-tranformada nas frequências de 0 a 5 Hz entre os sinais A1) MPF (Fy) e CPml e A2) MPF (Fy) vs CMml. Coerência entre os sinais B1) MPF (Fy) e CPml e B2) MPF (Fy) e CMml. Fase entre os sinais C1) MPF (Fy) e CPml e C2) MPF (Fy) e CMml. São apresentados os valores de fase nas regiões de frequência onde a coerência conjunta foi significante. *Diferença significante (p < 0.05) entre as condições testadas.

1.4. Discussão

Os primeiros estudos investigando o papel do LT no controle postural observaram uma diminuição da oscilação postural por meio de variáveis obtidas do CP (Holden *et al.*, 1994; Jeka e Lackner, 1994; 1995b; a). As variáveis cinéticas do presente estudo corroboram tais achados e muitos outros na literatura, permitindo concluir que, por meio dos resultados de variáveis obtidas do CP, o LT auxilia de maneira importante na diminuição da oscilação postural possivelmente por meio de uma ativação maior e mais precisa dos sistemas somatossensorial, proprioceptivo e motor (Jeka e Lackner, 1994; 1995b; Clapp e Wing, 1999).

Lackner et al. (1999) observaram que o LT foi capaz de melhorar o controle postural (no sentido de diminuir as oscilações posturais) mais do que o sistema visual em sujeitos com perda da função vestibular. Os resultados mostraram que em situações sem visão e com LT há uma maior diminuição das variáveis do CP comparado com situações com visão e sem LT. Esse estudo permitiu observar que o LT é tão efetivo (ou mais) quanto o sistema vestibular para minimizar as variações inerentes à postura. Além de perdas vestibulares, Dickstein et al. (2001) e Dickstein et al. (2003) avaliaram sujeitos com perdas somatossensitivas originadas de neuropatias periféricas, também havendo melhora do controle postural em tarefas com LT. Novamente foi observado que as forças aplicadas pelo toque do dedo precedem os movimentos do CP, fundamentando a hipótese de que as aferências geradas na ponta do dedo durante o LT são utilizadas para modular a atividade muscular e, assim, controlar o balanço postural. Rabin e colaboradores (Rabin et al., 1999; Rabin et al., 2008), manipulando posições do braço em diferentes orientações e também a posições dos pés durante a postura, observaram que as informações geradas ao SNC em uma situação com LT podem ser mais efetivas do que as originadas pelo sistema visual, pela propriocepção isolada do tornozelo ou pela função vestibular dos sujeitos. Uma revisão publicada em 2014 ressalta a capacidade do LT em promover um aumento adicional nas informações somatossensoriais em indivíduos com problemas de equilíbrio, sendo esta uma estratégia que pode ser usada para aumentar a estabilidade postural em programas de intervenção (Baldan et al., 2014). Mais recentemente, observa-se na literatura o uso do LT para melhorar a condição postural de indivíduos idosos (Johannsen et al., 2009), com sequelas pós-acidente vascular cerebral (Boonsinsukh et al., 2009; Cunha et al., 2012; Lee et al., 2015), esclerose múltipla (Kanekar et al., 2013), doença de Parkinson (Franzén et al., 2012; Rabin et al., 2013) e em crianças com déficit de coordenação (Chen e Tsai, 2016a) e autismo (Chen e Tsai, 2016b).

Observa-se no presente estudo que os valores de todos os quantificadores de variações do CP e do CM diminuíram de maneira significante em todas as condições experimentais. Este comportamento provocado pelo LT é reforçado pelos resultados encontrados na análise dos ângulos. Trabalhos recentes têm mostrado que há oscilações importantes não só ao redor da articulação do tornozelo durante a postura ereta quieta, mas também em torno de outras articulações, como a do quadril (Saffer *et al.*, 2008; Gunther *et al.*, 2009; Horlings *et al.*, 2009). Observa-se nos resultados apresentados que o corpo diminuiu a sua oscilação tanto das articulações investigadas quanto dos ângulos relacionados à linha vertical, tendo o LT um importante papel de manter a projeção do CM dentro da BS. Dickstein e Laufer (2004) analisaram o deslocamento do CM em uma tarefa realizada sobre uma esteira utilizando o LT,

observando que as entradas sensoriais provocadas pelo contato do dedo promoviam uma melhora na orientação espacial similar à visão, mantendo o CM mais estável. No presente estudo, as alterações das densidades espectrais observadas nos sinais do CP e do CM corroboram tais resultados da literatura, em que as oscilações posturais durante a tarefa de postura são reduzidas de maneira significantemente com o LT. A análise de coerência entre os ângulos segmentares demonstrou, de uma maneira geral, que na faixa de 0 a 0,5 Hz houve uma coerência significante em todas as condições experimentais. Encontra-se nessa faixa de frequência a grande maioria das oscilações posturais (Winter, 2009), tendo o LT aumentado a coerência entre as oscilações de cada uma das articulações, provavelmente para permitir a diminuição da oscilação postural por meio de um maior acoplamento entre os segmentos corporais, principalmente em situações em que as informações sensórias providas pela visão são retiradas.

Os ângulos corporais (em relação à linha vertical) também foram influenciados pelo LT durante as tarefas de postura. Entre os ângulos V1 e V2/SI (relacionados à articulação do joelho e quadril, respectivamente) o toque aumentou a coerência entre os sinais (principalmente nas situações instáveis com BE), porém diminuiu entre os ângulos V1 e V3 (relacionados à articulação do joelho e ombro, respectivamente) e entre os ângulos V2/SI e V3 (relacionados à articulação do quadril e ombro, respectivamente), provavelmente para possibilitar uma melhor correção da postura por meio do aumento da coordenação entre o membro inferior e o quadril, mantendo uma relação de fase entre os sinais, independente da condição experimental testada. Em uma análise complementar, observando a divisão do corpo em dois segmentos (SI e SS), o LT aumentou a coerência entre as variações temporais dos respectivos ângulos em relação à vertical, existindo um padrão de anti-fase para todas as faixas de frequência. Na condição NT, observou-se uma tendência dos sinais estarem em fase na faixa de 0,1 a ~0,3-0,4 Hz, existindo uma queda abrupta da coerência em seguida, voltando a ser significante na faixa de ~0,6-1,0 a 5 Hz. Esse padrão de comportamento é semelhante aos resultados descritos por Creath et al. (2005), em que o SI e o SS permanecem em fase em frequências abaixo de 1 Hz e em anti-fase em frequências acima de 1 Hz. Para os autores, a coexistência de padrões anti-fase e fase durante a postura ereta quieta sugere que estratégias de tornozelo e quadril coexistem a todo o momento durante o balanço postural, podendo uma ser mais dominante que a outra, dependendo das características da tarefa postural imposta. Saffer et al. (2008) encontraram um padrão semelhante de coordenação ao reportado por Creath et al. (2005) e ao apresentado na presente tese, em que o SI e o SS, em tarefa de postura, permanecem em fase para frequências de 0 a 0,5 Hz, existindo uma queda abrupta na

faixa de 0,5 a ~0,85 Hz, aumentando novamente para frequências acima de ~0,9 até 5 Hz (em anti-fase). Os autores reforçam as estratégias propostas por Creath *et al.* (2005), relatando novamente a existência de uma relação de fase em frequências abaixo de 0,5 Hz, atribuídas a uma estratégia de tornozelo, e uma relação de anti-fase em frequências acima de 0,9 Hz, atribuídas a uma estratégia de quadril. Diante do comportamento semelhante encontrado nos resultados da presente tese, tais estratégias, utilizadas no controle do balanço postural, provavelmente estavam presentes durante os experimentos, existindo um aumento na coerência entre os sinais na presença do LT, contribuindo para a diminuição das oscilações posturais.

Dentre as variáveis clássicas de quantificação da oscilação postural analisadas neste estudo, a oscilação do CM refere-se à grandeza que representa de forma mais fidedigna o balanço do corpo, enquanto que a grandeza CP inclui a movimentação do CM, efeitos de contrações dos músculos da perna, além de outras influências (Duarte e Freitas, 2010). As componentes de alta frequência presentes no CP têm sido associadas a atividades musculares e movimentos segmentares acima da articulação do tornozelo, enquanto que as componentes de baixa frequência do CP (e.g., 0 a 0,5 Hz), têm sido associadas a uma aproximação da trajetória do CM quando em um contexto associado a um modelo de pêndulo invertido (i.e., em postura ereta quieta) (Benda et al., 1994; Caron et al., 1997; Gage et al., 2004; Magalhães e Kohn, 2014). Nesse contexto, Tanabe et al. (2012) e Sasagawa et al. (2009) reportaram a existência de uma coerência significante na faixa de 0 a 1 Hz entre o CPap e atividade do músculo extensor do tornozelo durante a postura ereta quieta. Entretanto, devido ao fato dos músculos extensores da perna sustentarem uma determinada contração para aumentar e/ou manter a rigidez da articulação do tornozelo durante a tarefa de postura, é possível supor que os músculos extensores da perna apresentem um nível médio constante de atividade somado a uma atividade de baixa intensidade similar a um tremor fisiológico, podendo esta alterar componentes de frequência acima de 1 Hz (Winter, 2001; Sasagawa et al., 2009). Tal comportamento relatado por Winter (2001) e Sasagawa et al. (2009), e observado de maneira mais detalhada no estudo de Kouzaki e Masani (2012), pode ter influenciado nos valores de coerências encontrados entre os músculos e o CPap na presente tese (coerência significante de 0,1 a ~4-5 Hz). Já na análise do CMap, variável menos influenciada por possíveis contrações musculares, a coerência significante com os músculos encontra-se na faixa de 0,1 a ~1 Hz.

Como exposto anteriormente, a postura ereta quieta, objeto de estudo na presente tese, é frequentemente modelada como um segmento que funciona como um pêndulo invertido, supondo-se que o CM do corpo é regulado principalmente pela musculatura que atua na articulação do tornozelo (Sasagawa et al., 2009). Winter et al. (1998) ressaltam que esse controle realizado pelos torques gerados no tornozelo é ajustado com base em uma integração de múltiplas aferências (visuais, vestibulares e proprioceptivas), enquanto as outras articulações são ajustadas pelas propriedades passivas presentes nos músculos. Possivelmente o SNC pode combinar determinados músculos independentes, apesar de relacionados entre si, em unidades denominadas sinergias musculares. Porém, apesar das sinergias musculares possuírem um papel importante, elas são apenas um dos muitos mecanismos motores que afetam as respostas do controle postural (Shumway-Cook e Woollacott, 2010). Na análise de coerência foi observado que todos os sinais de EMG, independente da condição experimental, estavam sempre em fase, existindo uma diminuição da coerência na presença do LT para os músculos da perna e da coxa, enquanto que os músculos axiais e do pescoço não foram influenciados pelo toque. Analisando especificamente o membro inferior dos sujeitos, os músculos GM, GL e SO apresentaram comportamento semelhante independente do lado da perna (esquerda ou direita), com presença de coerência significante na faixa de 0 a ~2 Hz para situações mais estáveis (sem BE), aumentando até ~4,5 Hz para situações mais instáveis (com BE), em que o LT tendeu a diminuir a coerência entre os sinais musculares quando comparado com a condição NT.

Saffer et al. (2008) observaram, também em experimentos em postura ereta quieta, uma coerência significante (sinais em fase) entre os músculos SO e GM na faixa de 0,05 a 5 Hz (condição sem visão) e de 0,9 a 5 Hz (condição com visão). Entre os músculos SO e RF a coerência foi significante (em anti-fase) na faixa de 0,05 a 5 Hz (condição sem visão) e de 0,05 a 1,55 Hz (condição com visão). Os autores reportam que o acoplamento em fase na análise do primeiro par de músculos pode ser explicado pelo fato de que o SO e o GM possuem um arranjo anatômico e funcional semelhantes, enquanto que na análise do segundo par de músculos existe um padrão inverso de comportamento, em que o RF atua para ajudar a resistir o balanço posterior do corpo e o SO para resistir o balanço anterior do corpo. Assim, a relação de fase presente nas análises do presente estudo (olhando para os músculos bilateralmente e em cada perna) pode ser explicada pelo fato de haver determinadas semelhanças anatômicas e funcionais entre os pares de músculos escolhidos para a análise. Danna-Dos-Santos et al. (2014) e Boonstra et al. (2015) avaliando a coerência entre diferentes músculos posturais adiantaram uma hipótese de que haveria, em uma faixa de 0 a 5 Hz, um comando descendente comum para todos os músculos, apesar desses músculos serem anatomicamente distantes e agirem em diferentes articulações, refletindo a existência de um padrão de comodulação da ativação muscular durante a postura ereta quieta. Os resultados do presente capítulo corroboram os descritos por Danna-Dos-Santos *et al.* (2014) e Boonstra *et al.* (2015), uma vez que observou-se coerências significantes na faixa de frequência de 0 a 5 Hz com defasagem nula entre os EMGs. A presença de tal comportamento já foi demonstrada durante a postura ereta quieta por Mochizuki *et al.* (2006) e Marsden *et al.* (1999) avaliando a comodulação de baixa frequência nos músculos SO e EE, respectivamente.

As relações entre o balanço postural, as forças aplicadas pelo dedo durante LT e as atividades musculares sugerem a presença de um mecanismo que envolve a ativação de um conjunto de músculos posturais que melhorariam a estabilidade postural no LT. Porém, Franzén e colaboradores (Franzén *et al.*, 2011) observaram que essa teoria explica apenas as mudanças na atividade de músculos posturais fásicos e não de qualquer potencial mudança na atividade tônica gerada na postura ereta quieta. Estes autores observaram que existe um aumento do tônus da musculatura axial durante o LT. Porém, no presente estudo não foram observadas alterações nos valores RMS e nos resultados de coerência nos músculos axiais (RA e EE) em situações com LT. Alguns estudos discutem que a ativação apropriada dos músculos abdominais, conjuntamente com outros músculos do tronco, são importantes para a eficiência do controle postural, incluindo a compensação postural para o movimento do corpo induzido pela respiração, além de terem importante papel na estabilização do tronco (Hodges *et al.*, 2002; Mok *et al.*, 2004; Suzuki *et al.*, 2012). No presente estudo o LT não alterou a ativação desses músculos nas diferentes condições experimentais.

Em relação aos membros inferiores, embora os músculos SO, GL e MG sejam sinergistas, a diminuição da ativação entre eles não foi uniforme no presente estudo, o que pode ser explicado pelas suas diferentes características anatômicas e fisiológicas (Johnson *et al.*, 1987). Os músculos GL e GM, além de cruzarem a articulação do tornozelo, como o SO, também cruzam a articulação do joelho, dessa forma, seus comprimentos são alterados quando o angulo do joelho varia, enquanto que o comprimento do SO permanece constante. A especificidade do ângulo articular para a produção de torque durante a postura é devida, em parte, a diferenças na estratégica de ativação das unidades motoras e ao comprimento relativo das pontes cruzadas de actina e miosina dos músculos (Solomonow *et al.*, 1991). Tal estratégia pode ter contribuído para o comportamento observado (maior diminuição da ativação em GM), tendo a articulação do joelho diminuído significantemente sua variabilidade durante o uso do LT. O músculo TA, comumente ativo em situações de balanço para trás (Hodges *et al.*, 2002), também teve, em situações mais instáveis, sua ativação diminuída com o LT. Uma vez que as oscilações anteroposteriores diminuíram, menor ação do músculo TA foi requerida para ajudar no controle da manutenção da postura.

Em relação às forças exercidas pelo dedo durante o LT nas diferentes tarefas, não há na literatura abordagens semelhantes às realizadas no presente estudo. Assim, no presente estudo foram observadas, de maneira geral, coerências significantes da força aplicada na direção AP com os músculos da perna (lado direito e esquerdo) principalmente na faixa de 0,1 a 1,0 Hz. Comportamento semelhante foi encontrado na mesma faixa de frequência com os ângulos (exceto articulação do joelho) e com CPap e CMap, sempre com predominância de anti-fase entre os sinais. Ao analisar a força aplicada na direção ML, observou-se novamente a existência de uma faixa de frequência semelhante (0,1 a 1,0 Hz) em que os sinais apresentaram uma coerência significante com os sinais do CPml e o CMml, novamente com tendência de anti-fase. Em todas essas análises houve uma relação direta entre a faixa de frequência com coerência alta e a condição de instabilidade da tarefa. Tal comportamento de aumento de coerência entre as forças aplicadas pelo dedo e os demais sinais (EMG, ângulos, CP e CM) em situações de postura mais desafiadoras corrobora achados prévios que reportam o importante papel do dedo na geração de informação sensorial utilizada pelo SNC para ajustar e promover correções no balanço postural. Entretanto, cabe salientar que a função exata dessas possíveis aferências sensoriais na diminuição das oscilações posturais ainda não é totalmente conhecida. O controle postural requer mais do que a capacidade de gerar e aplicar força para controlar determinada posição do corpo no espaço. Para isso, a fim de saber como e quando gerar as estratégias necessárias para estabilização da postura, o SNC necessita organizar informações provenientes de estímulos periféricos do sistema visual, vestibular e somatossensorial (receptores proprioceptivos, cutâneos e articulares), utilizando-os de maneira a detectar a posição e a movimentação do corpo no espaço, em que cada um desses sentidos fornece ao SNC um modelo de referência diferente para o controle da postura (Shumway-Cook e Woollacott, 2010), possibilitando que informações geradas por estímulos como o LT sejam utilizados para minimizar as oscilações posturais.

Além dos resultados apresentados no presente capítulo, análises adicionais permitirão a extração de novas informações que poderão complementar as informações providas pelos presentes experimentos sobre o papel do LT na melhora do controle postural. Técnicas como a análise de componentes principais (Bengoetxea *et al.*, 2015; Yang *et al.*, 2015), *uncontrolled manifold* (Hsu et al., 2007; Freitas e Duarte, 2012), correlação cruzada (Kohn, 2005; Teixeira *et al.*, 2012), dentre outras, quando aplicadas a conjuntos de dados semelhantes aos obtidos na presente tese, poderão contribuir para o entendimento de comportamentos que não puderam ser avaliados apropriadamente no presente capítulo.

Capítulo 2. Contribuição dos proprioceptores musculares do dedo na geração de informação sensorial durante o LT

2.1. Introdução e Revisão da Literatura

O sistema sensorial somático permite ao nosso corpo perceber sensações, sentir dor ou frio, por exemplo, e saber em que parte do corpo isso está acontecendo. É sensível a muitos tipos de estímulos e, dentre eles, a pressão contra a pele. Este sistema difere de outros sistemas sensoriais de duas maneiras. Primeiro, seus receptores estão distribuídos pelo corpo em vez de estar concentrados em regiões pequenas e especializadas. Segundo, uma vez que ele responde a muitos tipos diferentes de estímulos é possível pensá-lo como um grupo de, no mínimo, quatro sentidos em vez de apenas um: os sentidos do tato, de temperatura, de dor e de postura corporal. Portanto, o sistema sensorial somático caracteriza-se por ser uma categoria coletiva que reúne todas as sensações que não sejam a visão, a audição, o paladar, o olfato e o sentido vestibular do equilíbrio (Bear *et al.*, 2007).

A sensação do tato começa pela pele. A pele tem uma camada externa, a epiderme, e uma cama interna, a derme. A sensibilidade tátil é mais desenvolvida na pele dos dedos, na superfície palmar da mão, na sola dos pés e nos lábios (Kandel *et al.*, 2013). As informações sensoriais estimuladas em condições experimentais com LT possuem origem em mecanoceptores presentes nas duas camadas da pele e no sistema proprioceptivo dos músculos e da articulação do dedo em contato com a superfície de apoio. Alguns estudos foram capazes de separar, por meio de posicionamentos específicos da mão e dos dedos, a contribuição dos receptores cutâneos do dedo dos receptores intramusculares (Gandevia e McCloskey, 1976; Gandevia *et al.*, 1983), dando sustentação para as questões que serão apresentadas neste capítulo.

Para poder entender quais são os possíveis mecanismos que permitem reduzir as oscilações posturais de seres humanos durante a estimulação háptica provocada pelo LT, necessita-se revisar alguns conceitos de fisiologia das estruturas presentes na ponta do dedo. A pele presente na polpa dos dedos é caracterizada por uma disposição regular de cristas formadas por pregas da epiderme, arranjadas em um padrão circular chamado de impressões digitais que contêm um grande número de mecanoceptores. Esses receptores de característica mecânica medeiam a sensação de tato e são excitados pela indentação na pele ou pela

movimentação do estímulo sobre as superfícies, sendo sensíveis a deformações físicas, uma vez que há no centro de cada mecanoceptor ramificações não mielinizadas de axônios, os quais possuem canais iônicos mecanossensíveis (Bear *et al.*, 2007; Abraira e Ginty, 2013; Kandel *et al.*, 2013). Os receptores estão localizados superficialmente na pele, na junção entre a derme e a epiderme, ou mais profundamente na derme e no tecido subcutâneo, conforme ilustrado na Figura 48.



Figura 48. Localização e morfologia dos mecanoceptores na pele da ponta dos dedos das mãos. (Adaptado de Kandel *et al.* (2013)).

Superficialmente os dois principais receptores são o corpúsculo de Meissner e os discos receptores de Merkel e, mais profundamente, os dois principais mecanoceptores são os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini. Os corpúsculos de Meissner e os corpúsculos de Pacini são receptores de adaptação rápida, e o disco receptor de Merkel e a terminação subcutânea de Ruffini são receptores de adaptação lenta. Além dessa característica, cada receptor possui diferentes campos receptores (região da pele, que se deformada, causa excitação do neurônio sensorial) (Figura 49). Os campos receptores de cada receptor possuem tamanhos e estruturas distintas, dependendo de sua localização na pele (Johnson, 2001; Kandel *et al.*, 2013). Nas camadas superficiais da pele, uma única célula do gânglio da raiz dorsal recebe aferências de um grupo de 10 a 25 corpúsculos de Meissner ou

de discos receptores de Merkel (possuindo campos receptores pequenos), sendo que nas camadas profundas da pele, cada fibra nervosa inerva um único corpúsculo de Pacini ou uma única terminação de Ruffini (caracterizados por campos receptores com grandes áreas na pele) (Bear *et al.*, 2007; Kandel *et al.*, 2013).



Figura 49. Os mecanoceptores presentes na pele da mão variam de tamanho e estrutura dos seus campos receptores. Cada área colorida da mão indica o campo receptor de uma fibra nervosa sensorial diferente no nervo mediano. (Adaptado de Kandel *et al.* (2013)).

As diferenças de tamanho dos campos receptores influenciam nas funções dos receptores. Com campos receptores menores, os corpúsculos de Meissner e os discos receptores de Merkel acabam sendo responsáveis pela resolução de detalhes espaciais finos, possibilitando a discriminação tátil precisa da textura das superfícies (e.g., capacidade de ler em Braille). Os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini nas camadas profundas são sensíveis apenas a diferenças espaciais grosseiras. Outro fator que influencia na sensibilidade é a densidade dos receptores na mão humana. A ponta do dedo é a região do corpo humano

mais densamente inervada, recebendo aproximadamente 300 fibras nervosas mecanoceptoras por centímetro quadrado (cm²). O número de fibras cai para 120/cm² nas falanges proximais e para 50/cm² na palma da mão (Figura 50) (Bear *et al.*, 2007; Kandel *et al.*, 2013).



Figura 50. Variedade da distribuição dos diferentes tipos de receptores na mão humana. O número de fibras sensoriais que inervam uma determinada área é indicado pela densidade de pontos, em que a mais alta densidade de receptores está representada pela mais alta densidade de pontos. Corpúsculos de Pacini e terminações de Ruffini são menos numerosos que os discos receptores de Merkel e os corpúsculos de Meissner (Adaptado de Kandel et al., 2013).

Outros tipos de mecanoceptores importantes que também sofrem influência do toque promovido durante uma situação com LT estão localizados nos músculos esqueléticos e nas cápsulas articulares presentes nos dedos, mãos e em todo o corpo. Podemos destacar três tipos de mecanoceptores nos músculos e articulações que sinalizam a posição estacionária dos membros e a velocidade e direção dos membros (quando em algum tipo de movimento): 1) receptores especializados sensíveis ao estiramento muscular (fuso muscular); 2) órgão tendinoso de Golgi (receptores presentes no tendão que são sensíveis à força de contração); e 3) receptores localizados nas cápsulas articulares que são sensíveis à flexão ou extensão da articulação (Bear *et al.*, 2007; Kandel *et al.*, 2013).

Muitos são os possíveis mecanismos fisiológicos que podem estar associados ao efeito do LT sobre a postura, podendo haver influências tanto da pele superficial (Merkel e Meissner) e profunda (Pacini e Ruffini), quanto de receptores presentes em estruturas musculotendíneas e articulares. A maneira como essas informações proprioceptivas e de tato chegam ao cérebro (via lemnisco medial) é comum aos diferentes tipos de receptores, porém é importante salientar que a excitação desses receptores não foi mensurada no presente estudo. O aumento/diminuição das taxas de disparo de todos esses tipos de receptores não foi avaliada, porém as estratégias geradas pelo controle postural, proveniente das análises de CP e forças aplicadas pelo dedo, com e sem LT, foram capazes de traduzir (de forma indireta) as alterações que podem ter ocorrido devido à estimulação desses grupos distintos de receptores.

Para poder aumentar a precisão do estudo sobre a influência de cada tipo de mecanoceptor no controle postural com LT, alguns procedimentos foram utilizados nos experimentos propostos neste capítulo para isolar os receptores intramusculares de receptores articulares e cutâneos. Gandevia e McCloskey (1976) descobriram que uma determinada peculiaridade anatômica permitia que a mão fosse posicionada de uma maneira que a falange distal do terceiro dedo não pudesse ser movimentada de maneira voluntária, havendo um desacoplamento (tradução do termo em inglês '*disengage*') dos músculos, com a conseguinte ausência de ativação das aferentes musculares. Nesta posição, apenas os receptores da articulação e da pele contribuíam para a sensação de posição do dedo (Figura 51).



Figura 51. Aparato utilizado para separar a contribuição dos receptores intramusculares dos receptores cutâneos e articulares. Observa-se a posição da mão e dedos quando os músculos estão desacoplados (figura da esquerda) e acoplados (figura da direita). (Adaptado de Gandevia e McCloskey (1976)).

Nesse estudo (Gandevia e McCloskey, 1976) os autores observaram, após alguns testes realizados em doze sujeitos, que as melhoras de desempenho perceptual observadas após o reacoplamento muscular foram provocadas pelos receptores intramusculares (fuso muscular). Notou-se que a volta da posição de acoplamento muscular promoveu uma mudança muito pequena na rigidez articular (descartando a hipótese de que tal melhora tenha

ocorrido em função do aumento das taxas de disparo de receptores específicos da articulação), sendo improvável que a melhora tenha se originado do aumento da excitação de receptores cutâneos, pois eles não são afetados pelo acoplamento/desacoplamento muscular. Neste mesmo estudo, em outro experimento, os músculos do dedo foram anestesiados (apenas em sete sujeitos) e os testes mostraram que os receptores intramusculares possuem relativa importância na realização de determinadas tarefas pelos dedos.

Outro trabalho (Gandevia *et al.*, 1983), dando sequência ao estudo de Gandevia e McCloskey (1976), verificou posições que possibilitaram avaliar, além da posição na qual nenhuma aferente muscular é estimulada (Figura 52A), uma posição em que apenas as aferências do músculo flexor fossem estimuladas durante uma determinada tarefa (Figura 52B), ou quando as aferências de ambos os músculos (flexor e extensor) pudessem contribuir na tarefa (Figura 52C). Após diferentes testes os autores concluíram que a completa acuidade proprioceptiva depende da contribuição de receptores intramusculares, da pele e articulações.



Figura 52. A) Posição com os músculos desacoplados; B) Posição com apenas o músculo extensor desacoplado; e C) Posição com o músculo flexor e extensor acoplado. (Adaptado de Gandevia *et al.* (1983)).

Além dos trabalhos anteriormente citados abordando diferentes manipulações para isolar determinados mecanoceptores dos dedos, outro estudo interessante procurou investigar a manipulação de todo o membro superior em experimentos com LT. Rabin *et al.* (2008) reduziram, em protocolos com LT, o grau de liberdade do braço por meio da imobilização de algumas articulações. Os autores sustentam que tal abordagem permite que as informações proprioceptivas geradas pelo braço sejam relativamente constantes durante os experimentos, diminuindo a influência de aferências proprioceptivas provenientes de movimentos da articulação do ombro, cotovelo, punho e mão na diminuição das oscilações posturais com o uso do LT.

Assim, diante da fundamentação apresentada, os experimentos relacionados a este capítulo tiveram como objetivo avaliar a possibilidade de separar e quantificar a contribuição dos proprioceptores musculares da contribuição de receptores cutâneos da polpa do dedo na geração da informação sensorial durante o LT, por meio da análise de variáveis extraídas do CP. Para tentar verificar o papel de cada um desses diferentes grupos de receptores, utilizou-se uma abordagem semelhante à adotada por Rabin *et al.* (2008), em que as informações proprioceptivas oriundas do membro superior foram suprimidas por meio da imobilização de determinadas articulações do membro superior, permitindo que as informações utilizadas no controle postural dos sujeitos advenham principalmente de aferências geradas pelo contato do dedo no LT.

2.2. Materiais e Métodos

2.2.1. Participantes

Foram avaliados 11 sujeitos destros (5 do sexo masculino e 6 do sexo feminino, 29,1 \pm 3,4 anos de idade, massa média de 67,7 \pm 16,9 quilos e 1,71 \pm 0,12 metros de altura) sem antecedentes prévios ou história atual de patologias neurológicas ou deformidades articulares que pudesse afetar sua habilidade de se manter na postura ereta quieta. Os sujeitos foram previamente informados sobre o protocolo experimental, assinando posteriormente um termo de consentimento livre e esclarecido para participar do experimento (Apêndice A). É importante salientar que todo o protocolo experimental foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo (Anexo B).

2.2.2. Plataforma de força, MPF e sincronização

Para computar e armazenar as informações sobre as 3 forças e 3 momentos nos eixos X, Y, e Z da plataforma de força disposta no solo durante a postura ereta quieta e as forças aplicadas pelo dedo durante os experimentos utilizou-se dos mesmos instrumentos e métodos empregados no capítulo 1. Todos os sinais foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Para garantir a sincronização do início da aquisição dos sinais da plataforma de força e da MPF, utilizou-se do mesmo programa desenvolvido em ambiente LabView (National Instruments, Austin, Texas, EUA) adotado no capítulo 1. Todos os sinais foram armazenados por meio do programa *NDI First Principles motion capture* (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, Canadá).

2.2.3. Desenvolvimento de dispositivo para investigar a contribuição dos proprioceptores musculares do dedo durante o LT

Levando em consideração os avanços obtidos por Gandevia e McCloskey (1976); Gandevia *et al.* (1983) quanto ao método para a separação da contribuição de diferentes receptores e baseado nas imobilizações propostas por Rabin *et al.* (2008) foram desenvolvidos em laboratório, pelo especialista Felipe Fava de Lima, dois dispositivos com o objetivo de isolar a contribuição dos proprioceptores musculares por meio da imobilização da articulação interfalangiana do terceiro dedo da mão. Os dispositivos foram projetados em laboratório levando-se em conta o peso final do objeto, graus de liberdade para o ajuste em diferentes sujeitos e mecanismos de fixação do dedo. Para a minimização do peso foi selecionado alumínio como matéria-prima, visando leveza e resistência mecânica do objeto. Foram levadas em consideração duas posições de experimento: mão para cima, denominado de experimento 1 (Figura 52A); e mão para baixo, denominado de experimento 2 (Figura 53A).

Após a finalização do desenho das peças que comporiam os aparatos, utilizou-se uma máquina de comando numérico computadorizado de corte com jato de água para cortar uma chapa de alumínio de 3mm de espessura no formato das peças pré-estabelecidas. Além das peças metálicas, foi necessário construir por meio de uma impressora 3D um suporte de plástico para fixar de maneira adequada o dedo. Duas peças especiais foram construídas para a imobilização dos dedos: a primeira imobilizou os dedos de maneira que não houvesse informação sensorial proprioceptiva advinda dos músculos dos terceiro dedo (Figuras 53B e 54B), e a segunda manteve o terceiro dedo imobilizado, porém com os outros dedos livres,

mantendo o acoplamento muscular do músculo flexor do terceiro dedo (Figuras 53C e 54C). Após a confecção de todas as partes, o dispositivo para o experimento 1 e experimento 2 foram finalizados. No experimento 2 foi necessária a fixação de uma pequena haste rígida de alumínio sobre a MPF. Tal procedimento se fez necessário para evitar o toque da MPF com a coxa dos sujeitos e com o aparato fixado ao corpo, conforme exemplificado na Figura 54B, permitindo que o toque fosse aplicado de maneira adequada e que as forças fossem registradas durante os testes.



Figura 53. Experimento 1: A) Sujeito com o aparato fixado ao corpo e imobilizando o membro superior com a mão para cima. B) Terceiro dedo sem informação sensorial muscular (demais dedos estendidos). C) Terceiro dedo com informação sensorial do músculo flexor (demais dedos livres). Para fins de clareza, deve-se notar que o queixo do sujeito fica afastado da MPF.



Figura 54. Experimento 2: A) Sujeito com o aparato fixado ao corpo e imobilizando o membro superior com a mão para baixo. B) Haste rígida de alumínio fixada a MPF utilizada durante o toque. C) Terceiro dedo sem informação sensorial muscular (demais dedos estendidos). D) Terceiro dedo com informação sensorial do músculo flexor (demais dedos livres).
Para a correta imobilização da mão e dos demais dedos utilizou-se de uma corda de borracha para fixação, de maneira que não houvesse movimentos desnecessários durante o experimento. Faixas adicionais foram utilizadas para imobilizar a articulação do punho e cotovelo.

2.2.4. Procedimentos experimentais

Foram adotados os mesmos procedimentos tanto no experimento 1 quanto no experimento 2. Em todos os testes os sujeitos ficaram sobre o BE e com os olhos fechados. Primeiramente o aparato foi fixado ao sujeito conforme apresentado na figura 53 (experimento 1) e figura 54 (experimento 2). Os sujeitos permaneceram em posição ortostática (o mais quieto possível) sobre a plataforma de força, selecionando uma posição confortável, com os pés afastados a uma distância aproximadamente igual a de um ombro ao outro. Em seguida, com os sujeitos descalços, a posição dos pés sobre o BE (posicionado acima da plataforma de força) foi demarcada, garantindo que a mesma posição do sujeito em relação à superfície de contato do dedo fosse mantida durante todo o experimento.

Os experimentos incluíram duas condições de posição dos dedos (dedo livre, com informação sensorial do fuso muscular do músculo flexor do terceiro dedo (CF); dedo preso, sem informação sensorial do fuso muscular do músculo flexor do terceiro dedo (SF)) e duas condições de toque (NT, sem toque na MPF; e LT, com o terceiro dedo tocando a superfície da MPF). Dessa forma, as 4 condições testadas em ambos os experimentos foram: C1) CF e NT; C2) CF e LT; C3) SF e NT; e C4) SF e LT.

Após ser posicionado sobre o BE, o sujeito era instruído a permanecer o mais quieto possível. Essa foi a única instrução dada aos sujeitos nos dois experimentos. Assim, o ajuste da força aplicada pelo dedo durante o LT foi realizado pelo pesquisador. Com o sujeito o mais estável possível sobre o BE, a MPF era posicionada abaixo do dedo, sendo fixado a ela por meio de uma fita adesiva dupla face. Em seguida, o ajuste da força exercida sobre a plataforma de força (< 1 N) era realizado pelo pesquisador por meio do controle da altura do tripé em que a MPF se encontrava fixada. Tomou-se o cuidado de escolher uma posição em que não houvesse risco de toque entre o aparato (fixo aos sujeitos) e a MPF. Dessa maneira, uma vez encontrada a posição adequada em que as forças aplicadas pelo dedo ficavam abaixo de 1 N, a posição dos pés do tripé eram demarcadas no solo e a altura do mesmo também era

anotada. Tais informações foram utilizadas para padronizar as condições de toque dentro de cada experimento. Em cada experimento os sujeitos realizaram 5 repetições com duração de 90 segundos para cada condição experimental. As condições foram apresentadas de forma aleatória. Para evitar efeito resultante de fadiga muscular, o sujeito teve um período de descanso de aproximadamente 2 minutos entre as condições, no qual permaneceu confortavelmente sentado em banco alto, com o objetivo de não alterar a configuração do aparato fixado ao corpo. Entre os experimentos 1 e 2 houve um período de descanso de aproximadamente 10 a 15 minutos. Cada sessão experimental teve duração aproximada de 1,5 horas.

2.2.5. Processamento dos dados

Todos os sinais adquiridos durante os experimentos foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab (MathWorks, Inc. Natick, MA). Para o cálculo das forças obtidas pela MPF e para o cálculo do CP, das suas variáveis nas direções AP e ML (Área, RMSap, RMSml, VMap e VMml) e da DEP nas diferentes faixas de frequência, tanto na direção AP (BFap, MFap e AFap) quanto ML (BFml, MFml e AFml), foram utilizados os procedimentos adotados no item 1.2.12 do capítulo 1.

2.2.6. Análise estatística

As análises descritivas foram realizadas por meio do programa estatístico SPSS (Inc., Chicago, IL, EUA), com nível de significância de 95% (p < 0,05). Primeiramente, a normalidade dos dados foi testada e confirmada através do teste de *Shapiro-Wilk*. Em cada experimento o módulo das forças aplicadas pela ponta do dedo nas condições com LT foram analisadas por meio do teste t de *Student* para dados pareados (bi-caudal), a fim de comparar as diferenças entre as posições CF e SF. Os dados reportados dessa análise são os valores de t (com os graus de liberdade), os valores de significância do p e o TE. As variáveis obtidas do CPap e CPml e a área abaixo da DEP do CPap e do CPml foram analisadas por meio de uma ANOVA de 2 fatores (toque: LT vs NT; e posição: CF vs SF) com medidas repetidas e pós-teste de *Bonferroni*. Os

dados reportados das análises são os valores de F, valores de p e o TE. Todas as variáveis são apresentadas em valores de M e EPM.

2.3. Resultados

As forças verticais (Fz) aplicadas pela ponta do dedo durante os experimentos com LT não poderiam ultrapassar o valor de 1 N (Holden *et al.*, 1994; Jeka e Lackner, 1994), o que caracterizaria um apoio mecânico. Na figura 55 observa-se que durante essas condições que as forças verticais aplicadas pelo dedo ficaram abaixo de 1 N nos dois experimentos. Ressaltase que a comparação entre os resultados obtidos nos dois experimentos não foi objeto de estudo do presente capítulo.



Figura 55. Valores das forças (M \pm EPM) aplicadas pela ponta do dedo nos três eixos (Fx, Fy e Fz) para ambos os experimentos durante as condições com LT. CF = condição com a informação sensorial do fuso muscular; SF = condição sem a informação sensorial do fuso muscular.

Em ambos os experimentos não houve diferenças significantes para as forças aplicadas pelo dedo na direção AP (Fx) e na força vertical (Fz) entre as posições. Na direção ML (Fy) houve um aumento significante apenas no experimento 2 ($t_{(54)} = -3,12$, p < 0,003, TE = 0,15) entre as posições dos dedos.

Houve um efeito de interação significante entre o tipo de posição dos dedos (CF e SF) e o tipo de toque (NT e LT) para a variável RMSap ($F_{(1, 54)} = 5,21, p = 0,026, TE = 0,08$). Isto indica que o efeito entre CF e SF difere entre as condições NT e LT nesta variável. Além disso, houve efeito principal significante para a condição de toque para as variáveis RMSap ($F_{(1, 54)} = 259,62, p < 0,001, TE = 0,82$), RMSml ($F_{(1, 54)} = 239,54, p < 0,001, TE = 0,81$), VMap ($F_{(1, 54)} = 102,08, p < 0,001, TE = 0,65$), VMml ($F_{(1, 54)} = 49,47, p < 0,001, TE = 0,48$) e Área ($F_{(1, 54)} = 135,76, p < 0,001, TE = 0,71$), apresentando uma diminuição da oscilação postural no uso do LT, independente da posição dos dedos. Análises pós-testes de *Bonferroni* identificaram diferenças significantes entre a condição NT e a condição LT para as posições CF (RMSap: p < 0,001; RMSml: p < 0,001; VMap: p < 0,001; VMml: p < 0,001; Área: p <0,001) e SF (RMSap: p < 0,001; RMSml: p < 0,001; VMap: p < 0,001; VMml: p < 0,001; Área: p < 0,001). Quando comparadas as posições CF e SF dentro das condições de toque, a única diferença encontrada foi para a variável RMSap (p = 0,044) na condição LT (Figuras 56, 57 e 58).

Na análise da DEP dos sinais do CPap e CPml (Figuras 59 e 60) houve efeitos principais significantes para a condição de toque em BFap ($F_{(1, 54)} = 85,41$, p < 0,001, TE = 0,61), MFap ($F_{(1, 54)} = 46,79$, p < 0,001, TE = 0,46), AFap ($F_{(1, 54)} = 39,37$, p < 0,001, TE = 0,42), BFml ($F_{(1, 54)} = 61,59$, p < 0,001, TE = 0,53), MFml ($F_{(1, 54)} = 93,68$, p < 0,001, TE = 0,63) e AFml ($F_{(1, 54)} = 8,04$, p = 0,006, TE = 0,13). Análises pós-testes de *Bonferroni* identificaram diferenças significantes entre as condições NT e LT para as posições CF (BFap: p < 0,001; MFap: p < 0,001; AFap: p = 0,007; BFml: p < 0,001; MFml: p < 0,001; AFml: p < 0,001; MFap: p < 0,001; MFap:

2.3.2. Experimento 2

Houve um efeito de interação significante entre o tipo de posição dos dedos (CF e SF) e o tipo de toque (NT e LT) para a variável VMap ($F_{(1, 54)} = 5,27$, p = 0,026, TE = 0,09) e VMml ($F_{(1, 54)} = 12,87$, p = 0,001, TE = 0,19). Efeitos principais significantes foram encontrados para a condição de toque para as variáveis RMSap ($F_{(1, 54)} = 591,18$, p < 0,001, TE = 0,91), RMSml ($F_{(1, 54)} = 216,39$, p < 0,001, TE = 0,80), VMap ($F_{(1, 54)} = 436,49$, p < 0,001, TE = 0,89), VMml ($F_{(1, 54)} = 190,57$, p < 0,001, TE = 0,78) e Área ($F_{(1, 54)} = 101,04$, p < 0,001, TE = 0,65), havendo uma diminuição da oscilação postural com o uso do LT. Póstestes de *Bonferroni* evidenciaram uma redução da oscilação postural (em relação à condição controle) nos testes realizados com o uso do LT, tanto para a posição CF (RMSap: p < 0,001; RMSml: p < 0,001; VMap: p < 0,001; VMml: p < 0,001; Área: p < 0,001) quanto para a posição SF (RMSap: p < 0,001; RMSml: p < 0,001; VMap: p < 0,001; VMml: p < 0,001; VMml: p < 0,001; Área: p < 0,001). Na análise realizada dentro das condições NT e LT, observou-se uma diminuição das variáveis VMap (p = 0,006) e VMml (p = 0,006) para a posição SF quando comparada com a posição CF (Figuras 56, 57 e 58).

Na análise da DEP dos sinais do CPap e CPml (Figuras 59 e 60) houve efeitos principais significantes para a condição de toque em BFap ($F_{(1, 54)} = 96,35$, p < 0,001, TE = 0,64), MFap ($F_{(1, 54)} = 75,72$, p < 0,001, TE = 0,58), AFap ($F_{(1, 54)} = 28,20$, p < 0,001, TE = 0,34), BFml ($F_{(1, 54)} = 37,71$, p < 0,001, TE = 0,41), MFml ($F_{(1, 54)} = 74,06$, p < 0,001, TE = 0,58) e AFml ($F_{(1, 54)} = 28,76$, p < 0,001, TE = 0,35). Análises pós-testes de *Bonferroni* identificaram diferenças significantes entre as condições NT e LT para as posições CF (BFap: p < 0,001; MFap: p < 0,001; AFap: p = 0,001; BFml: p < 0,001; MFml: p < 0,001; AFml: p < 0,001; MFap: p < 0,001; MFap:



Figura 56. Valores de RMSap e RMSml do CP ($M \pm EPM$) nas condições NT e LT. **A**) Experimento 1. **B**) Experimento 2.



Figura 57. Valores de VMap e VMml do CP ($M \pm EPM$) nas condições NT e LT. **A**) Experimento 1. **B**) Experimento 2.



Figura 58. Valores de Área do CP (M ± EPM) nas condições NT e LT. A) Experimento 1. B) Experimento 2.



Figura 59. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M \pm EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPap estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para: A) Experimento 1 e B) Experimento 2. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz).



Figura 60. Média dos espectros de potência e valores das áreas (M \pm EPM) abaixo da DEP dos sinais do CPml estimados a partir de todas as repetições de todos os sujeitos para: A) Experimento 1 e B) Experimento 2. C) Representação dos mesmos espectros obtidos em A, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). D) Representação dos mesmos espectros obtidos em B, porém para as faixas de frequências separadas, correspondentes a BFr (0,05 a 0,25 Hz), MFr (0,3 a 0,7 Hz) e AFr (0,75 a 2 Hz). *Diferença significante (p <0,05) entre as condições NT e LT.

2.4. Discussão

O presente capítulo teve como objetivo investigar se a retirada da informação sensorial do músculo extensor do terceiro dedo da mão em condições experimentais com e sem LT promoveria um aumento na oscilação postural, visando tentar observar de maneira mais detalhada o papel de cada tipo de receptor sensorial por meio de variáveis extraídas do CP. Os resultados mostraram que o LT diminuiu as oscilações posturais em todos os testes. Porém, o resultado mais interessante encontrado adveio da redução de variáveis como RMSap (no experimento 1), VMap e VMml (no experimento 2) durante a posição SF quando comparada com a posição CF, sempre na condição LT. Assim, para discutir os presentes resultados e a abordagem metodológica empregada no presente estudo, entendemos que se faz necessário levantar alguns aspectos fisiológicos e metodológicos que podem estar associados aos resultados encontrados no presente capítulo, conforme será abordado a seguir.

Durante as atividades diárias do ser humano, entre elas a manutenção da postura, há um influxo de sinais enviados pelo corpo ao SNC, em que o conhecimento sobre a posição e movimento do tronco e dos membros é determinado por meio de informações fornecidas pelos proprioceptores (Proske e Gandevia, 2012). O termo propriocepção, abordado pela primeira vez por Sherrington (1907), refere-se a um estado em que o corpo é suprido de diversos tipos de proprioceptores além daqueles relacionados à sensibilidade muscular, compreendendo a sensação de posição, de movimento dos membros, de tensão e força, de esforço e também as sensações relacionadas à postura (Proske e Gandevia, 2009; 2012). Mais especificamente, ressalta-se no presente estudo a habilidade de sentir a posição e o movimento dos membros e do tronco, denominada de cinestesia, sendo influenciada em grande parte pela estimulação do fuso muscular (Bastian, 1887). Porém, além de aferências sensoriais musculares, informações adicionais são fornecidas ao sistema proprioceptivo por meio de aferências originadas da estimulação de receptores presentes na pele e nas articulações (Proske e Gandevia, 2009; 2012).

Diante da relevância que a estimulação de receptores cutâneos pode exercer sobre o comportamento da postura, alguns estudos investigaram a importância desses receptores por meio da aplicação de estímulos táteis em diferentes regiões do corpo. Rogers *et al.* (2001) avaliaram a influência de estímulos táteis passivos aplicados ao joelho e ao ombro com os sujeitos em pé. Os autores observaram que apenas os estímulos que possuíam relação com o balanço do sujeito foram capazes de diminuir as oscilações posturais. Estímulos táteis

aleatórios não proporcionaram em nenhum dos sujeitos alterações no deslocamento do CP. Menz *et al.* (2006), dando sequência ao estudo de Rogers *et al.* (2001), observaram que estímulos táteis passivos (também relacionados com o balanço do sujeito) aplicados na região do tornozelo, região da panturrilha e próximo ao joelho, foram capazes de prover informações sensoriais sobre o movimento do corpo, reduzindo significantemente as oscilações posturais. Entretanto, cabe ressaltar que em estudos sobre postura, a tarefa em si reflete uma combinação complexa de restrições biomecânicas e de mecanismos de controle neural (Horak, 2006). Em particular, ressalta-se a integração do *feedback* visual, vestibular e proprioceptivo, que permite ao SNC controlar a estabilidade postural por meio de informações acerca da orientação espacial relativa do corpo em relação às configurações da BS e do meio em volta do sujeito (Peterka, 2002), não existindo um papel exclusivo das informações proprioceptivas e/ou cutâneas para a manutenção da postura.

Kouzaki e Masani (2008) investigaram se a diminuição observada na oscilação postural em experimentos com LT era devido ao suporte mecânico gerado pelo toque do dedo ou se existia um componente sensorial tátil que influenciava na maneira pela qual os sujeitos diminuíam a sua oscilação postural. Os autores observaram que o LT não diminuiu as oscilações posturais quando torniquetes foram aplicados ao membro superior que realizava o LT (interrompendo a circulação de sangue), demonstrando que os efeitos do toque são dependentes do *feedback* sensorial tátil e não do apoio mecânico fornecido pelo contato do dedo com a superfície de contato. Outro aspecto importante sobre o LT reside no fato do estímulo associado ao toque do dedo estar relacionado ao comportamento do balanço do sujeito, conforme abordado na discussão de diversos trabalhos sobre o tema (Holden et al., 1994; Jeka e Lackner, 1995a; Clapp e Wing, 1999; Albertsen et al., 2010; Franzén et al., 2012; Misiaszek et al., 2016), corroborando os achados de Rogers et al. (2001) e Menz et al. (2006) citados anteriormente, reforçando a evidência de que é necessário existir uma associação entre o estimulo tátil e o balanço do sujeito para que as informações sensoriais geradas pelo toque possam promover uma diminuição efetiva das oscilações posturais. Em um dos primeiros trabalhos sobre LT, Jeka e Lackner (1994) já reportavam que os receptores sensoriais da ponta do dedo possuíam importante papel para prover informações sobre a posição e configuração do dedo em relação à superfície de contato. Nesse estudo os autores relatam que determinados receptores do dedo são possivelmente estimulados por mudanças no ângulo articular durante o toque, permitindo que o dedo seja capaz de fornecer informações sobre a oscilação postural. Entretanto, a maneira pela qual a estimulação de cada tipo de receptor influencia na diminuição da oscilação postural é pouco conhecida.

Estudos mais recentes levantam as mesmas hipóteses propostas por Jeka e Lackner (1994), ressaltando que o dedo utilizado no LT promove um influxo sensorial correlacionado com o balanço do corpo, permitindo ao SNC antecipar a ativação de determinados músculos posturais e, dessa forma, diminuir as oscilações do sujeito (Dickstein *et al.*, 2001; Lackner *et al.*, 2001; Rabin *et al.*, 2008). Vários estudos reportam existir um tempo de aproximadamente 250 a 300 ms entre as forças aplicadas pelo dedo e as correções posturais (Jeka e Lackner, 1994; 1995b; Lackner *et al.*, 2001; Krishnamoorthy *et al.*, 2002). Entretanto, esses resultados supracitados precisam ser analisados com atenção, levando-se em consideração aspectos como: 1) a execução da própria tarefa de toque sobre a superfície estacionária (Riley *et al.*, 1999; Vuillerme *et al.*, 2006) e 2) as características dos diferentes receptores expostos ao toque (Jeka e Lackner, 1994; Rogers *et al.*, 2001; Rabin *et al.*, 2008; Chen e Tsai, 2015; Misiaszek *et al.*, 2016).

Em relação à tarefa de toque, nos experimentos apresentados nesse capítulo, a única tarefa requisitada ao sujeito era ficar o mais quieto possível, não existindo a necessidade de atenção para manterem o toque do dedo sobre a superfície de contato. A importância da atenção na tarefa de toque foi investigada por Riley et al. (1999), em um experimento avaliando um grupo de sujeitos os quais acreditavam que o toque realizado durante os experimentos não possuíam a mínima relevância para o teste. Os autores observaram nesse grupo que não houve diferenças entre as condições de toque (NT vs LT), reportando que as conclusões levantadas por Jeka e Lackner (1994), Jeka e Lackner (1995b), Clapp e Wing (1999), entre outros estudos, podem não estar totalmente corretas, pois não levaram em consideração em seus estudos a demanda supra-postural exigida pela tarefa de toque. O estudo de Vuillerme et al. (2006) corrobora com essa hipótese, demonstrando que existe uma demanda de atenção em experimentos de postura com LT para que o efeito do toque seja eficiente. Nos experimentos deste capítulo, as orientações passadas aos sujeitos durante os experimentos tentaram minimizar um possível viés metodológico que poderia influenciar os resultados dos testes, priorizando em tese, as informações das aferências sensoriais promovidas pelo toque por meio da exclusão da demanda cognitiva/atencional que seria usada para a realização da tarefa de toque. Porém, é importante ressaltar que tal demanda cognitiva/atencional pode não ter sido totalmente excluída da tarefa, existindo a contribuição de uma demanda supra-postural (possivelmente diminuída pela instrução dada aos sujeitos) conjuntamente com as informações sensoriais.

Se por um lado procurou-se minimizar a influência de uma demanda supra-postural na tarefa de toque, por outro pode ter existido um comprometimento na geração da informação

sensorial muscular. Por não haver a necessidade de atenção do sujeito para a manutenção do toque e da força e pelo fato do dedo estar sempre fixado à MPF por meio de uma fita adesiva, a tarefa de toque proposta em ambos os experimentos pode ser configurada como uma tarefa de toque passiva. Muitos estudos têm reportado que a percepção de movimento é maior durante um movimento ativo quando comparado com o passivo (Fuentes e Bastian, 2010; Cordo *et al.*, 2011; Papetti *et al.*, 2016). O toque passivo tende a envolver apenas a estimulação de receptores da pele e seus tecidos adjacentes, enquanto que o toque ativo tende a envolver concomitantemente a excitação de receptores de articulações, tendões, músculos e pele. Além disso, enquanto o toque passivo refere-se principalmente à sensibilidade cutânea, o toque ativo envolve uma atividade motora e um processo cognitivo que exercem influência sobre o efeito da percepção tátil (Papetti *et al.*, 2016). Diante do fato de que os sujeitos não movimentaram ativamente as articulações interfalangeanas durante os experimentos do presente capítulo, entende-se ser possível, diante dos resultados apresentados pelos estudos supracitados, que as informações aferentes proprioceptivas podem ter exercido menor influência durante as tarefas.

Outro aspecto levantado anteriormente sobre os possíveis mecanismos envolvidos na diminuição das oscilações posturais durante o LT refere-se às características intrínsecas da estimulação de receptores da pele, articulação e músculos do dedo quando em contato com a MPF. Conforme discutido anteriormente, aferências dos receptores cutâneos e proprioceptivos informam ao SNC sobre a posição do dedo em cada momento da tarefa de postura com LT. Muitos estudos reportam que essa informação é essencial para que correções sejam feitas na manutenção da postura (Dickstein et al., 2001; Lackner et al., 2001; Krishnamoorthy et al., 2002; Rabin et al., 2008). Dessa forma, ao anularmos em ambos os experimentos a informação sensorial enviada por um dos músculos do dedo durante o LT, esperávamos observar um aumento das oscilações posturais, pois se o SNC depende da correta informação sobre a posição do dedo durante o LT, a manipulação proposta nos experimentos desse capítulo alterariam essa informação (Gandevia et al., 1983). Porém, esse comportamento não foi encontrado, existindo uma diminuição da oscilação postural (RMSap no experimento 1; e VMap e VMml no experimento 2) ao anular a informação sensorial (fuso muscular) do músculo extensor do terceiro dedo. Os trabalhos de Gandevia e McCloskey (1976) e Gandevia et al. (1983) observaram que a retirada da informação sensorial muscular das articulações interfalangeanas do terceiro dedo da mão diminui a percepção referente a deslocamentos angulares realizados em baixa amplitude. Quando as aferências cutâneas e articulares foram bloqueadas, mantendo intacta a aferência muscular, houve uma piora na detecção de movimentos realizados em baixa velocidade quando comparado com a condição em que todas as aferências estavam intactas. Tais estudos demonstraram que as contribuições de todos os receptores (pele, articulação e músculos) são necessárias para que a informação sensorial seja interpretada de maneira correta pelo SNC.

O papel dos receptores presentes nas articulações interfalangeanas é muito pequeno, contribuindo de maneira pouco importante na geração da informação sensorial utilizada durante o LT. Esses receptores são estimulados principalmente em posições perto do limite da amplitude de movimento do dedo, sendo incapazes de detectar a direção do movimento ou a posição da articulação em amplitudes normais (Proske e Gandevia, 2009; 2012). Os receptores da pele (Meissner, Merkel, Pacini e Ruffini), presentes na mão e principalmente nos dedos, estão mais bem localizados que os receptores musculares para traduzir ao SNC os movimentos de flexão e extensão das articulações. No presente estudo observamos que a retirada da informação sensorial muscular não piorou a oscilação postural, porém, ao contrário, diminuiu as variáveis extraídas do CP. Esse comportamento pode estar associado à maior capacidade dos receptores cutâneos em informar de maneira mais precisa ao SNC sobre a posição do dedo no espaço.

Cordo et al. (2011) investigaram a existência da geração de informações redundantes por parte de receptores cutâneos e musculares na sensação de posição dos dedos, mais especificamente das articulações metacarpo-falangeanas. Os autores observaram que as informações proprioceptivas da pele e do fuso muscular não são inteiramente redundantes, tendo cada uma contribuído de maneira diferente na sensação de movimento da mão. Os autores verificaram que a sensação de posição dinâmica e estática dos dedos deriva principalmente dos receptores cutâneos, enquanto que a velocidade do movimento deriva tanto de receptores da pele quanto dos fusos musculares. Segundo Clark et al. (1985), quanto mais distal a articulação, menor parece ser a contribuição do fuso muscular no sentido da propriocepção, ressaltando a maior importância da parte tátil na percepção de posição e movimento nas articulações mais distais do corpo, como as investigadas no presente capítulo. Além disso, as diferenças encontradas entre as posições CF e SF podem estar associadas a determinadas características e aspectos biomecânicos, como: 1) o ventre muscular (onde se localiza os fusos musculares) dos músculos flexor e extensor dos dedos estão situados no antebraço e são remotamente conectados às articulações dos dedos por meio de longos tendões que precisam passar por varias articulações até chegar à última falange (utilizada no LT), em que essa transdução de informação a distância pode introduzir erros (ruído) na sinalização de movimentos de extensão e flexão das falanges; e 2) os músculos presentes nos dedos são multiarticulares e os quatro tendões (do músculo extensor e flexor) dos dedos advêm de um único músculo, o que torna a execução de movimentos nos dedos da mão em algo mais complexo, podendo criar uma ambiguidade sobre as informações relacionadas aos movimentos, existindo uma dificuldade dos receptores sensoriais musculares (localizados no antebraço) diferenciarem qual articulação do dedo está sendo movimentada (Sturnieks *et al.*, 2007; Cordo *et al.*, 2011; Proske e Gandevia, 2012).

É importante ressaltar que o nível de estimulação dos receptores cutâneos não foi objeto de estudo do presente capítulo, sendo necessário aplicar em futuros estudos técnicas que permitam determinar de maneira detalhada a contribuição de cada um dos receptores da pele na tarefa de postura com LT, como por exemplo a utilização de técnicas de microneurografia (Birznieks *et al.*, 2001; Birznieks *et al.*, 2009). Somente por meio de dados obtidos por técnicas neurofisiológicas específicas (como a microneurografia) será possível inferir sobre o nível de ativação e a influência que cada tipo de receptor cutâneo pode estar exercendo durante a postura. A análise de sinais complementares, como por exemplo CM, EMGs e ângulos segmentares, podem contribuir para aprofundar o entendimento sobre como a retirada da informação sensorial proprioceptiva influencia o controle postural.

Dessa forma, a partir dos resultados do presente estudo, pode-se entender ser possível que a informação sensorial gerada pelos fusos musculares do músculo extensor do terceiro dedo da mão durante os experimentos com LT não fosse inteiramente precisa sobre a correta posição e movimentação do dedo. A diminuição do peso dessa informação sensorial muscular (por estar sob a influência de algum tipo de erro/ruído) em relação ao peso da sinalização das aferências cutâneas pode ter auxiliado o SNC a gerar de forma mais eficiente os ajustes para diminuir as oscilações posturais, resultando na diminuição dos valores de RMSap (experimento 1) e VMap e VMml (experimento 2).

3. Conclusões

Como um apanhado geral do que foi exposto nos capítulos anteriores, esta tese abordou os efeitos do LT sobre o controle postural humano. No capitulo 1 mostramos que o LT diminuiu, de maneira geral, a variabilidade de ângulos segmentares (tornozelo, joelho, quadril e pescoço) e corporais, em que as variáveis extraídas do CP e do CM evidenciaram que o LT reduz a oscilação postural. O nível de ativação muscular também foi alterado em vários músculos, em especial o músculo GM, existindo uma diminuição significante de seus valores RMS em todas as condições experimentais com LT. Dessa forma, podemos apontar que a informação sensorial promovida pelo LT influencia no comportamento de outras articulações e músculos além daqueles relacionados à articulação do tornozelo. As análises de coerência demonstraram, de maneira geral, que o LT influencia na coerência entre os sinais de ângulos, CPap, CMap e EMG, aumentando ou diminuindo o acoplamento entre os sinais dependendo das características da condição experimental testada, com o objetivo de promover uma maior estabilização da postura, conforme evidenciado nos valores RMS observados nos sinais de EMG, ângulos, CP e CM. Durante todos os testes os músculos estiveram em fase, em que os mais propensos ao efeito do LT foram os músculos da perna e da coxa, não existindo alterações na coerência em músculos axiais e do pescoço quando expostos ao efeito do LT.

No capitulo 2 o LT diminuiu a oscilação postural em todos os testes quando comparado com a condição NT, porém a manipulação dos dedos (retirada de aferências proprioceptivas) não piorou o controle postural. A retirada da aferência sensorial do músculo extensor do terceiro dedo (usado no LT) em ambos os experimentos propostos diminuiu algumas variáveis extraídas do CP (RMSap no experimento 1; e VMap e VMml no experimento 2). Uma possível explicação para esse comportamento pode estar relacionada ao fato de que a maior parte da contribuição sensorial do dedo advém de aferências cutâneas geradas pelos receptores presentes na pele, as quais permaneceram intactas em ambos os experimentos para todas as condições de toque. É possível que determinadas características anatômicas referentes aos músculos que atuam nas articulações dos dedos possam interferir na maneira pela qual a informação sensorial proprioceptiva é gerada e enviada ao SNC durante o LT, existindo uma diminuição do balanço postural apenas em condições as quais as aferências sensoriais cutâneas são estimuladas (i.e., sem aferências do fuso muscular), sendo essas utilizadas como a principal fonte de informação para determinar a posição e movimentos dos dedos durante o toque, possibilitando que ajustes e correções mais precisas de postura fossem adotadas.

4. Referências Bibliográficas

ABRAIRA, VICTORIA E.; GINTY, DAVID D. The Sensory Neurons of Touch. Neuron, v. 79, n. 4, p. 618-639, 8/21/2013.

ALBERTSEN, I. M.; TEMPRADO, J. J.; BERTON, E. Effect of haptic supplementation on postural stabilization: A comparison of fixed and mobile support conditions. **Human Movement Science**, v. 29, n. 6, p. 999-1010, 12//2010.

ALLUM, J. H. J. et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. **Gait & Posture**, v. 14, n. 3, p. 227-237, 2001.

BACCINI, M. et al. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. **Age and Ageing**, v. 36, n. 1, p. 30-35, 2007.

BALDAN, A. M. S. et al. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: A systematic review. **Gait & Posture**, v. 40, p. 1-10, 2014.

BASTIAN, H. C. The 'muscular sense'; its nature and cortical localisation. **Brain**, v. 10, n. 1, p. 1-89, 1887.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience**. Lippincott Williams & Wilkins, 2007. ISBN 9780781760034.

BENDA, B. J.; RILEY, P. O.; KREBS, D. E. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 2, n. 1, p. 3-10, 1994.

BENDAT, J. D.; PIERSOL, A. G. Random Data: Analysis and Measurement Procedures. 4th Edition. Wiley,

BENGOETXEA, A. et al. Physiological modules for generating discrete and rhythmic movements: Component analysis of EMG signals. Frontiers in Computational Neuroscience, v. 8, p. 1-16, 2015.

BIRZNIEKS, I. et al. Encoding of direction of fingertip forces by human tactile afferents. **Journal of Neuroscience,** v. 21, n. 20, p. 8222-8237, 2001.

BIRZNIEKS, I. et al. Slowly Adapting Mechanoreceptors in the Borders of the Human Fingernail Encode Fingertip Forces. **Journal of Neuroscience**, v. 29, n. 29, p. 9370-9379, 2009.

BOLTON, D. E.; MCILROY, W.; RICHARD STAINES, W. The impact of light fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. **Experimental Brain Research**, v. 212, n. 2, p. 279-291, 2011.

BOONSINSUKH, R.; PANICHAREON, L.; PHANSUWAN-PUJITO, P. Light Touch Cue Through a Cane Improves Pelvic Stability During Walking in Stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 90, n. 6, p. 919-926, 2009.

BOONSTRA, T. W. et al. Muscle networks: Connectivity analysis of EMG activity during postural control. **Scientific Reports - Nature,** v. 5, p. 17830, 2015.

BORTOLAMI, S. B. et al. Analysis of human postural responses to recoverable falls. **Exp Brain Res**, v. 151, n. 3, p. 387-404, Aug2003.

BROCKWELL, P. J.; DAVIS, R. A. Time Series: Theory and Methods. Springer, 2009.

CARON, O.; FAURE, B.; BRENIERE, Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 11-12, p. 1169-1171, 1997.

CHAIKEEREE, N. et al. Interaction of age and foam types used in Clinical Test for Sensory Interaction and Balance (CTSIB). **Gait & Posture,** v. 41, n. 1, p. 313-315, 2015.

CHEN, F. C.; TSAI, C. L. The mechanisms of the effect of light finger touch on postural control. **Neuroscience Letters**, v. 605, p. 69-73, 2015.

_____. Light finger contact concurrently reduces postural sway and enhances signal detection performance in children with developmental coordination disorder. **Gait & Posture**, v. 45, p. 193-197, Mar2016a.

_____. A light fingertip touch reduces postural sway in children with autism spectrum disorders. Gait & Posture, v. 43, p. 137-140, 1//2016b.

CHIANG, J.-H.; WU, G. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. **Gait & Posture**, v. 5, n. 3, p. 239-245, 1997.

CLAPP, S.; WING, A. M. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 4, p. 521-4, 1999.

CLARK, F. J. et al. Role of intramuscular receptors in the awareness of limb position. **Journal of Neurophysiology**, v. 54, n. 6, p. 1529-40, Dec1985.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates, 1988. ISBN 9780805802832 0805802835.

CORDO, P. J. et al. Contributions of skin and muscle afferent input to movement sense in the human hand. **Journal of Neurophysiology**, v. 105, n. 4, p. 1879-1888, Apr2011.

CREATH, R. et al. The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. **Journal of Vestibular Research**, v. 18, n. 1, p. 39-49, 2008.

CREATH, R. et al. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. **Neuroscience Letters,** v. 377, n. 2, p. 75-80, 2005.

CUNHA, B. P. et al. Individuals with post-stroke hemiparesis are able to use additional sensory information to reduce postural sway. **Neuroscience Letters,** v. 513, n. 1, p. 6-11, 2012.

DANNA-DOS-SANTOS, A. et al. Multi-muscle control during bipedal stance: an EMG-EMG analysis approach. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 1, p. 75-87, 2014.

DANNA-DOS-SANTOS, A. et al. The influence of visual information on multi-muscle control during quiet stance: a spectral analysis approach. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 2, p. 657-669, 2015.

DANNA-DOS SANTOS, A. et al. Influence of fatigue on hand muscle coordination and EMG-EMG coherence during three-digit grasping. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, n. 6, p. 3576-87, 2010.

DE MARCHIS, C. et al. Intermuscular coherence contributions in synergistic muscles during pedaling. **Experimental Brain Research**, p. 1-13, 2015.

DICKSTEIN, R.; LAUFER, Y. Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. Gait & Posture, v. 20, n. 1, p. 41-47, 2004.

DICKSTEIN, R.; PETERKA, R. J.; HORAK, F. B. Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry,** v. 74, n. 5, p. 620-626, 2003.

DICKSTEIN, R.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. **Gait & Posture**, v. 14, n. 3, p. 238-247, 2001.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Brazilian Journal of Physical Therapy,** v. 14, p. 183-192, 2010.

FALLA, D. et al. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles - a basis for clinical and research electromyography applications. **Clinical Neurophysiology**, v. 113, n. 1, p. 57-63, 2002.

FARMER, S. F. et al. Changes in EMG coherence between long and short thumb abductor muscles during human development. **The Journal of Physiology,** v. 579, n. Pt 2, p. 389-402, 2007.

FIELD, A. **Discovering Statistics using IBM SPSS Statistics**. Sage Publications Ltd., 2013. 952 ISBN 1446249182, 9781446249185.

FRANZÉN, E. et al. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. **Neuroscience**, v. 174, n. 0, p. 216-223, 2011.

FRANZÉN, E. et al. Light and Heavy Touch Reduces Postural Sway and Modifies Axial Tone in Parkinson's Disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair,** v. 26, n. 8, p. 1007-1014, 2012.

FREITAS, S. M.; DUARTE, M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. **Gait & Posture,** v. 35, n. 1, p. 83-7, 2012.

FUENTES, C. T.; BASTIAN, A. J. Where Is Your Arm? Variations in Proprioception Across Space and Tasks. **Journal of Neurophysiology**, v. 103, n. 1, p. 164-171, 2010.

GAGE, W. H. et al. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. Gait & Posture, v. 19, n. 2, p. 124-132, 2004.

GANDEVIA, S. C. et al. Proprioceptive Sensation at the Terminal Joint of the Middle Finger. **The Journal of Physiology**, v. 335, p. 507-517, 1983.

GANDEVIA, S. C.; MCCLOSKEY, D. I. Joint sense, muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger. **The Journal of Physiology**, v. 260, n. 2, p. 387-407, 1976.

GUNTHER, M. et al. All leg joints contribute to quiet human stance: A mechanical analysis. **Journal of Biomechanics,** v. 42, n. 16, p. 2739-2746, 2009.

GUNTHER, M. et al. Phase synchronisation of the three leg joints in quiet human stance. Gait & Posture, v. 33, n. 3, p. 412-417, 2011.

HATTON, A. L. et al. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** v. 19, n. 5, p. 957-964, 2009.

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

HODGES, P. W. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. **Experimental Brain Research**, v. 144, n. 3, p. 293-302, 2002/06/012002.

HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of vestibular research: equilibrium & orientation,** v. 4, n. 4, p. 285-301, 1994.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing,** v. 35, n. suppl 2, p. ii7-ii11, September 20062006.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, 1986.

HORLINGS, C. G. et al. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. **Neuroscience**, v. 161, n. 3, p. 904-14, 2009.

HSU, W. L. et al. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 3024-35, 2007.

HUANG, C. Y. et al. Modulation of soleus H reflex due to stance pattern and haptic stabilization of posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, p. 492-499, 2009.

JEKA, J. J. Light Touch Contact as a Balance Aid. **Physical Therapy,** v. 77, n. 5, p. 476-487, 1997.

JEKA, J. J. et al. Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals. **Perception & Psychophysics**, v. 58, n. 3, p. 409-23, 1996.

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

_____. Fingertip Touch as an Orientation Reference for Human Postural Control. In: (Ed.). **Multisensory Control of Posture**: Springer US, 1995a. p.213-221. ISBN 978-1-4613-5791-9.

_____. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 103, n. 2, p. 267-276, 1995b.

JOHANNSEN, L.; GUZMAN-GARCIA, A.; WING, A. M. Interpersonal Light Touch Assists Balance in the Elderly. **Journal of Motor Behavior**, v. 41, n. 5, p. 397-399, 2014/01/272009.

JOHANNSEN, L.; LOU, S. Z.; CHEN, H. Y. Effects and after-effects of voluntary intermittent light finger touch on body sway. **Gait & Posture**, v. 40, n. 4, p. 575-80, Sep2014.

JOHANNSEN, L.; WING, A. M.; HATZITAKI, V. Effects of Maintaining Touch Contact on Predictive and Reactive Balance. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 2686-2695, 2007.

JOHNSON, K. O. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. **Current Opinion** in Neurobiology, v. 11, n. 4, p. 455-461, Aug2001.

JOHNSON, M. A. et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. **Journal of Neurological Sciences**, v. 18, p. 111-129, 1987.

JOINES, S. M. B. et al. Low-level exertions of the neck musculature: A study of research methods. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 5, p. 485-497, 2006.

JONES, K. E.; HAMILTON, A. F.; WOLPERT, D. M. Sources of signal-dependent noise during isometric force production. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1533-44, 2002.

KANDEL, E. R. et al. Principles of Neural Science. 5th. McGraw-Hill Professional, 2013.

KANEKAR, N.; LEE, Y.-J.; ARUIN, A. S. Effect of light finger touch in balance control of individuals with multiple sclerosis. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 643-647, 2013.

KIEMEL, T.; OIE, K. S.; JEKA, J. J. Slow dynamics of postural sway are in the feedbeck loop. **Journal of Neurophysiology**, v. 95, p. 1410-1418, 2006.

KOHN, A. F. Cross-correlation between EMG and center of gravity during quiet stance: theory and simulations. **Biological Cybernetics**, v. 93, n. 5, p. 382-8, 2005.

KOUZAKI, M.; MASANI, K. Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. **Experimental Brain Research**, v. 188, n. 1, p. 153-158, 2008.

_____. Postural sway during quiet standing is related to physiological tremor and muscle volume in young and elderly adults. **Gait & Posture,** v. 35, n. 1, p. 11-17, 2012.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; LATASH, M. L. Effects of different types of light touch on postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 147, n. 1, p. 71-79, 2002.

LACKNER, J.; RABIN, E.; DIZIO, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. **Experimental Brain Research**, v. 139, n. 4, p. 454-464, 2001.

LACKNER, J. R. et al. Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 126, n. 4, p. 459-466, 1999.

LEE, S. H. et al. Influence of light touch using the fingertips on postural stability of poststroke patients. **Journal of Physical Therapy Science,** v. 27, n. 2, p. 469-472, Feb2015.

LEE, S. W.; LANDERS, K.; HARRIS-LOVE, M. L. Activation and intermuscular coherence of distal arm muscles during proximal muscle contraction. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 3, p. 739-752, 2014.

LOTTE, J. et al. Proprioceptive Changes Impair Balance Control in Individuals with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **PLoS One,** v. 8, n. 3, 2013.

MAGALHÃES, F.; KOHN, A. F. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: a comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. **European Journal of Applied Physiology,** v. 114, n. 6, p. 1129-1141, 2014.

MAGALHÃES, F. H.; KOHN, A. F. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. **Experimental Brain Research**, v. 209, n. 1, p. 139-151, 2011.

MANJARREZ, E.; HERNANDEZ-PAXTIAN, Z.; KOHN, A. F. Spinal source for the synchronous fluctuations of bilateral monosynaptic reflexes in cats. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, n. 5, p. 3199-210, 2005.

MARSDEN, J. F. et al. The unilateral and bilateral control of motor unit pairs in the first dorsal interosseous and paraspinal muscles in man. **J Physiol**, v. 521 Pt 2, p. 553-64, Dec 11999.

MASANI, K. et al. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 6, p. 3774-82, 2003.

MCCOOK, D. T.; VICENZINO, B.; HODGES, P. W. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 754-762, 2009.

MENZ, H. B.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. **Neuroscience Letters**, v. 406, p. 23-26, 2006.

MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Control of upright stance over inclined surfaces. **Experimental Brain Research**, v. 180, n. 2, p. 377-88, 2007.

_____. Postural control during kneeling. Experimental Brain Research, v. 187, n. 3, p. 395-405, 2008.

MISIASZEK, J. E. et al. Automatic Postural Responses Following Rapid Displacement of a Light Touch Contact during Standing. **Neuroscience**, v. 316, p. 1-12, 2016.

MOCHIZUKI, G. et al. Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. **Experimental Brain Research**, v. 175, n. 4, p. 584-595, 2006.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. **Spine**, v. 29, n. 6, p. E107-E112, 2004.

OBATA, H. et al. Modulation between bilateral legs and within unilateral muscle synergists of postural muscle activity changes with development and aging. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 1, p. 1-11, 2014.

PAPETTI, S. et al. Vibrotactile sensitivity in active touch: effect of pressing force. **IEEE Transactions on Haptics,** v. PP, n. 99, p. 1-1, 2016.

PATEL, M. et al. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait & Posture,** v. 28, n. 4, p. 649-656, 2008.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of Neurophysiology, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, 2002.

POSTON, B. et al. Force-Independent Distribution of Correlated Neural Inputs to Hand Muscles During Three-Digit Grasping. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, n. 2, p. 1141-1154, 2010.

PRIETO, T. E. et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, n. 9, p. 956-66, 1996.

PROSKE, U.; GANDEVIA, S. C. The kinaesthetic senses. Journal of Physiology-London, v. 587, n. 17, p. 4139-4146, 2009.

_____. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. **Physiological Reviews**, v. 92, n. 4, p. 1651-1697, 2012.

QIU, F. et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. Gait & Posture, v. 35, n. 4, p. 630-635, 2012.

RABIN, E. et al. Haptic Stabilization of Posture: Changes in Arm Proprioception and Cutaneous Feedback for Different Arm Orientations. **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 6, p. 3541-3549, 1999.

RABIN, E. et al. Haptic feedback from manual contact improves balance control in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 38, n. 3, p. 373-379, 2013.

RABIN, E.; DIZIO, P.; LACKNER, J. Time course of haptic stabilization of posture. **Experimental Brain Research**, v. 170, n. 1, p. 122-126, 2006.

RABIN, E. et al. Influences of Arm Proprioception and Degrees of Freedom on Postural Control With Light Touch Feedback. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, n. 2, p. 595-604, 2008.

RILEY, M. A. et al. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v. 18, n. 6, p. 795-817, 1999.

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

ROPELLA, K. M.; IMAS, O. A. Coherence. In: AKAY, M. (Ed.). Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering: John Wiley, 2006.

RUNGE, C. F. et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait & Posture, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999.

SAFFER, M.; KIEMEL, T.; JEKA, J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. **Experimental Brain Research,** v. 185, n. 2, p. 215-226, 2008.

SASAGAWA, S. et al. Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. **Experimental Brain Research**, v. 196, n. 4, p. 537-544, 2009.

SCHIEPPATI, M.; SCHMID, M.; SOZZI, S. Rapid processing of haptic cues for postural control in blind subjects. **Clinical Neurophysiology**, v. 125, n. 7, p. 1427-1439, 2014.

SHERRINGTON, C. S. On the proprio-ceptive system, especially in its reflex aspects. **Brain**, v. 29, n. 4, p. 467-482, 1907.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 3rd. Manole, 2010.

SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; D'AMBROSIA, R. EMG-force relations of a single skeletal muscle acting across a joint: dependence on joint angle. Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 1, p. 58-67, 1991.

STANEK, J. M.; MEYER, J.; LYNALL, R. Single-limb-balance difficulty on 4 commonly used rehabilitation devices. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 22, n. 4, p. 288-95, 2013.

STURNIEKS, D. L.; WRIGHT, J. R.; FITZPATRICK, R. C. Detection of simultaneous movement at two human arm joints. **Journal of Physiology**, v. 585, n. 3, p. 833-842, 2007.

SUZUKI, Y. et al. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. **Journal of Theoretical Biology**, v. 310, n. 0, p. 55-79, 2012.

TANABE, H.; FUJII, K.; KOUZAKI, M. Large postural fluctuations but unchanged postural sway dynamics during tiptoe standing compared to quiet standing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 6, p. 975-982, 2012.

TEIXEIRA, F. G. et al. Cross-correlation between head acceleration and stabilograms in humans in orthostatic posture. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, 2012, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012. p.3496-3499.

TREMBLAY, F. O. et al. Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. **Experimental Brain Research**, v. 157, n. 3, p. 275-285, 2004.

VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V. Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 169, n. 2, p. 232-236, 2006.

VUILLERME, N.; NAFATI, G. How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. **Psychological Research**, v. 71, n. 2, p. 192-200, 2007.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V. Effect of light finger touch on postural sway after lowerlimb muscular fatigue. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 84, n. 10, p. 1560-1563, 2003.

WANG, L. et al. Fatigue-related electromyographic coherence and phase synchronization analysis between antagonistic elbow muscles. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 3, p. 971-982, 2015.

WATANABE, R. N.; ELIAS, L. A.; KOHN, A. F. Low-frequency fluctuations of plantar flexion torque in force and position control tasks studied experimentally and by a neuromusculoskeletal model. Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on, 2013, 6-8 Nov. 2013. p.794-797.

WING, A. M.; JOHANNSEN, L.; ENDO, S. Light touch for balance: influence of a timevarying external driving signal. **Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences,** v. 366, n. 1581, p. 3133-3141, 2011.

WINTER, D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4^a. John Wiley & Sons Inc, 2009. 370

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WINTER, D. A. et al. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. Journal of Neurophysiology, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WINTER, D. A. P. A. E. R. S. I. M. G. Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 85, n. 6, p. 2630-2633, 2001.

YANG, W. C. et al. Multi-muscle coordination during a challenging stance. **European** Journal of Applied Physiology, v. 115, n. 9, p. 1959-1966, 2015.

ZATSIORSKY, V. Kinetics of Human Motion. 1st Edition. Human Kinetics, 2002. 672

ZHANG, Y.; KIEMEL, T.; JEKA, J. The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. **Gait & Posture,** v. 26, n. 2, p. 263-271, 2007.

ZHANG, Y.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. The influence of sensory information on twocomponent coordination during quiet stance. Gait & Posture, 2007. APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ESTUDO: "Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas"

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa acima citado. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração neste estudo será de muita importância para nós, mas se desistir a qualquer momento, isso não causará nenhum prejuízo a você.

Informações sobre os procedimentos:

A pesquisa começa com a limpeza da pele da sua perna, coxa, abdômen, costas e pescoço com álcool e uma leve esfoliação no local, onde serão colocados alguns eletrodos (pequenos discos de metal ou placas de material flexível ligadas a fios) em alguns pontos de sua perna, coxa, abdômen, costas e pescoço. 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. Estes eletrodos servem para captar a atividade elétrica dos seus músculos. Posteriormente serão fixados alguns marcadores específicos no calcanhar, joelho, coxa, quadril, punho, cotovelo, ombro e pescoço, que permitirão observar os movimentos realizados pelo seu corpo por meio da aquisição de sinais infravermelhos emitidos por esses marcadores. Em nenhum momento será adquirido imagens do seu corpo ou partes dele. Estes procedimentos são amplamente utilizados no nosso laboratório, de modo que podemos garantir que dominamos estes métodos e que os mesmos não trazem nenhum risco á você. Você será solicitado a ficar e permanecer em pé, no qual posicionaremos um de seus dedos sobre um equipamento que emitirá vibrações na ponta do seu dedo. Esta vibração não gerará incomodo e será realizada em uma intensidade muito baixa na ponta de seu dedo. Sendo assim, solicitaremos que você fique nesta posição por alguns minutos. É importante lembrar que você deve relatar em qualquer momento se sentir dores ou algum tipo de desconforto. Você poderá desistir do experimento a qualquer momento sem a necessidade de prover explicações adicionais. O tempo estimado para a realização de todas as etapas do experimento será de aproximadamente 3 horas. Os resultados desta pesquisa serão anônimos, ou seja, a publicação dos resultados não vai incluir os nomes de nenhum dos participantes.

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 – <u>cristiano@leb.usp.br</u> (com Cristiano Rocha da Silva) ou <u>andfkohn@leb.usp.br</u> ou pelo telefone 3091-5535 (com André Fabio Kohn).

Eu, (inserir o nome, profissão, residente e domiciliado na)

portador da Cédula de identidade, RG, e inscrito no CPF/MF....., e inscrito assinado(a), concordo de livre e espontânea vontade em participar como voluntário(a) do estudo *"Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas*". Declaro que obtive todas as informações necessárias, bem como todos os eventuais esclarecimentos quanto às dúvidas por mim apresentadas.

Estou ciente que:

- O estudo se faz necessário para que se possa aprofundar o conhecimento do funcionamento do sistema nervoso humano. Este conhecimento será de grande valia para melhorar o diagnóstico e o tratamento de distúrbios do movimento ocasionados por lesões no cérebro ou na medula espinhal;
- II) A participação neste projeto não tem objetivo de me submeter a um tratamento, bem como não me acarretará qualquer ônus pecuniário com relação aos procedimentos médico-clínico-terapêuticos efetuados com o estudo;
- III) Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação;
- IV) A desistência não causará nenhum prejuízo à minha saúde ou bem estar físico;
- V) Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, mas concordo que sejam divulgados em publicações científicas, desde que meus dados pessoais não sejam mencionados;
- VI) Caso eu desejar, poderei pessoalmente tomar conhecimento dos resultados, ao final desta pesquisa

- () Desejo conhecer os resultados desta pesquisa.
- () Não desejo conhecer os resultados desta pesquisa.
- VII) Concordo que o material poderá ser utilizado em outros projetos desde que autorizado pela Comissão de Ética deste Instituto e pelo responsável por esta pesquisa.
 - () Sim ou () Não
- VIII) Poderei contatar a Secretaria da Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Psicologia da USP - IP/USP pelo telefone (11) 3091-4182, ou pelo email <<u>ceph.ip@usp.br</u>> ou pelo site <<u>http://www.ip.usp.br</u>> através do link: <<u>http://www.ip.usp.br/portal/index.php?option=com_content&view=article&id=2742</u> <u>%3Acomite-de-etica-em-pesquisa-com-seres-humanos-</u> contato&catid=149&Itemid=283&lang=pt>.
- IX) Também poderei contatar os responsáveis pela pesquisa: Prof. Dr. André F. Kohn:
 (11) 30915535 (<u>andfkohn@leb.usp.br</u>); ou Cristiano Rocha da Silva (11) 941-181050
 (<u>cristiano@leb.usp.br</u>) para recursos ou reclamações em relação ao presente estudo.
- X) Estou recebendo uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

São Paulo, de _____de 20.....

() Voluntário / () Responsável

Testemunha 1 : _____

Nome / RG / Telefone

Testemunha 2 : _____

Nome / RG / Telefone

Responsável pelo Projeto (Orientador): _____

Prof. Dr. André Fabio Kohn

Telefone para contato: (11) 3091-5535

ANEXO A - Aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

INSTITUTO DE PSICOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo multivariável do controle postural humano em resposta a pistas sensoriais somestésicas Pesquisador: Cristiano Rocha da Silva Área Temática: Versão: 2 CAAE: 04637713.9.0000.5561 Instituição Proponente: INSTITUTO DE PSICOLOGIA ((USP)) Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 285.721 Data da Relatoria: 13/05/2013

Apresentação do Projeto:

Em postura ereta quieta o ser humano exibe uma oscilação postural aleatória que é inerente ao sistema de controle de postura. Independentemente das fontes geradoras de oscilações posturais aleatórias, trabalhos pioneiros mostraram que uma pista sensorial somestésica obtida pressionando levemente a polpa de um dedo da mão sobre uma superfície fixa ao solo ("light touch", LT), conduzia a uma maior estabilização do sujeito, diminuindo a amplitude das oscilações posturais. Objetivando melhorar esse efeito benéfico no controle postural, pretende-se testar a aplicação de vibração estocástica à superfície de contato do dedo. A hipótese é que a ocorrência do mecanismo da vibração estocástica nos receptores sensoriais do dedo, mão e, talvez, do antebraço aumenta o influxo sensorial ao sistema nervoso central, permitindo melhor geração

 Endereço:
 Av. Prof. Mello Moraes, 1721 - Bl. "G" sala 27

 Bairro:
 Cidade Universitária
 CEP: 05.508-030

 UF:
 SP
 Município:
 SAO PAULO

 Telefone:
 (11)3091-4182
 E-mail: ceph.ip@usp.br


Continuação do Parecer: 285.721

dos comandos eferentes para o controle da postura.

O experimento será realizado no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, que conta com equipamentos e profissionais com experiência apropriados para sua realização. Os integrantes do laboratório são engenheiros biomédicos, fisioterapeutas e biólogos. Serão responsáveis pelo desenvolvimento da pesquisa um doutorando do Programa de Pós-Graduação em Neurociência e Comportamento, bolsista FAPESP, e seu orientador.

Os participantes serão 20 adultos sem antecedente prévio, ou atual, de patologias neurológicas ou deformidades articulares, com média de idade de 25 anos, que serão submetidos ao experimento apenas uma única vez, em data pré-determinada e com duração aproximada de 2 horas. Inicialmente, algumas partes do corpo, como a pele da perna, da coxa, do abdômen, das costas e pescoço, serão limpas com álcool e uma leve esfoliação será realizada. Nestes locais serão colocados alguns eletrodos que irão captar a atividade elétrica dos músculos. Será utilizado um gel especial, que facilita a condução de corrente elétrica entre os eletrodos e o contato com a pele. Toda fixação será feita por meio de fitas adesivas antialérgicas. Posteriormente, marcadores específicos serão fixados em alguns pontos como calcanhar, joelho, coxa, quadril, punho, cotovelo, ombro e pescoço, para permitir a observação dos movimentos realizados pelo corpo do participante. O participante permanecerá em pé, e um de seus dedos da mão dominante será posicionado sobre um equipamento que emitirá vibrações na ponta do seu dedo. Esta vibração não gera incomodo e será realizada em uma intensidade muito baixa, sendo imperceptível para o participante. Após esses procedimentos iniciais será solicitado ao participante que permaneça



Continuação do Parecer: 285.721

nesta posição

por alguns minutos.

Os equipamentos utilizados serão: uma plataforma de força (marca AMTI modelo OR-5), um sistema de medição da pressão plantar, uma mini plataforma de força para apoiar o dedo indicador da mão dominante, um sistema de filmagem (Certus Optotrak) para análise dos movimentos em torno das articulações, um estimulador de vibração (Labworks, modelo LW-126-13) com um transdutor eletromecânico e um amplificador de potência.

Procedimentos: Serão registrados o Centro de Pressão (ponto da superfície da plataforma em que está aplicada a força de reação do solo sobre o sujeito em teste), pressão no antepé e calcanhar, os ângulos articulares (sujeito posicionado sobre a plataforma de força) e eletro miografias (EMGs) durante 120 s nas três condições: sem LT, com LT e com LT + vibração. A vibração da superfície de apoio do dedo indicador será aplicada paralelamente à superfície de contato com o dedo. Visando aumentar a estabilidade estatística haverá repetições, em número ainda a ser determinado, de cada situação experimental. Será avaliada a forma mais apropriada de imobilizar articulações entre dedo e mão, entre mão e antebraço e possivelmente entre antebraço e braço, para avaliar a contribuição relativa de receptores da ponta do dedo de do dedo e proprioceptores musculares. Para a avaliação de habituação à vibração da ponta do dedo de apoio, o sujeito será testado numa fase inicial, comparando postura ereta sem e com LT e com LT+RE, passando o sujeito a ficar sentado lendo algum livro (por exemplo), mas mantendo o dedo tocando a superfície vibratória. Os testes controle serão repetidos aos 10 min, 20 min e 30 min após o início do experimento.



Continuação do Parecer: 285.721

Não foi mencionado a forma e o local de recrutamento dos participantes.

Objetivo da Pesquisa:

1) Entender mecanismos da via aferente (sensorial somática) por detrás dos efeitos do LT, sem e com vibração da superfície de contato;

2) Entender mecanismos da via eferente (motora) por detrás dos efeitos do LT, sem e com vibração da superfície de contato;

 Averiguar se vibração estocástica de longa duração na polpa do dedo de contato ainda leva a diminuição das oscilações posturais. Caso haja habituação, um sub-objetivo será verificar se esta habituação se estende a um outro dedo da mão que não tenha sofrido vibração da sua polpa;

4) Investigar se formas de ondas determinísticas (senoidais ou pulsadas) de vibração da superfície de contato podem, também, causar efeitos associados à ressonância estocástica, levando a diminuição das oscilações posturais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os procedimentos não são invasivos e as vibrações realizadas nas pontas dos dedos não serão capazes de fornecer nenhum tipo de dano aos participantes e já foram previamente empregados em outros experimentos.

Os benefícios são indiretos; espera-se que os resultados promovam um melhor entendimento da neurofisiologia do controle neuromuscular e indiquem o potencial de uso clínico deste tipo de estimulação na melhora do controle neuromuscular de pessoas com diferentes patologias motoras.

Além disto, é esperado como desfecho primário que "Provavelmente ocorrerá uma melhora da estabilização dos sujeitos, por meio de análises realizadas nos sinais obtidos nos experimentos, diminuindo a amplitude de suas oscilações posturais por meio light touch, sem e com vibração estocástica."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A proposta é relevante para o campo da reabilitação, podendo indicar a possibilidade de uso prático de estimulação sensorial estocástica em dispositivos voltados ao auxílio de pessoas que apresentem oscilações posturais exacerbadas devido a déficits sensoriais. Estão adequadas a fundamentação da pesquisa, o método e os objetivos. A equipe de pesquisadores é qualificada

Endereço: Av. Prof. Mello Moraes,1721 - Bl. "G" sala 27			
Bairro: Cidade Universitária	CEP:	05.508-030	
UF: SP Município: SAO PAULO			
Telefone: (11)3091-4182		E-mail: ceph.ip	@usp.br



Continuação do Parecer: 285.721

para sua execução. Em carta apresentada pelo pesquisador e em seu projeto foram os critérios de inclusão e recrutamento dos participantes, do sexo masculino, estudantes e funcionários desta instituição, tal como em estudos anteriores do mesmo laboratório. Quanto ao número de vezes que cada etapa do experimento precisará ser repetida, este é estimado em duas ou três vezes no máximo, acrescentado poucos minutos à coleta. Essa estimativa será estada em estudo piloto. Mas como estratégias para minimizar possível cansaço do participante, haverá pausas para descanso sempre que necessário e uma cadeira à disposição do participante durante todo o experimento. Foi também esclarecido que "O computador apenas registrará esses marcadores e essas posições. Em nenhum momento será adquirido imagens dos sujeitos ou parte deles. Foi adicionada na primeira página do TCLE a informação explicando ao sujeito que em nenhum momento serão adquiridas imagens do corpo dele." Portanto, não há questões sobre privacidade de imagem envolvidas no projeto.

Portanto, não pendências em relação ao projeto proposto, do ponto de vista dos cuidados éticos na abordagem dos participantes.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto, Termo de Compromisso dos pesquisadores no sentido de cumprir os termos da Resolução 196 do CNS, descrição completa da pesquisa e TCLE foram apresentados.

Recomendações:

Atualizar o cronograma em função de nova data do início coleta de dados

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto proposto foi considerado APROVADO, do ponto de vista dos cuidados éticos na abordagem dos participantes.

Situação do Parecer: Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP: Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Página 05 de 06



Continuação do Parecer: 285.721

SAO PAULO, 27 de Maio de 2013

Assinador por: FRAULEIN VIDIGAL DE PAULA (Coordenador)

 Endereço:
 Av. Prof. Mello Moraes, 1721 - Bl. "G" sala 27

 Bairro:
 Cidade Universitária
 CEP: 05.508-030

 UF:
 SP
 Município:
 SAO PAULO

 Telefone:
 (11)3091-4182
 E-mail: ceph.ip@usp.br