UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

DIANA REZENDE DE TOLEDO

Correlatos eletrofisiológicos da percepção cinestésica em
idosos e efeitos da estimulação elétrica subliminar no
desempenho sensório-motor

SÃO PAULO
2013

DIANA REZENDE DE TOLEDO

Correlatos eletrofisiológicos da percepção cinestésica em
idosos e efeitos da estimulação elétrica subliminar no
desempenho sensório-motor
(Versão corrigida)

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

Área de Concentração: Neurociências.

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn.
Co-orientador: Prof. Dr. José Angelo
Barela.

SÃO PAULO
2013

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

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

Toledo, Diana Rezende de.

Correlatos eletrofisiológicos da percepção cinestésica em idosos e
efeitos da estimulação elétrica subliminar no desempenho sensório-
motor / Diana Rezende de Toledo; orientador André Fabio Kohn. --
São Paulo, 2013.

154 f.

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

1. Envelhecimento 2. Propriocepção 3. Eletroencefalografia 4.
Estimulação elétrica 5. Postura I. Título.

QP86

FOLHA DE APROVAÇÃO

Diana Rezende de Toledo

Correlatos eletrofisiológicos da percepção cinestésica em idosos e efeitos da estimulação elétrica subliminar no desempenho sensório-motor

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

Área de Concentração: Neurociências.

Aprovada em: 25/10/ 2013.

Banca Examinadora

Nome: Prof. Dr. André Fabio Kohn

Assinatura: _____

Nome: Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano

Assinatura: _____

Nome: Profa. Dra. Nadia Iandoli de Oliveira Braga

Assinatura: _____

Nome: Profa. Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas

Assinatura: _____

Nome: Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

A Deus, por sua presença e constante inspiração.

Ao meu orientador, Prof. Dr. André Fabio Kohn pela oportunidade, pelos ensinamentos, pela confiança e pela orientação científica e intelectual.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. José Angelo Barela, pelas importantes contribuições e ensinamentos durante o desenvolvimento deste trabalho e por disponibilizar o laboratório para a realização de parte dos experimentos.

À minha amada família, pelo apoio incondicional, pelo carinho e incentivo de sempre. Em especial, ao meu pai Laert, minha mãe Valdete e meus irmãos Karine e Tiago.

Ao Juan pelo companheirismo e pelo seu valioso e incansável apoio em todos os dias.

Aos colegas de laboratório do LEB e do LAM, pelas sugestões e por compartilharem seus conhecimentos.

Aos técnicos de laboratório Sandro Aureliano Miqueleti, Fernando Rangel e Felipe Fava de Lima, pelo suporte durante a realização deste trabalho.

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

Aos professores Gilberto Mastrocola Manzano e à Dra. Nádia Iandoli de Oliveira Braga pelas contribuições durante diversas etapas de realização deste trabalho e pela oportunidade de treinamento de coleta de dados de eletrencefalografia.

Aos membros da banca de Qualificação e de Defesa, pelas contribuições e sugestões.

À FAPESP pelo suporte financeiro (processo nº 2009/09286-9).

A todos os demais amigos que contribuíram de alguma forma com o recrutamento de participantes ou que me apoiaram durante a realização deste trabalho.

RESUMO

A literatura tem mostrado que as deteriorações proprioceptivas relacionadas ao envelhecimento podem ter consequências funcionais graves na realização de tarefas sensório-motoras como postura e marcha. A avaliação do limiar de percepção cinestésica é uma forma de avaliação da acuidade proprioceptiva e representa uma tarefa sensório-motora, com envolvimento de receptores e vias periféricas bem como de níveis superiores do sistema nervoso central. O presente estudo teve como objetivo avançar no método de quantificação proprioceptiva do tornozelo em jovens e idosos e foi dividida em dois capítulos. O primeiro capítulo investigou aspectos eletrofisiológicos corticais associados à percepção cinestésica do tornozelo. O protocolo experimental consistiu de aquisição de sinais eletrencefalográficos durante a avaliação do tempo de resposta à percepção de movimento passivo de tornozelo em velocidades baixa (0,5°/s) e alta (22°/s). Foram realizadas análises de potencial relacionado a evento (ERP do inglês *Event-Related Potential*) e de dessincronização e sincronização relacionados a evento (ERD/ERS do inglês *Event-Related Desynchronization/Synchronization*) na faixa beta (14 a 37 Hz). Os resultados mostraram atrasos nos tempos de resposta à percepção cinestésica dos idosos correlacionados aos atrasos de ativação cortical. O componente inicial do ERP (N1) foi menor e mais tardio em idosos e pode indicar uma chegada de influxo aferente proprioceptivo atrasada e de menor magnitude ao córtex. Os idosos também apresentaram maior ativação cerebral (maior ERD), o que pode representar um maior esforço cognitivo para processar as informações proprioceptivas. Além disso, após finalizada a tarefa sensório-motora na condição de velocidade alta de movimentação passiva, a inibição cortical (ERS) esteve atenuada em idosos em

comparação aos jovens. Na condição de velocidade baixa, ERS foi observada em idosos, mas não em jovens, o que indica diferenças em níveis corticais entre os grupos etários na preparação para o movimento seguinte. O segundo capítulo deste trabalho foi motivado por estudos que mostraram que níveis ótimos de ruído elétrico podem melhorar a detecção e transmissão de sinais neurais, melhorando o desempenho de tarefas sensório-motoras. O presente estudo investigou se a aplicação de estímulo elétrico (EE) na região posterior das pernas melhora a percepção cinestésica e o controle postural de jovens e idosos. O limiar cinestésico foi avaliado pelo tempo de resposta à percepção de movimento passivo de tornozelo na velocidade de 0,5°/s. O controle postural foi avaliado durante a manutenção da postura ereta em três condições: olhos fechados, olhos abertos com movimentação periódica ou não-periódica do cenário visual (paradigma da sala móvel). Os resultados indicaram que a aplicação de EE na perna levou a uma redução do tempo de resposta à percepção cinestésica em adultos jovens e idosos. A amplitude de oscilação corporal também foi reduzida em ambos os grupos etários com a aplicação de EE, porém somente na condição de movimentação não-periódica da sala móvel. A partir destes resultados, conclui-se que a aplicação de EE promove melhoras no desempenho sensório-motor, que estão possivelmente relacionadas com uma melhor sinalização de receptores periféricos. Estes achados podem ter implicações clínicas importantes para indivíduos idosos, cujas alterações proprioceptivas e posturais os tornam mais suscetíveis a quedas.

Palavras-chave: Envelhecimento; propriocepção; eletrencefalografia; estimulação elétrica; postura.

ABSTRACT

The literature has shown that age-related proprioceptive impairments may have serious functional consequences in performing sensorimotor tasks such as posture and gait. The evaluation of threshold for kinesthetic perception is a way to assess the proprioceptive accuracy and represents a sensorimotor task involving receptors and peripheral pathways as well as processing in upper levels of the central nervous system. The present study aimed to advance the method for quantifying ankle joint proprioception in older and young adults, and was divided into two chapters. The first chapter investigated the cortical electrophysiological aspects of evaluation of the threshold for ankle kinesthetic perception. The experimental protocol consisted of acquisition of electroencephalographic signals during the evaluation of the response time to the perception of passive ankle movement at low ($0.5^{\circ}/s$) and high ($22^{\circ}/s$) velocities. Event-related potentials (ERP) and event-related desynchronization and synchronization (ERD/ERS) in the beta band (14-37 Hz) were analyzed. The results showed delayed response times to the kinesthetic perception in older adults with correlated delay in cortical activation. The initial ERP component (N1) had lower amplitude and was delayed in the older group and may indicate delayed and deficient arrival of afferent inputs to the cortex. Older adults also showed larger cerebral activation (larger ERD), which may represent higher cognitive efforts to process the proprioceptive information. In addition, after completing the sensorimotor task in the high velocity condition of passive foot movement, cortical inhibition (ERS) was attenuated in older adults when compared to young adults. In the low velocity condition, ERS was observed in older but not in young adults, which indicates differences at cortical levels between age groups during the preparation for the next

movement. The second chapter of this study was motivated by results from studies that have shown that optimal levels of electrical noise can enhance the detection and transmission of neural signals, thereby improving the performance of sensorimotor tasks. The present study investigated whether the application of electrical stimulation (ES) in the posterior region of the legs improves kinesthetic perception and postural control in young and elderly. The kinesthetic threshold was assessed by the response time to the perception of passive ankle movement at 0.5°/s. Postural control was assessed during the upright stance in three conditions: eyes closed and with periodic and non-periodic movement of the visual scenario by means of a moving room paradigm. The results indicated ES applied over the legs led to a reduction in the response time to kinesthetic perception in young and older adults. The body sway amplitude was also reduced in both age groups with application of ES, but only in the condition with non-periodic room movement. From these results, it is concluded that the application of ES promotes improvements in sensorimotor performance and it is possibly related to improvements of receptor signaling. These findings may have important clinical implications for older adults, whose proprioceptive and postural changes make them more susceptible to falls.

Keywords: Aging; proprioception; electroencephalography; electrical stimulation; posture.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.1 - Representação do arranjo experimental durante a avaliação de percepção cinestésica do tornozelo.....41
- Figura 1.2 - Posicionamento dos eletrodos para captação de sinais de EEG.....45
- Figura 1.3 - Tempos de resposta (TR) de um sujeito jovem na condição de movimento do pedal em velocidade baixa (n=55). A linha horizontal pontilhada indica a média do TR do sujeito e as linhas horizontais contínuas indicam $\pm 1/2$ desvio-padrão do TR. Os círculos preenchidos representam os TRs do grupo de TR médio, os círculos vazios acima da linha contínua superior representam os TRs do grupo TR lento e os círculos vazios abaixo da linha contínua inferior representam os TRs do grupo de TR rápido.....48
- Figura 1.4 - Sinais de ERP médios de cada sujeito obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. No gráfico a e b estão representados os sinais de ERP do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. No gráfico c estão representados os sinais médios entre os sujeitos de cada grupo etário e a ampliação destes sinais na região de interesse (N1) está representada em d. O instante 0s representa o início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.....50
- Figura 1.5 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na condição de movimentação do pedal em velocidade alta, com tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos.....51

Figura 1.6 - Sinais de ERP médios de cada sujeito obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. No gráfico a e b estão representados sinais de ERP do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. No gráfico c estão representados os sinais médios entre os sujeitos de cada grupo etário e a ampliação destes sinais na região de interesse (N1) está representada em d. As linhas verticais representam os respectivos tempos de resposta médios obtidos para cada grupo etário. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.....52

Figura 1.7 - Sinais de ERP médios entre os sujeitos para cada grupo etário, obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta. No gráfico a e b estão representados sinais de ERP para as condições sem (STM) e com (CTM) tarefa motora para os grupos de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. A ampliação dos sinais de jovens e idosos na região de interesse (N1) está representada em c e d, respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.....53

Figura 1.8 - Valores de média e erro-padrão das amplitudes e latências do pico de N1 obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) e para as condições sem (STM) e com (CTM) tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significativa entre as condições e (**) indica diferença significativa entre os grupos etários.....54

Figura 1.9 - Gráficos de dispersão do tempo de resposta em função das variáveis neurofisiológicas (amplitude e latência do pico de N1) para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI). Linhas sobrepostas indicam a linha de regressão linear com significância estatística ($p < 0,05$).....55

Figura 1.10 - ERD/ERS médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS beta do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....56

Figura 1.11 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz, obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....57

Figura 1.12 - ERD/ERS beta médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....58

Figura 1.13 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a

duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....58

Figura 1.14 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz, obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem (STM) e com (CTM) tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....59

Figura 1.15 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na condição de movimentação do pedal em velocidade baixa, com tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos.....60

Figura 1.16 - ERD/ERS beta médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam as faixas dos tempos de resposta (médias $\pm$ desvio-padrão) obtidos entre os sujeitos. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....60

Figura 1.17 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....61

Figura 1.18 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) e para os grupos de tempo de resposta rápido (TRR), médio (TRM) e lento (TRL) na condição de movimentação do pedal em velocidade baixa com tarefa motora.....62

Figura 1.19 - Sinais médios de ERD/ERS beta obtidos para o eletrodo Cz para os grupos de adultos jovens (AJ) e idosos (AI) na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos nos respectivos grupos de tempo de resposta: rápido (TRR), médio (TRM) e lento (TRL). Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).....63

Figura 2.1 - Posicionamento dos eletrodos de estimulação elétrica.....95

Figura 2.2 - Situação experimental de avaliação percepção cinestésica.....97

Figura 2.3 - Situação experimental de avaliação de controle postural através do paradigma da sala móvel.....100

Figura 2.4 - Séries temporais e análises espectrais nas duas condições de movimentação da sala móvel: a) periódica simples; b) não-periódica.....	101
Figura 2.5 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação do limiar de percepção cinestésica nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos e (**) indica diferença significativa entre as condições de estimulação.....	105
Figura 2.6 - Valores de média e erro-padrão da trajetória (a) e da área (b) de oscilação corporal obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de manutenção da postura ereta com olhos fechados, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos somente para a condição sem estimulação elétrica.....	106
Figura 2.7 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal nas direções ântero-posterior (AMO AP) e médio-lateral (AMO ML) (a) e da velocidade média de oscilação corporal nas direções ântero-posterior (VMO AP) e médio-lateral (VMO ML) (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de manutenção da postura ereta com olhos fechados, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos somente para a condição sem estimulação elétrica.....	108
Figura 2.8 - Séries temporais e espectros do movimento da sala (SMap) da oscilação corporal (OCap) na direção ântero-posterior de um sujeito jovem (a) e um sujeito idoso (b) na condição de movimentação periódica simples da sala móvel, sem estímulo elétrico.....	109

- Figura 2.9 - Valores de média e erro-padrão da variabilidade (a) e da coerência (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).....110
- Figura 2.10 - Valores de média e erro-padrão do ganho (a) e da fase (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).....111
- Figura 2.11 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal na direção ântero-posterior (AMO AP) (a) e da amplitude média de oscilação corporal na frequência do estímulo (SFSA) (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).....112
- Figura 2.12 - Séries temporais e espectros do movimento da sala (SMap) da oscilação corporal (OCap) na direção ântero-posterior de um sujeito jovem (a) e um sujeito idoso (b) na condição de movimentação não-periódica da sala móvel, sem estímulo elétrico.....113
- Figura 2.13 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal na direção ântero-posterior (AMO AP) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação não-periódica sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos e (**) indica diferença significativa entre os grupos de estimulação.....114
- Figura 2.14. Valores de média e erro-padrão do ganho (a), da coerência (b) e da amplitude média de oscilação corporal nas frequências do estímulo (SFSA) (c) nas três frequências de manipulação da informação visual obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na

avaliação de controle postural com movimentação não-periódica da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).....115

LISTA DE TABELAS

Tabela1. Parâmetros de movimento e análises realizadas em cada condição de velocidade de movimento passivo.....	44
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM: Amplitude de movimento

SNC: Sistema nervoso central

EEG: Eletrencefalografia

TMS: Estimulação magnética transcraniana (do inglês *Transcranial Magnetic Stimulation*)

EMG: Eletromiografia

ERP: Potencial relacionado a evento (do inglês *Event-Related Potential*)

MEP: Potencial motor evocado (do inglês *Motor-Evoked Potential*)

ERD: Dessincronização relacionada a evento (do inglês *Event-Related Desynchronization*)

ERS: Sincronização relacionada a evento (do inglês *Event-Related Synchronization*)

LRP: Potencial lateralizado de prontidão (do inglês *Lateralized Readiness Potential*)

AJ: Adultos jovens

AI: Adultos idosos

IPUSP: Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

LEB: Laboratório de Engenharia Biomédica

EOG: Eletrooculograma

TRR: Tempo de resposta rápido

TRM: Tempo de resposta médio

TRL: Tempo de resposta lento

S1: área somatossensorial primária

S2: área somatossensorial secundária

SM1: área sensório-motora primária

M1: área motora primária

LAM/UNICSUL: Laboratório de Análise do Movimento/ Universidade Cruzeiro do Sul

AMO: Amplitude média de oscilação corporal

VMO: Velocidade média de oscilação corporal

AP: Ântero-posterior

ML: Médio-lateral

SFSA: amplitude de oscilação na frequência do estímulo (do inglês *Stimulus Frequency Sway Amplitude*)

EE: Estimulação elétrica

CVM: Contração voluntária máxima

D/A: Digital/analógica

SUMÁRIO

Introdução geral	21
<i>Capítulo 1. “Análise de ativação cortical durante avaliação do limiar de percepção cinestésica em jovens e idosos”</i>	<i>25</i>
1.1. Introdução e Revisão da Literatura	25
1.2. Objetivo	39
1.3. Método	40
1.3.1. Participantes	40
1.3.2. Procedimentos	41
1.3.3. Aquisição dos dados	44
1.3.4. Tratamento e análise dos dados	45
1.4. Resultados ..	50
1.5. Discussão	64
<i>Capítulo 2. “Aplicação de estímulo elétrico aleatório subliminar para melhora de percepção cinestésica e de controle postural em jovens e idosos”</i>	<i>83</i>
2.1. Introdução e Revisão da Literatura	83
2.2. Objetivo	93
2.3. Método	94
2.3.1. Participantes	94
2.3.2. Estimulação Elétrica	95
2.3.3. Avaliação de Percepção Cinestésica	96
2.3.3.1. Procedimentos	96
2.3.3.2. Aquisição e Tratamento dos Dados	98
2.3.4. Avaliação de Controle Postural	99
2.3.4.1. Procedimentos	99
2.3.4.2. Aquisição, Tratamento e Análise dos Dados	102
2.3.5. Análise Estatística	103
2.4. Resultados	105
2.4.1. Avaliação da Percepção Cinestésica	105

2.4.2. Avaliação de Controle Postural	106
2.5. Discussão	117
Referências	132

INTRODUÇÃO GERAL

O sistema somatossensorial é composto por vários receptores que transmitem informações sobre posição e velocidade dos segmentos corporais, seu contato com objetos externos, inclusive o chão, e a orientação da gravidade (WINTER 1995). É formado pelos fusos neuromusculares, órgãos tendinosos de Golgi e receptores articulares e cutâneos. Há um consenso na literatura quanto à principal fonte de informação cinestésica, sendo a aferência de origem nos fusos neuromusculares a fonte sensorial considerada de maior relevância para percepção de posição e movimento articular (BURGESS *et al.* 1982; BURKE; GANDEVIA; MACEFIELD 1988; REFSHAUGE; FITZPATRICK 1995). A contribuição das aferências articulares para propriocepção ainda está em debate, sendo mostrado que estas aferências respondem apenas próximo dos limites da amplitude de movimento (ADM) (BURKE *et al.* 1988). Quanto aos receptores cutâneos, a literatura tem mostrado que estes receptores não atuam como fonte direta proprioceptiva, mas podem fornecer informações suplementares sobre o senso de movimento articular, respondendo também ao redor do limite de posição articular (BURKE *et al.* 1988).

Com o avanço da idade, os seres humanos apresentam alterações estruturais e funcionais tais como mudanças fisiológicas na composição corporal, nos sistemas sensoriais, no sistema neuromuscular e na velocidade de processamento de informação no sistema nervoso central (SNC) (SPIRDUSO; FRACSIS; MACRAE 2005). Em níveis periféricos, estudos *postmortem* (KARARIZOU *et al.* 2005; LIU *et al.* 2005) têm mostrado alterações nos fusos neuromusculares em decorrência do envelhecimento. Kararizou e colaboradores (2005) observaram uma redução no diâmetro fusar e redução no número de fibras intrafusais em função da idade

(KARARIZOU *et al.* 2005). Os autores ressaltaram que estas mudanças são específicas de determinados músculos e são evidentes em idades mais avançadas. Dados complementares foram obtidos por Liu e colaboradores (2005), que observaram uma diminuição do número de fibras intrafusais devido a uma diminuição significativa de fibras de cadeia nuclear com o envelhecimento. Os autores sugeriram que a consequência funcional da perda de fibras de cadeia nuclear seria a redução no senso de posição articular em adultos idosos (LIU *et al.* 2005).

Alterações relacionadas ao envelhecimento também são observadas no SNC, como perda de dendritos, redução da perfusão cerebral, depleção de neurotransmissores, redução no número de unidades motoras funcionantes, diminuição no número de neurônios motores encontrados na medula espinhal e redução na capacidade do SNC em enviar impulsos nervosos e ativar as unidades motoras (HAKKINEN; HAKKINEN 1991; MAKI; MCILROY 1996). Essas alterações neurofisiológicas podem contribuir para a lentidão no processamento de informação e para a diminuição na velocidade de condução nervosa, bem como a geração e execução de respostas motoras lentas.

Em termos funcionais, diversas mudanças no sistema somatossensorial relacionadas ao envelhecimento têm sido reportadas. Idosos, em comparação aos adultos jovens, apresentam aumento no limiar de detecção de vibração pelos receptores cutâneos, principalmente nos membros inferiores (ERA *et al.* 1986; KENSHALO 1986; LORD; WARD 1994), diminuição da sensibilidade ao toque e discriminação de dois pontos (VERRILLO; VERRILO 1985; KENSHALO 1986; LORD; WARD 1994), além de diminuição do senso de posição articular estática (MEEUWSEN; SAWICKI; STELMACH 1993; ROBBINS; WAKED; MCCLARAN 1995)

e dinâmica (LEWIS; BYBLOW; CARSON 2001; VERSCHUEREN *et al.* 2002) e aumento do limiar de detecção de movimento passivo (percepção cinestésica) (GILSING *et al.* 1995; THELEN *et al.* 1998; TOLEDO; BARELA 2010).

A piora na percepção cinestésica de tornozelo pode ter consequências graves para os idosos, pois sugere-se que o sistema proprioceptivo fornece informações para o controle postural mais relevantes do que os demais canais sensoriais (visual e vestibular) (FITZPATRICK; MCCLOSKEY 1994). Estudos têm mostrado a relação entre deterioração no sistema proprioceptivo e a redução na estabilidade postural com o envelhecimento (LORD; CLARK; WEBSTER 1991; FITZPATRICK; MCCLOSKEY 1994; LORD; WARD 1994; WADE *et al.* 1995; LORD; MENZ 2000; TOLEDO; BARELA 2010) e alertam para a necessidade do entendimento das alterações consequentes ao envelhecimento no sistema proprioceptivo e de estratégias para recuperar, minimizar e/ou compensar esta perda.

O limiar de percepção cinestésica é mensurado pelo tempo de resposta a esta percepção (BONFIM; JANSEN PACCOLA; BARELA 2003; TOLEDO; BARELA 2010; SALLES *et al.* 2011) e envolve diversos estágios como: despolarização de receptores sensoriais, transmissão da informação proprioceptiva por vias nervosas periféricas e centrais, percepção consciente de posição articular, integração sensório-motora e programação e execução de tarefa motora a esta percepção. Desta forma, questiona-se se a origem do atraso no tempo de resposta à percepção cinestésica em idosos está relacionada a alterações específicas a um destes estágios ou a uma combinação entre eles. Pergunta-se também se a melhora em um desses estágios poderia levar a uma redução substancial no tempo de resposta à percepção cinestésica, bem como melhorias em outras tarefas sensório-motoras.

Um estudo no sentido de esclarecer estas questões seria muito complexo e demandaria um longo prazo para ser realizado. Sendo assim, o presente trabalho visa investigar alguns destes aspectos, com o objetivo de avançar no método de quantificação proprioceptiva de tornozelo.

Especificamente, o presente trabalho tem como objetivos:

- 1) investigar o envolvimento cortical na avaliação do limiar de percepção cinestésica de tornozelo em adultos jovens e idosos;
- 2) investigar se a aplicação de estímulos elétricos subliminares na perna melhora a percepção cinestésica do tornozelo e o controle postural de adultos jovens e idosos.

Esta tese foi organizada na forma de capítulos, cada um com sua fundamentação teórica, protocolo experimental e discussão pertinentes aos objetivos descritos acima.

CAPÍTULO 1

ANÁLISE DE ATIVAÇÃO CORTICAL DURANTE AVALIAÇÃO DO LIMAR DE PERCEPÇÃO CINESTÉSICA EM JOVENS E IDOSOS

1.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A movimentação articular passiva tem sido utilizada como forma de investigar o limiar de percepção cinestésica (THELEN *et al.* 1998; TOLEDO; BARELA 2010; SALLES *et al.* 2011), uma medida de acuidade sensorial (REFSHAUGE; FITZPATRICK 1995). O movimento passivo pode ser associado com medidas comportamentais como o tempo de resposta à percepção cinestésica (THELEN *et al.* 1998; TOMBERG 1999; TOLEDO; BARELA 2010; SALLES *et al.* 2011) e medidas eletrofisiológicas, como microneurografia (BURKE *et al.* 1988; RIBOT-CISCAR; HOSPOD; AIMONETTI 2013), eletrencefalografia (EEG) (CASSIM *et al.* 2001; LEWIS; BYBLOW 2002; SEISS *et al.* 2002; KEINRATH *et al.* 2006), estimulação magnética transcraniana (TMS do inglês *Transcranial Magnetic Stimulation*) (LEWIS *et al.* 2001; LEWIS; BYBLOW 2002), entre outras técnicas. Essas técnicas associadas a avaliações sensório-motoras possibilitam a investigação das estruturas periféricas e centrais, bem como dos estágios envolvidos em tarefas comportamentais.

Com o objetivo de determinar os aferentes sensoriais ativos durante a movimentação articular passiva, Burke e colaboradores (1988) utilizaram microneurografia dos nervos mediano e ulnar no punho para a obtenção de um

padrão de ativação unitária de diferentes aferentes durante movimento passivo dos dedos da mão em humanos (BURKE *et al.* 1988). O movimento era realizado manualmente pelo experimentador, com velocidades variando entre 5 e 20°/s e em três eixos articulares. Cento e vinte unidades aferentes foram identificadas, sendo classificadas como aferentes articulares (72,5% das unidades), cutâneos (15%) e fusos neuromusculares e órgãos tendinosos (12,5%). Quanto aos aferentes articulares, os resultados indicaram que a maioria destes aferentes foi ativada somente no limite da ADM, sendo estes aferentes ativados durante a movimentação em dois ou três eixos articulares, ou seja, não fornecem informação específica de direção. Frente a esta observação, os autores consideraram que as aferências articulares têm capacidade muito limitada de informação cinestésica e estas aferências poderiam fornecer informações relevantes somente quando aferências fusais não podem contribuir para a cinestesia. Já os fusos neuromusculares responderam somente em uma direção do movimento e estavam ativos nas posições dentro dos limites fisiológicos de movimento. Por fim, os receptores cutâneos, assim como os receptores articulares, foram ativados somente nos limites da ADM e foram bidirecionalmente responsivos. Os autores concluíram que, dos três tipos de receptores, as aferências fusais fornecem a informação mais relevante para a cinestesia e que, na indisponibilidade de informação destes receptores, os demais receptores seriam relevantes para a percepção de movimento articular. Os autores sugeriram também que os receptores cutâneos seriam responsáveis por detectar movimento articular somente quando ambos receptores articulares e fusais estivessem inativos.

Estudos mais recentes têm mostrado que aferências cutâneas contribuem para a sinalização de movimento passivo (REFSHAUGE; KILBREATH; GANDEVIA

1998; EDIN 2001; AIMONETTI *et al.* 2007), porém o papel proprioceptivo dos receptores cutâneos ainda é uma questão de debate. Ainda que receptores cutâneos sejam ativados durante movimentação passiva, não há garantia de que esta informação será utilizada pelo SNC para a percepção de movimento. Estudos têm mostrado que os aferentes cutâneos estão parcialmente ativados (AIMONETTI *et al.* 2007) ou inativos (RIBOT-CISCAR *et al.* 2013) durante movimentação passiva de tornozelo. Além disso, a ativação cortical durante movimentação passiva de tornozelo não é alterada quando há bloqueio do nervo cutâneo por meio de procedimentos anestésicos (STARR *et al.* 1981). Ou seja, mesmo que aferentes periféricos cutâneos sejam ativados por movimento passivo, não se sabe se esta sinalização tem uma contribuição substancial para a percepção do movimento de tornozelo em condições normais. Por outro lado, a melhora de transmissão da informação cutânea por meio de estímulos elétricos ou mecânicos pode fornecer informações complementares para a percepção proprioceptiva (COLLINS *et al.* 2009; RIBOT-CISCAR *et al.* 2013), como será discutido no Capítulo 2 desta tese.

Em nível medular, estudos com avaliação do reflexo H, um componente eletrofisiológico do reflexo monossináptico aquileu relacionado com a ativação de fibras musculares de contração lenta por estimulação elétrica do nervo, mostraram que movimento rítmico ativo e passivo pode induzir a modulação na excitabilidade de vias espinhais reflexas (diminuição do reflexo H) (BROOKE *et al.* 1995; CHENG *et al.* 1995; STAINES *et al.* 1997), cuja importância está relacionada ao controle e padrão de movimentos (LEWIS *et al.* 2001).

Em níveis superiores do SNC, o envolvimento cortical durante movimento articular passivo tem sido estudado através de métodos eletrofisiológicos, como TMS e EEG (LEWIS *et al.* 2001; LEWIS; BYBLOW 2002). Em estudo com TMS, esta é

aplicada em determinadas regiões do crânio em instantes posteriores a um evento, podendo este ser uma estimulação elétrica (TOKIMURA *et al.* 2000; OLIVIERO *et al.* 2006), um movimento voluntário (e.g CHEN *et al.* 1998; ASMUSSEN *et al.* 2013) ou um movimento passivo (LEWIS *et al.* 2001; LEWIS; BYBLOW 2002), com o objetivo de verificar a influência destes eventos na excitabilidade corticoespinal (modulação corticoespinal). Esta técnica consiste em mensurar, através de eletromiografia de superfície (EMG), a amplitude de um potencial motor (MEP do inglês *Motor Evoked Potential*) gerado por TMS na região do córtex motor correspondente ao segmento em questão. Em condições experimentais bem controladas, um aumento ou diminuição no MEP em decorrência de um dos estímulos citados, sugere aumento ou diminuição da excitabilidade corticoespinal, respectivamente.

Nos estudos com EEG, respostas corticais têm sido avaliadas através de análises de potenciais corticais relacionados a eventos (ERP, do inglês *Event-Related Potential*) (ALARY *et al.* 1998; TOMBERG 1999; SEISS *et al.* 2002) e de análise de dessincronização e sincronização do sinal de EEG em frequências determinadas (ERD/ERS do inglês *Event-Related Desynchronization/Synchronization*) (CHEN *et al.* 1998; ALEGRE *et al.* 2002; MULLER-PUTZ *et al.* 2007; SALLES *et al.* 2011). A descrição destes componentes está detalhada a seguir.

ERP

A partir de eletrodos fixados no escalpo e conectados a um amplificador, os sinais de saída do amplificador apresentam um padrão de variação de tensão elétrica (voltagem) ao longo do tempo. Se um estímulo é apresentado ao sujeito,

este padrão pode variar em sincronia a este estímulo, constituindo o ERP (RUGG; COLES 1997). Os ERPs não representam, entretanto, simples respostas corticais a um estímulo, dependentes de suas características físicas, mas dependem das reações fisiológicas do indivíduo a uma tarefa que requer desempenho atencional, de memória ou discriminativo (ONOFRE *et al.* 2001). Os ERPs apresentam-se sob a forma de ondas complexas (de vários componentes), cujas deflexões representam alterações de voltagem, com componentes que podem ser de polaridade positiva (P) ou negativa (N) e, por vezes são classificados em exógenos e endógenos (RUGG; COLES 1997). Os exógenos (<100ms) são mais afetados pelas características físicas do estímulo ou evento, e são mais influenciados pela variação do estado do sujeito e à natureza de interação entre o sujeito e o estímulo enquanto que os endógenos (>100ms) são mais suscetíveis às características psicológicas do indivíduo (atenção), à relevância da tarefa a efetuar e à natureza do processamento requerido pelo estímulo.

A sequência temporal dos componentes dos potenciais reflete o processamento da informação no SNC, desde as estruturas e vias aferentes mais externas até os centros corticais superiores. São apresentados abaixo alguns dos componentes do ERP (ALTENMÜLLER; GERLOFF 1999).

P1: recepção sensorial (geralmente observada antes dos 100 ms após apresentação do estímulo);

N1: atenção seletiva. A deflexão é tanto maior quanto mais difícil é a discriminação dos estímulos. Se ela não estiver presente, pode-se dizer que o indivíduo tem déficit de atenção seletiva. Também representa chegada sensorial ao córtex juntamente com o componente N1;

N2 (Mismatch Negativity): habitua-se o indivíduo a um estímulo e a ausência deste estímulo gera um ERP. Indicador da capacidade adaptativa do SNC a estímulos habitadores;

P2: tanto maior quanto maior a relevância intrínseca dos estímulos;

P3 (ou P300): avaliação e categorização do estímulo. É tanto maior quanto mais imprevisível ou raro for o estímulo. Geralmente observada ao redor dos 300 ms após apresentação do estímulo;

P>300: organização e execução de resposta. Tanto maior quanto mais difícil o reconhecimento do estímulo ou execução da tarefa;

N400: apresenta maior amplitude em tarefas de processamento de estímulos verbais incorretos ou de significado ambíguo.

O componente N1 é classicamente estudado com estímulos auditivos, cuja latência de pico é observada variando entre 100 e 150 ms, sendo mais proeminente no vértex do que nas regiões occipital, frontal e temporal do córtex e sugere-se que ele corresponda ao primeiro estágio de processamento de estímulos auditivos coletados no escalpo (NAATANEN; PICTON 1987). Este componente não representa, entretanto, uma resposta exclusivamente relacionada a estímulos auditivos, sendo também observado para estímulos visuais, táteis e proprioceptivos (STARR *et al.* 1981; GARCIA-LARREA; LUKASZEWICZ; MAUGUIERE 1995; ALARY *et al.* 1998; EIMER; DRIVER 2000; EIMER; VAN VELZEN; DRIVER 2002; SEISS *et al.* 2002; YORDANOVA *et al.* 2004). Especificamente com estímulo somatossensitivo, Seiss e colaboradores (2002) investigaram o ERP evocado por movimentação passiva brusca (230mm/s) na articulação metacarpofalangeana do dedo indicador. Análises eletrencefalográficas mostraram um potencial negativo frontoparietal, com pico de latência ao redor de 80 a 100ms (N90)(SEISS *et al.*

2002), sensível à duração do estímulo. Um estudo com potenciais cerebrais relacionados à movimentação passiva de tornozelo foi realizado no início da década de 80 (STARR *et al.* 1981), em que foi observado um componente inicial positivo ao redor de 45 ms, seguido de uma deflexão negativa proeminente (N90), cuja amplitude e latência eram influenciados pela aceleração do movimento passivo (STARR *et al.* 1981).

A relação do componente N1 com processos de orientação atencional é estudada em paradigmas nos quais as características deste componente são comparadas entre condições com e sem atenção ao estímulo. Por exemplo, quando dois estímulos externos diferentes são fornecidos, sendo eles de mesma modalidade ou não, e é solicitado ao sujeito direcionar a atenção em apenas um destes estímulos e ignorar o outro, observa-se um aumento nos componentes iniciais do ERP somatossensorial (N80, P100, N140) em resposta ao estímulo ao qual está direcionada a atenção em comparação com a condição em que este estímulo é ignorado (GARCIA-LARREA *et al.* 1995; EIMER; DRIVER 2000; EIMER *et al.* 2002; HOTTING; ROSLER; RODER 2003). Em estudos com perturbação postural, tem sido mostrado que quando o sujeito realiza uma tarefa cognitiva simultaneamente à tarefa de controle postural, a amplitude do N1 induzido por perturbação da superfície de suporte é menor quando comparada à condição sem tarefa cognitiva associada (sem divisão do foco atencional)(QUANT *et al.* 2004).

O componente N1 característico em paradigmas de perturbação postural apresenta latências entre 100 e 200ms após o início da perturbação e com amplitude variando entre 20 e 30 μ V (DUCKROW *et al.* 1999; STAINES; MCILROY; BROOKE 2001; QUANT *et al.* 2004; MOCHIZUKI *et al.* 2008; MOCHIZUKI *et al.* 2009). Nestes estudos, a recuperação do equilíbrio envolve estratégia do tornozelo e

a origem dos potenciais corticais iniciais (P1 e N1) é atribuída às aferências de fuso neuromuscular, ativados pelo estiramento do tornozelo e joelho em decorrência da perturbação. Neste contexto de controle postural, tem sido mostrado que a amplitude do N1 pode ser modificada não apenas pela atenção do sujeito (QUANT *et al.* 2004), mas também pela previsibilidade da perturbação (ADKIN *et al.* 2006) e alterações proprioceptivas (STAINES *et al.* 2001), mesmo quando as características da perturbação são mantidas constantes. Foi mostrado também que o envelhecimento altera o padrão do P1-N1 relacionado à perturbação postural, onde atrasos e atenuação destes componentes são observados (DUCKROW *et al.* 1999).

ERD/ERS

Determinados ritmos corticais podem apresentar um bloqueio, ou diminuição de sua amplitude, por influência, por exemplo, do movimento ou de sua preparação, também chamado de dessincronização e abreviada como ERD (NIEDERMEYER; LOPES DA SILVA 1999). Quando a atividade elétrica cerebral induzida tem sua amplitude aumentada, possivelmente por sincronismos das atividades de um grande número de neurônios subjacentes ao par de eletrodos de captação, diz-se que a atividade é sincronizada no tempo, e é chamada de ERS (PFURTSCHELLER *et al.* 2006). Diversos estudos têm reportado ERD/ERS na faixa beta (13 a 35Hz) relacionados ao movimento voluntário (NEUPER; PFURTSCHELLER 1996; STANCAK *et al.* 2000; ALEGRE *et al.* 2002). Estes estudos relatam a ocorrência de ERD pouco antes e durante o movimento e ERS por volta de 1s após o final do movimento. O significado real de ERD e ERS relacionados ao movimento voluntário ainda não está totalmente estabelecido, mas de forma geral admite-se que a ERD

representa ativação cortical, enquanto que a ERS representa sua inativação. Esta explicação ganhou reforços com o estudo com TMS de Chen et al. (1998), que demonstrou que a excitabilidade corticoespinhal estava significativamente reduzida no primeiro segundo após a finalização do movimento voluntário do dedo da mão, período correspondente à ocorrência da ERS beta para o mesmo movimento (CHEN *et al.* 1998). Isto implica que a ERS beta pós-movimento pode ser interpretada como um estado cortical com excitabilidade reduzida. Em contraste, brevemente antes e durante o movimento ativo, a excitabilidade corticoespinhal significativamente aumentada pode ser considerada como atividade cortical aumentada (CHEN *et al.* 1998). Este padrão ativação-inativação deve ser interpretado, entretanto, de forma cautelosa, pois não representa um mesmo fenômeno que ocorre durante o processamento (ERD - ativação) e após o processamento (ERS – inativação), devido às diferenças topográficas (ALEGRE *et al.* 2002) e espectrais (MULLER-PUTZ *et al.* 2007) entre ERD e ERS.

Com o objetivo de testar a hipótese de a ERS corresponder à inibição cortical, Cassim e colaboradores (2001) compararam a ERS após movimento ativo e passivo de extensão do dedo indicador (CASSIM *et al.* 2001). A hipótese alternativa dos autores era de que a ERS poderia representar também uma reaferência sensorial, relacionada a um processamento sensorial atualizado sobre a nova posição segmentar após o movimento ter cessado. Neste mesmo estudo foi analisado o efeito do bloqueio aferente, através de isquemia, na ERS durante movimento passivo. Os resultados mostraram presença de ERS em todos os sujeitos após movimento ativo e passivo e ausência de ERS após bloqueio aferente durante movimento passivo e sugeriram que a sincronização na faixa beta pós-movimento não seria explicada somente por ativação prévia do córtex motor, mas estaria

também relacionada aos sinais aferentes somatosensoriais gerados em resposta à nova posição articular e chegando ao córtex motor (CASSIM *et al.* 2001).

Um dos poucos estudos sobre ERD/ERS durante movimentação passiva em membros inferiores foi realizado por Müller-Putz e colaboradores (2007) (MULLER-PUTZ *et al.* 2007). Neste estudo, foi realizada movimentação passiva brusca de tornozelo em indivíduos saudáveis e em indivíduos paraplégicos (que sofreram lesão medular completa). Outras condições neste estudo envolveram movimentação ativa e imaginação de movimento (indivíduos saudáveis) e tentativa de movimentação (indivíduos paraplégicos) de forma similar à realizada passivamente. Os autores observaram padrão de ERD/ERS com localização central (Cz) para o grupo saudável em todas as condições, enquanto que o grupo paraplégico apresentou um padrão ERD/ERS amplo e difuso na condição de tentativa de movimento, não havendo um padrão de ativação significativa para a condição de movimento passivo. Os autores observaram também frequências de ERD mais altas do que as de ERS, o que suporta a ideia de haver diferentes mecanismos envolvidos nestes padrões de potenciais. A ocorrência de ERS em paraplégicos na condição de imaginação motora, mesmo que em padrões diferentes dos indivíduos saudáveis, levaram os autores a sugerirem que uma via sensório-motora intacta não seria um pré-requisito para a ocorrência de beta ERS, mas que esta sincronização poderia estar relacionada à ativação/inativação da circuitaria do córtex motor (córtex sensório-motor) e ao processo de redefinição do controle do córtex motor preparando o sistema para futuras ações motoras (MULLER-PUTZ *et al.* 2007).

A investigação de ERD/ERS durante movimento passivo tem sido feita com movimentação articular brusca e há relatos de que nem todos os sujeitos apresentam uma resposta significativa a este estímulo (MULLER-PUTZ *et al.* 2007),

indicando, dificuldade metodológica para obtenção destas medidas com estímulo proprioceptivo. Mais difícil, porém, parece ser a obtenção de potenciais corticais com movimentação passiva lenta de membros inferiores, condição mais fidedigna para associação com o desempenho de controle postural ortostático, em que baixas frequências de oscilação são mais significativas (SOAMES; ATHA 1981). Estudos sobre correlatos eletrofisiológicos em nível cortical de movimentação articular passiva lenta foram realizados recentemente em membros superiores (SALLES *et al.* 2011 e 2013), não havendo, de nosso conhecimento, estudos semelhantes com membros inferiores. Salles *et al.* (2011) realizaram análises de tempo-frequência dos ERPs somatossensitivos durante movimentação passiva em rotação externa e interna de ombro a uma velocidade de $0,4^{\circ}/s$. Os resultados obtidos indicaram uma redução prolongada na amplitude do sinal EEG nas frequências alfa e beta (8 a 30Hz) na região frontoparietal e sugeriram que há envolvimento de funções cognitivas superiores e processamento sensório-motor durante o movimento passivo (SALLES *et al.* 2011). Diante destes resultados, questiona-se como seria o padrão temporal de ativação cortical por movimentação passiva lenta de tornozelo e como o envelhecimento influenciaria estas respostas corticais tendo em vista que o limiar de percepção cinestésica é alterado pelo processo natural de envelhecimento (TOLEDO; BARELA 2010).

A verificação metódica do efeito da velocidade de movimento passivo nos potenciais corticais não é o foco do presente trabalho, mas considerando que quedas podem estar relacionadas a mudanças corporais mais rápidas e que ERD/ERS por movimentação passiva rápida ainda não está caracterizada em idosos, o presente estudo investigou o envolvimento cortical na avaliação cinestésica em velocidade alta ($22^{\circ}/s$) e baixa ($0,5^{\circ}/s$). Análises de EEG com

movimentação articular passiva brusca são mais comumente encontradas na literatura (DESMEDT; OZAKI 1991; SEISS *et al.* 2002; MULLER-PUTZ *et al.* 2007), o que facilita a comparação dos achados do presente estudo com estudos prévios sobre potenciais corticais relacionados à movimentação passiva.

Tempo de resposta

Estudos com percepção cinestésica têm utilizado diversos métodos para a sua avaliação e quantificação, sendo estabelecidos de acordo com suas respectivas finalidades. Dentre as medidas comumente utilizadas estão: verbalização do sujeito quanto à percepção ou não do movimento (THELEN *et al.* 1998), identificação ou reprodução ativa de um ângulo articular alvo previamente estabelecido (BULLOCK-SAXTON; WONG; HOGAN 2001; LEWIS *et al.* 2001; VERSCHUEREN *et al.* 2002) e tempo de resposta a esta percepção cinestésica (TOMBERG 1999; BONFIM *et al.* 2003; TOLEDO; BARELA 2010; SALLES *et al.* 2011; SALLES *et al.* 2013). O tempo de resposta à percepção cinestésica pode ser associado a medidas eletrofisiológicas obtidas por EEG (TOMBERG 1999; SALLES *et al.* 2011; SALLES *et al.* 2013) e representa uma tarefa sensório-motora composta por componentes tais como percepção e avaliação do estímulo, seleção e execução de resposta motora. É uma tarefa que exige atenção do indivíduo, envolvendo mecanismos cognitivos para a execução da mesma.

Alguns estudos têm reportado a relação entre determinados componentes do EEG e o tempo de resposta a estímulos somatossensoriais (KIDA *et al.* 2003; YORDANOVA *et al.* 2004), visuais e auditivos (YORDANOVA *et al.* 2004). Kida e colaboradores (2003), por exemplo, investigaram se as latências dos ERPs N250 e

P300, que refletem a detecção ativa do alvo e a caracterização do estímulo, respectivamente, variam de acordo com o tempo de resposta a um estímulo elétrico somatossensitivo (KIDA *et al.* 2003). A partir do cálculo da mediana do tempo de resposta, os ensaios foram divididos em tempo de resposta rápido e tempo de resposta lento para posterior promediação dos dados. Os resultados indicaram maior latência do P300 quando o tempo de resposta foi maior, enquanto que esta relação apresentou apenas uma tendência a ocorrer para o N250. O atraso na latência média do P300 no grupo de tempo de resposta lento (aproximadamente 20ms) foi muito menor do que o atraso médio no tempo de resposta deste grupo em comparação ao grupo de tempo de resposta rápido (100ms) e os autores concluíram que mudanças no tempo de resposta não são totalmente determinados pelos processos N250 ou P300 (KIDA *et al.* 2003).

Estudos sobre os efeitos do envelhecimento no processamento central em tarefas sensório-motoras estão descritos na literatura (SALTHOUSE 2000; YORDANOVA *et al.* 2004). Em determinadas tarefas, idosos apresentam uma lentidão no tempo de resposta, e esta lentidão pode ser maior em tarefas mais complexas (SALTHOUSE 2000; YORDANOVA *et al.* 2004). Para identificar a origem da lentidão comportamental relacionada ao envelhecimento em tarefas sensório-motoras, métodos eletrofisiológicos têm sido empregados durante a avaliação do tempo de resposta. Yordanova e colaboradores (YORDANOVA *et al.* 2004), por exemplo, analisaram as latências e intensidades de ativação cortical relacionadas aos estágios de processamento sensório-motor (sensorial, cognitivo e motor) durante testes de reação simples e de escolha (complexo) a estímulos auditivo e visual em adultos jovens e idosos. Os seguintes estágios de processamento da tarefa sensório-motora foram analisados: 1) processamento do estímulo: percepção

(P1 e N1) e classificação do estímulo (P300); 2) integração sensório-motora/seleção de resposta: potencial lateralizado de prontidão (LRP do inglês *Lateralized Readiness Potential*); 3) processamento motor: potencial relacionado ao movimento (MRP do inglês *Motor-Related Potential*). Os resultados obtidos indicaram uma lentidão no tempo de resposta de idosos apenas para a tarefa de escolha e, através da quantificação separada dos estágios de processamento central, os autores verificaram que a origem deste atraso estaria nos estágios mais tardios do processamento sensório-motor, de geração de resposta (MRP) e não na percepção e processamento do estímulo.

O presente estudo é, de nosso conhecimento, o primeiro a investigar correlatos corticais com o tempo de resposta a um estímulo somatossensitivo em idosos, e resultados diferentes podem ser obtidos em relação a estudos com estímulos auditivos e visuais, devido às diferenças de deterioração entre os sistemas sensoriais em decorrência do envelhecimento.

1.2. OBJETIVO

Este estudo teve como objetivo analisar as respostas corticais e o tempo de resposta motora à percepção de movimento passivo do tornozelo, em adultos jovens e idosos.

1.3. MÉTODO

1.3.1. Participantes

Participaram deste experimento 38 pessoas, todos destros, sendo 19 participantes com idade entre 65 e 75 anos ($70,31 \pm 4,14$ anos) que fizeram parte do grupo de adultos idosos e 19 participantes com idade entre 21 e 32 anos ($28,53 \pm 3,03$ anos), que fizeram parte do grupo de adultos jovens. Cada grupo foi composto por 10 participantes do sexo feminino e 9 participantes do sexo masculino. A estatura e massa corporal médios dos participantes jovens foram de $1,67 (\pm 0,08)$ m e $68,16 (\pm 11,97)$ kg, respectivamente. Para o grupo de idosos, a estatura e massa corporal médios dos participantes foram de $1,62 (\pm 0,10)$ m e $65,24 (\pm 11,71)$ kg, respectivamente.

Antes de serem submetidos aos experimentos, os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (Apêndice B).

Como forma de obter mais controle sobre as características dos participantes idosos, foi realizada uma anamnese detalhada para certificar que os participantes não eram caídores e diabéticos, não apresentavam tontura, dor, doença, disfunção visual, musculoesquelética e/ou neurológica e que não faziam uso de medicação benzodiazepínica e antidepressiva. Estes participantes relataram não praticar ou ter praticado, nos últimos 3 anos, atividade física regular e sistematizada.

1.3.2. Procedimentos

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB/USP). Os participantes permaneceram sentados em uma cadeira de avaliação de percepção cinestésica, com ângulos de quadril, joelho e tornozelo próximos a 90° , com o pé direito apoiado sobre um pedal. O maléolo lateral do pé direito foi alinhado com o eixo de rotação do pedal que foi primeiro movimentado no sentido de dorsiflexão, seguido de plantiflexão. O pé esquerdo do participante permaneceu apoiado em uma superfície fixa (Figura 1.1).

Figura 1.1 - Representação do arranjo experimental durante a avaliação de percepção cinestésica do tornozelo.

O pedal foi movimentado a partir de um sistema constituído por um servomotor (AC Brushless Servomotor, modelo SWA-40 – 1.6-30), um redutor (Dynabox Medium – França) e um servocontrolador (Weg - Brasil). O sinal analógico de

comando ao servocontrolador foi gerado via software Labview (National Instruments, USA) e disponibilizado à saída D/A de uma placa da marca National Instruments. Os intervalos entre os inícios de movimentação do pedal foram aleatoriamente distribuídos, variando entre 3 e 7s (desde o retorno à posição inicial do pé até o início do próximo movimento).

A tarefa experimental foi realizada em quatro condições, na seguinte ordem: 1) velocidade alta ($22^{\circ}/s$) sem tarefa motora; 2) velocidade alta com tarefa motora; 3) velocidade baixa ($0,5^{\circ}/s$) com tarefa motora e 3) velocidade baixa ($0,5^{\circ}/s$) sem tarefa motora. Nas condições com tarefa motora em velocidade alta e baixa do pedal, os sujeitos foram instruídos a acionar um dispositivo (botão) com o polegar direito, o mais rápido possível, assim que percebessem que o movimento no tornozelo havia iniciado, para a obtenção do tempo de resposta. O tempo de resposta corresponde ao intervalo de tempo entre o início do movimento do pedal e o instante em que o sujeito apertou o botão, compreendendo o tempo de reação mais o tempo de movimento.

Para a condição de velocidade alta, a excursão do pedal foi de 11° na direção de dorsiflexão, retornando imediatamente à posição inicial, totalizando 1s de movimentação (0,5s em cada direção) (MULLER-PUTZ *et al.* 2007). Para a condição de baixa velocidade, a excursão do pedal foi de $2,5^{\circ}$ na direção de dorsiflexão, retornando imediatamente à posição inicial, totalizando 10s de movimentação (5s em cada direção). Em todas as condições, os sujeitos foram instruídos a não realizar qualquer contração muscular em membros superiores e inferiores e na face durante a aquisição dos dados. Na primeira condição (velocidade alta sem tarefa motora), os sujeitos não foram informados de que seriam avaliados posteriormente quanto ao

tempo de resposta à movimentação passiva do tornozelo, sendo esta condição sem tarefa motora considerada predominantemente sensorial.

Nas condições de velocidade alta foram realizados 3 ensaios de 3 minutos cada ensaio em cada condição (com e sem tarefa motora), com intervalo de descanso de aproximadamente 1 minuto entre eles. Para as condições de velocidade baixa, foram realizados 7 ensaios de 3 minutos cada ensaio. Os sujeitos eram permitidos descansar quando desejassem. Foram realizados aproximadamente 60 movimentos em cada condição. O número de ensaios variou em virtude da aleatoriedade dos intervalos entre os estímulos.

As análises não foram realizadas para a condição de velocidade lenta sem tarefa motora, pois grande parte dos sujeitos apresentou cansaço durante esta condição, principalmente os participantes idosos, por ter sido a última condição. Nesta condição, os sujeitos já tinham realizado previamente as condições com tarefa motora, e não seria possível considerá-la como uma condição predominantemente sensorial, pois os sujeitos poderiam imaginar uma resposta à percepção do movimento passivo.

A Tabela 1 apresenta um resumo comparativo das características, condições e análises entre as condições de movimentação passiva.

Tabela1. Parâmetros de movimento e análises realizadas em cada condição de velocidade de movimento passivo.

	Velocidade alta	Velocidade Baixa
Velocidade	22°/s	0,5°/s
Excursão	11°	2,5°
Duração	1s	10s
Condições analisadas	Sem tarefa motora	Com tarefa motora
	Com tarefa motora	
Análises	ERP, ERD/ERS	ERD/ERS

Para minimizar a interferência de artefatos de movimentação dos olhos no registro de EEG, os sujeitos foram orientados a evitar piscar durante o experimento e a manter olhar fixo á frente, na altura dos seus olhos. O aparato de movimentação assim como seus membros não eram visíveis ao sujeito. Ruídos acústicos emitidos pelo motor não eram percebidos pelos participantes devido ao funcionamento do ar condicionado cujo nível de ruído era superior ao do motor. Estas medidas preveniram que o sujeito percebesse a movimentação do tornozelo por outros canais sensoriais além do somatossensorial.

1.3.3. Aquisição dos dados

Dados eletrencefalográficos foram adquiridos continuamente dos seguintes eletrodos no escalpo: FCz, Cz, CPz, C1, C2 e C3, posicionados de acordo com o sistema 10-20 (JASPER 1958) e de sua extensão 10-10 (REILY 1999) (Figura 1.2). Artefatos de movimentos dos olhos foram monitorados através de eletrooculograma (EOG), com eletrodos posicionados, um acima da sobrancelha, na linha da pupila e outro no canto inferior externo direito. Os eletrodos de referência A1 e A2 foram

fixados nos lóbulos das orelhas esquerda e direita, respectivamente, e suas entradas interligadas para que a média entre eles fosse considerada como referência, e o eletrodo terra foi fixado na testa dos sujeitos. A impedância dos canais estava abaixo de $5K\Omega$.

Figura 1.2 - Posicionamento dos eletrodos para captação de sinais de EEG

Os sinais de EEG foram amplificados e filtrados (0,05 a 100Hz) através do sistema MEB 4200 (Nihon-Koden, Japão) de oito canais, adquiridos a uma frequência de amostragem de 1kHz e monitorados continuamente através do sistema Optotrak (Certus, NDI, Inc). Emissores infravermelhos do sistema Optotrak foram fixados no pedal para a detecção do início de sua movimentação. O sinal elétrico do dispositivo acionado pelo sujeito no instante de percepção do movimento articular também foi adquirido através do sistema Optotrak.

1.3.4. Tratamento e análise dos dados

O tratamento e análise dos dados foram realizados em ambiente Matlab (Math Work Inc., USA). Os dados de EEG foram alinhados com o estímulo (início do movimento do pedal), com janelas para análise de 6s de duração, sendo 2s antes do estímulo e 4s depois do estímulo. Padrões de ERPs e ERD/ERS foram analisados

para o canal Cz após calculada a derivação espacial (V_{source}) dos eletrodos ao redor de Cz para a obtenção de sinal livre da referência (HJORTH 1975), sendo definida como:

$$V_{source} = (v_{Cz} - v_{C2}) + (v_{Cz} - v_{C1}) + (v_{Cz} - v_{FCz}) + (v_{Cz} - v_{CPz})$$

Simplificando-se a fórmula acima:

$$V_{source} = 4v_{Cz} - v_{C2} - v_{C1} - v_{FCz} - v_{CPz}$$

Os dados foram dizimados (usando o comando *decimate* do Matlab) por um fator 5 (frequência de amostragem reduzida para 200Hz) e sinais de EEG e EOG cujas amplitudes excederam $\pm 100\mu V$ foram excluídos (POLICH 1998).

A análise de ERP foi realizada somente na condição de velocidade alta, pois esta resposta não foi identificada na condição de velocidade baixa. Os sinais médios de cada sujeito, assim como a média entre os sujeitos foram obtidas e apresentadas em μV e o componente N1 do ERP, correspondente ao primeiro potencial negativo após o início do movimento passivo foi analisado através das medidas de amplitude e latência de pico de N1.

Para o cálculo da ERD/ERS, inicialmente os dados foram filtrados por um filtro digital passa-banda tipo *Butterworth*, com frequências de corte de 14 e 37Hz (faixa de beta) e defasagem nula. Em seguida subtraiu-se de cada amostra o respectivo valor médio computado das várias repetições (subtração do potencial evocado) e o resultado foi elevado ao quadrado, para obtenção dos valores de potência e, posteriormente, foi calculada a média naquela amostra para todos os trechos de sinal. Em termos matemáticos, o método se traduz como:

$$A_j = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \{x_{f(i,j)} - \bar{x}_{f(j)}\}^2$$

onde A_j é a potência média da j -ésima amostra dos N trechos de dados filtrados subtraindo um eventual potencial evocado, N é o número total de trechos, $x_{f(i,j)}$ é a j -ésima amostra do i -ésimo trecho dos dados filtrados na faixa de frequência e $\bar{x}_{f(j)}$ é a média da j -ésima amostra calculada entre os trechos filtrados na faixa de frequência (MIWA; MIWA; KANDA 1995).

A quantificação da ERD/ERS foi definida como a porcentagem de mudança na potência relativa a uma potência média de um intervalo de referência (de 1,5 a 0,5s antes do estímulo), calculada da seguinte forma:

$$ERD / ERS_{(j)} = \frac{A_{(j)} - R}{R} \times 100\%$$

com

$$R = \frac{1}{k} \sum_{j=n_0}^{n_0+k} A_{(j)}$$

onde R é a potência média no intervalo de referência, calculada a partir de k amostras e $A_{(j)}$ é a potência média na j -ésima amostra. Um valor de porcentagem negativo indica uma diminuição na potência e um valor de porcentagem positivo indica um incremento na potência média.

Para a análise da ERD/ERS a média final entre os trechos foi obtida (média geral) para ambas as velocidades de movimentação passiva. Para a condição de

velocidade baixa do pedal, devido à inconsistência dos sinais de EEG individuais dos sujeitos e à alta variabilidade dos tempos de resposta, uma segunda análise foi realizada, com os trechos divididos em grupos de acordo com o tempo de resposta do sujeito. Neste caso, os trechos dos sinais brutos foram inicialmente classificados nos grupos de tempo de resposta rápido (TRR), médio (TRM) e lento (TRL), para posterior cálculo das médias de cada grupo. O TRM corresponde a uma faixa de valores entre a média dos tempos de resposta individuais, mais ou menos metade do desvio padrão desta média. Os tempos de resposta acima desta faixa foram considerados do grupo de TRL, e os tempos de resposta abaixo desta faixa foram considerados do grupo de TRR (Figura 1.3). Para a ERD/ERS, análises descritivas foram realizadas.

Figura 1.3 - Tempos de resposta (TR) de um sujeito jovem na condição de movimento do pedal em velocidade baixa (n=55). A linha horizontal pontilhada indica a média do TR do sujeito e as linhas horizontais contínuas indicam $\pm 1/2$ desvio-padrão do TR. Os círculos preenchidos representam os TRs do grupo de TR médio, os círculos vazios acima da linha contínua superior representam os TRs do grupo TR lento e os círculos vazios abaixo da linha contínua inferior representam os TRs do grupo de TR rápido.

Para os dados comportamentais (tempo de resposta), análises de comparação entre os grupos etários foram realizadas em ambas as condições de

velocidade passiva. Foram realizadas duas Análises de Variância (ANOVAs) one-way, uma para cada condição: velocidade alta e velocidade baixa, tendo como variável dependente o tempo de resposta médio de cada sujeito.

Para os dados eletrofisiológicos na condição de velocidade alta, foram realizadas duas Análises de Multivariância (MANOVAs) one-way para a comparação entre os grupos etários, uma para a condição sem tarefa motora e outra para a condição com tarefa motora, tendo como variáveis dependentes a amplitude e a latência do pico de N1. Como forma de comparação entre as condições com e sem tarefa motora, foi realizada uma MANOVA (2x2), tendo como fatores grupo etário e condição (com e sem tarefa motora), sendo este último tratado como medida repetida, tendo como variáveis dependentes a amplitude e latência do pico de N1.

Para verificar a relação entre o tempo de resposta e a amplitude e latência do N1, análises de correlação de Pearson foram realizadas separadamente para cada grupo etário.

As análises foram realizadas utilizando o pacote estatístico SPSS (versão 10.0) e o nível de significância em todas as análises foi mantido em 0,05.

Além das análises estatísticas do ERP, análises descritivas dos componentes de ERD/ERS dos sinais médios entre os sujeitos para cada grupo etário foram realizadas. Não foi possível realizar análises quantitativas de ERS/ERS, pois não foram obtidos padrões consistentes entre os sujeitos, sendo que alguns destes componentes foram bifidos em alguns sujeitos.

1.4. RESULTADOS

ERP

Movimento do pedal em velocidade alta sem tarefa motora

Os sinais de ERP médios de cada sujeito para cada grupo e a média geral para cada grupo estão ilustrados na Figura 1.4 a seguir.

Figura 1.4 - Sinais de ERP médios de cada sujeito obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. No gráfico a e b estão representados os sinais de ERP do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. No gráfico c estão representados os sinais médios entre os sujeitos de cada grupo etário e a ampliação destes sinais na região de interesse (N1) está representada em d. O instante 0s representa o início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.

Observa-se nesta figura que os sujeitos apresentam uma nítida deflexão negativa (N1), cuja amplitude é maior para os adultos jovens, comparado aos

adultos idosos. Nota-se também que após a primeira deflexão negativa, o sinal médio dos adultos jovens apresenta variações diferentes do sinal dos adultos idosos até que retornem ao nível basal.

As amplitudes do pico do N1, calculadas pelas médias entre os sujeitos foram de $-11,35 \mu\text{V}$ e $-7,83 \mu\text{V}$ para os adultos jovens e idosos, respectivamente. As latências médias do pico do N1 foram de 149,21 ms e 192,89 ms para os adultos jovens e idosos, respectivamente. É importante ressaltar que estes valores não correspondem aos apresentados na figura, uma vez que a figura representa o sinal médio entre os sujeitos, cujos componentes N1 apresentam latência variável. MANOVA revelou diferenças entre os grupos etários, $F(2,35) = 7,33$ ($p < 0,01$) e testes univariados revelaram que os adultos idosos apresentaram menor amplitude, $F(1,36) = 4,31$ ($p < 0,05$) e latência mais tardia do pico N1, $F(1,36) = 11,71$ ($p < 0,01$), quando comparados aos adultos jovens.

Movimento do pedal em velocidade alta com tarefa motora

A Figura 1.5 apresenta os tempos de resposta médios e seus respectivos erros-padrão obtidos para os grupos AJ e AI.

Figura 1.5 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na condição de movimentação do pedal em velocidade alta, com tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significante entre os grupos.

O tempo de resposta médio foi de 238,86 ms para o grupo AJ e de 286,31 ms para o grupo AI. ANOVA revelou diferenças significantes entre os grupos, $F(1,36) = 27,037$ ($p < 0,0001$).

Os sinais de ERP médios de cada sujeito e a média entre os sujeitos de cada grupo etário podem ser visualizados na Figura 1.6.

Figura 1.6 - Sinais de ERP médios de cada sujeito obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. No gráfico a e b estão representados sinais de ERP do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. No gráfico c estão representados os sinais médios entre os sujeitos de cada grupo etário e a ampliação destes sinais na região de interesse (N1) está representada em d. As linhas verticais representam os respectivos tempos de resposta médios obtidos para cada grupo etário. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.

Observa-se que na condição com tarefa motora também há nítida deflexão negativa e, assim como na condição sem tarefa motora, a amplitude do pico desta deflexão dos adultos jovens é maior do que dos adultos idosos.

As amplitudes do pico de N1 foram de -13,53 μ V e -9,49 μ V para os adultos jovens e idosos, respectivamente. As latências de pico de N1 foram de 152,37 ms e

195,79 ms para os adultos jovens e idosos, respectivamente. MANOVA revelou diferenças entre os grupos etários, $F(2,35) = 7,45$ ($p < 0,01$) e testes univariados revelaram que os adultos idosos apresentaram menor amplitude, $F(1,36) = 6,07$, $p < 0,05$ e latência mais tardia do pico de N1, $F(1,36) = 12,52$ ($p = 0,001$), comparados aos adultos jovens.

A Figura 1.7 a seguir apresenta os sinais médios para cada grupo etário e para cada condição (com e sem tarefa motora).

Figura 1.7 - Sinais de ERP médios entre os sujeitos para cada grupo etário, obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta. No gráfico a e b estão representados sinais de ERP para as condições sem (STM) e com (CTM) tarefa motora para os grupos de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. A ampliação dos sinais de jovens e idosos na região de interesse (N1) está representada em c e d, respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza.

As médias e os respectivos erros-padrão da amplitude (valor absoluto) e da latência do pico de N1 para cada grupo etário e para cada condição (com e sem tarefa motora) são ilustrados na Figura 1.8.

Figura 1.8 - Valores de média e erro-padrão das amplitudes e latências do pico de N1 obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) e para as condições sem (STM) e com (CTM) tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significativa entre as condições e () indica diferença significativa entre os grupos etários.**

MANOVA revelou diferenças entre os grupos etários, $F(2,35) = 8,02$ e entre as condições, $F(2,35) = 5,47$ ($p < 0,01$) e não revelou interação entre os fatores, $F(2,35) = 0,12$ ($p > 0,05$). Para o fator grupo etário, testes univariados revelaram que os adultos idosos apresentaram menor amplitude, $F(1,36) = 5,85$ ($p < 0,05$) e latência mais tardia do pico de N1, $F(1,36) = 13,05$ ($p < 0,001$), comparados aos adultos jovens. Para as condições com e sem tarefa motora, testes univariados revelaram diferenças na amplitude do pico de N1, sendo que na condição com tarefa motora esta amplitude foi maior do que na condição sem tarefa motora, $F(1,36) = 10,09$ ($p < 0,001$). Não foram apontadas diferenças na latência do pico de N1 entre as condições $F(1,36) = 0,804$ ($p > 0,05$).

Para analisar a relação entre o tempo de resposta e as variáveis neurofisiológicas, os tempos de resposta dos sujeitos foram traçados em função da latência e amplitude (valor absoluto) do pico de N1 (Figura 1.9). Significantes correlações foram obtidas entre o tempo de resposta e as variáveis neurofisiológicas

para o grupo de adultos idosos. Nenhuma correlação significativa foi obtida para o grupo de adultos jovens.

Figura 1.9 - Gráficos de dispersão do tempo de resposta em função das variáveis neurofisiológicas (amplitude e latência do pico de N1) para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI). Linhas sobrepostas indicam a linha de regressão linear com significância estatística ($p < 0,05$).

Observa-se na Figura 1.9 que quanto maior a amplitude e quanto menor a latência do pico do N1, menor o tempo de resposta dos adultos idosos.

ERD/ERS

Movimento do pedal em velocidade alta sem tarefa motora

Análises de EEG mostraram que, para esta condição, os sujeitos de ambos os grupos etários apresentaram ERD/ERS beta marcantes, como pode ser observado na Figura 1.10.

Figura 1.10 - ERD/ERS médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS beta do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Pode-se observar que os sujeitos apresentam, em sincronismo com o início do movimento do pedal, um ERD que é seguido de ERS após o retorno do pedal à posição inicial. As diferenças entre os grupos etários podem ser visualizadas na Figura 1.11, onde são apresentados os sinais médios entre os sujeitos para cada grupo etário.

Figura 1.11 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz, obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Observando a Figura 1.11, identificam-se diferenças temporais e de intensidade entre os picos de ERD beta entre jovens e idosos. O pico de ERD beta dos adultos jovens ocorre em 340ms, com intensidade de -52%, enquanto que para os adultos idosos, o pico de ERD beta ocorre em 400ms, com intensidade de -63%. Observa-se também que após o retorno do pedal à posição inicial, os jovens apresentam um ERS beta maior que o dos idosos (61,5% vs. 19%).

Movimento do pedal em velocidade alta com tarefa motora

Os sinais de ERD/ERS beta médios de cada sujeito e a média entre os sujeitos para cada grupo etário, podem ser visualizados na Figura 1.12. É possível notar que, quando é solicitado ao sujeito apertar o botão em resposta à percepção do início da movimentação passiva do tornozelo, as respostas corticais apresentam ERD/ERS evidente, assim como na condição sem tarefa motora (Figura 1.10).

Figura 1.12 - ERD/ERS beta médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

As diferenças entre os grupos etários podem ser visualizadas na Figura 1.13, onde são apresentados os sinais médios entre os sujeitos para cada grupo etário.

Figura 1.13 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Analisando os valores de amplitude e de tempo de pico de ERD/ERS na Figura 1.13, identifica-se o pico de ERD dos adultos jovens em 330ms, com intensidade de -55%, enquanto que para os adultos idosos, o pico de ERD ocorre em 410ms, com intensidade de -69%. Observa-se também que após o retorno do pedal à posição inicial, os jovens apresentam ERS beta de 86% e os idosos de 52%.

Os sinais médios de ERD/ERS para cada grupo etário e para cada condição (com e sem tarefa motora) são apresentados na Figura 1.14 a seguir.

Figura 1.14 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz, obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade alta sem (STM) e com (CTM) tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

A Figura 1.14 mostra que ambos os grupos etários apresentaram ERS notadamente maior na condição com tarefa motora.

Movimento do pedal em velocidade baixa com tarefa motora

A Figura 1.15 apresenta os tempos de resposta médios e seus respectivos erros-padrão obtidos para os grupos AJ e AI.

Figura 1.15 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na condição de movimentação do pedal em velocidade baixa, com tarefa motora. Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos.

O tempo de resposta médio foi de 1237,97ms para o grupo AJ e de 2149,67ms para o grupo AI. ANOVA revelou diferenças significantes entre os grupos, $F(1,36) = 56,81$, $p < 0,0001$.

Os sinais de ERD/ERS beta médios de cada sujeito e a média entre os sujeitos para cada grupo etário, podem ser visualizados na Figura 1.16. Devido à alta variabilidade nos tempos de resposta, são apresentadas na Figura 1.16, faixas que compreendem a média $\pm$ desvio-padrão dos tempos de resposta.

Figura 1.16 - ERD/ERS beta médios de cada sujeito e média entre os sujeitos (linha espessa vermelha) obtidos para o eletrodo Cz, na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. Nos gráficos a e b estão representados os sinais de ERD/ERS do grupo de adultos jovens (AJ) e idosos (AI), respectivamente. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam as faixas dos tempos de resposta (médias $\pm$ desvio-padrão) obtidos entre os sujeitos. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Analisando os sinais corticais individuais dos sujeitos na condição de movimentação passiva em velocidade baixa do pedal, não são observadas mudanças evidentes como foram observadas na condição de velocidade alta. As médias entre os sujeitos, entretanto, apresentam algumas diferenças entre os grupos etários, como pode ser observado na Figura 1.17.

Figura 1.17 - Sinais médios de ERD/ERS beta para o eletrodo Cz obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI), na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos para os respectivos grupos etários. Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Nota-se que ambos os grupos apresentaram ERD beta após o início do movimento do pedal, podendo-se observar diferenças temporais entre os grupos etários. Os picos de ERD ocorreram em 615ms para o grupo AJ e em 1355ms para o grupo AI. Em termos de intensidade, uma pequena diferença entre os grupos etários pode ser observada. As amplitudes do pico de ERD foram de -23% e -26% para os adultos jovens e idosos, respectivamente. A Figura 1.17 mostra que o sinal de EEG na faixa beta retorna ao nível basal pré-movimento ao redor de 2s para o grupo AJ. Para o grupo AI, observa-se um ERS com pico ao redor de 3,7s.

Movimento do pedal em velocidade baixa com tarefa motora: médias por grupos de tempo de resposta.

Quando os sinais foram separados de acordo com o tempo de resposta, as respostas de ERD/ERS para esta condição apresentaram mudanças mais definidas. As médias e erros-padrão dos tempos de resposta de cada grupo etário e dos grupos de tempo de resposta podem ser visualizados na Figura 1.18.

Figura 1.18 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) e para os grupos de tempo de resposta rápido (TRR), médio (TRM) e lento (TRL) na condição de movimentação do pedal em velocidade baixa com tarefa motora.

Os tempos de resposta médios dos adultos jovens foram de 721,73 ms, 1204,73 ms e 1972,35 ms para os grupos TRR, TRM e TRL, respectivamente. Para os adultos idosos, os tempos de resposta foram de 1303,20 ms, 2124,34 ms e 2987,15 ms para os grupos TRR, TRM e TRL, respectivamente.

Os sinais de ERD/ERS beta médios entre os sujeitos de cada grupo etário, divididos de acordo com o tempo de resposta para os adultos jovens e idosos são ilustrados na Figura 1.19.

Figura 1.19 - Sinais médios de ERD/ERS beta obtidos para o eletrodo Cz para os grupos de adultos jovens (AJ) e idosos (AI) na condição de movimentação passiva em velocidade baixa com tarefa motora. O instante 0s representa o momento do início do movimento do pedal e a duração do mesmo é representada pelo retângulo cinza. As linhas verticais representam os tempos de resposta médios obtidos entre os sujeitos nos respectivos grupos de tempo de resposta: rápido (TRR), médio (TRM) e lento (TRL). Mudanças positivas do sinal indicam sincronização (ERS) e mudanças negativas do sinal indicam dessincronização (ERD).

Para o grupo de adultos jovens, observa-se que os picos de ERD/ERS beta estão temporalmente relacionados com os tempos de resposta. A Figura 1.19 mostra que os picos de ERD ocorrem mais cedo e têm duração mais breve para os grupos com menor tempo de resposta, em ambos os grupos etários. Interessante notar que o grupo de adultos idosos apresenta ERS beta evidente, que também está temporalmente relacionado ao tempo de resposta. Essa sincronização (ERS) beta não é observada no grupo de adultos jovens, cujas deflexões correspondentes ao ERD são seguidas do retorno do sinal aos níveis pré-movimento.

1.5. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar se as diferenças comportamentais entre adultos jovens e idosos, medidas pelo tempo de resposta à percepção de movimento passivo de tornozelo, apresentariam correlatos eletrofisiológicos em nível cortical. Os resultados obtidos indicaram que em ambas as velocidades de movimentação articular passiva do tornozelo, os atrasos no tempo de resposta dos participantes idosos estão relacionados com atrasos na ativação cortical. Diferenças na intensidade de ativação cortical também foram observadas entre os grupos etários sendo que os idosos apresentaram menor ERP, maior ERD e menor ERS na condição de movimentação articular passiva em alta velocidade e maior ERD/ERS na condição de velocidade baixa. Considerando os diferentes significados funcionais entre ERP e ERD/ERS, os resultados obtidos para estes componentes corticais serão discutidos separadamente a seguir.

ERP

Os sinais individuais obtidos com movimentação articular passiva em alta velocidade apresentaram uma marcante negatividade, conhecida como componente N1, cujas amplitudes e latências foram facilmente identificáveis em ambos os grupos etários e em ambas as condições (com e sem tarefa motora). O presente estudo mostra diferenças evidentes nos componentes de ativação cortical relacionadas aos processos (sensoriais e motores) envolvidos na tarefa de avaliação proprioceptiva e os efeitos do envelhecimento nestes potenciais corticais. Comparações entre as condições e entre os grupos etários, realizadas por meio de análises de latência e

amplitude do N1 nos fornecem dois importantes achados: 1) a amplitude de N1 é maior na condição em que há tarefa motora, comparada com a condição sem tarefa motora e 2) os adultos idosos apresentam menor amplitude e maior latência de N1 do que os adultos jovens em ambas as condições com e sem tarefa motora.

Efeito de condição: com versus sem tarefa motora

O presente estudo mostrou que ambos os grupos etários apresentaram maior amplitude de N1 na condição com tarefa motora, comparada à condição sem tarefa motora (Figura 1.7). Tem sido sugerido que a atenuação da amplitude do N1 está relacionada com redução das chegadas de informações periféricas ao córtex, além de uma menor prontidão cortical relacionada com a atenção ao estímulo a ser fornecido (ARNFRED 2005). Considerando que o N1 está relacionado com estágios iniciais do processamento sensorial (NAATANEN; PICTON 1987) e que as chegadas sensoriais ao córtex relacionadas ao movimento passivo do tornozelo devem ser idênticas entre as condições com e sem tarefa motora, o aumento da amplitude de N1 na condição com tarefa motora pode estar relacionado à maior demanda atencional nesta condição. A modulação de respostas induzidas do tipo N1 somatossensorial pela atenção tem sido mostrada em estudos com estimulação elétrica (Desmedt e Tomberg 1989, Garcia Larrea 1995), tátil (Gherri 2006; Eimer 2008) e com perturbação postural (Quant 2008), sugerindo que, pelo menos parcialmente, têm uma característica endógena. Estes estudos mostram que as condições que demandam mais atenção ao estímulo são acompanhadas por aumento nos componentes de ERP somatossensoriais iniciais (por exemplo, P30, P40, P90, N140). Apesar do fator atencional não ter sido o foco de investigação do

presente estudo e do mesmo não ter sido cuidadosamente controlado, é possível que a demanda atencional tenha sido a principal razão das diferenças obtidas para o componente N1 entre as condições.

Tendo em vista que na condição controle nenhum processo motor esteve envolvido, o N1 marcante em ambas as condições deve estar relacionado a fatores predominantemente sensoriais. Acredita-se que o componente motor (relacionado à programação e/ou comando motor de apertar o botão) não tenha influenciado as diferenças de amplitude no N1 entre as condições, uma vez que o componente N1, juntamente com o P1, tem sido relacionado aos estágios iniciais do processamento do estímulo sensitivo (REGAN 1989).

A proeminente deflexão negativa N1 encontrada no presente estudo, com latência do pico ao redor de 150ms e 190ms para adultos jovens e idosos, respectivamente, pode representar a negatividade previamente descrita na literatura, evidente em potenciais evocados por movimento passivo do dedo da mão ou do tornozelo, como o N70 (SHIBASAKI *et al.* 1980), N90 (STARR *et al.* 1981; SEISS *et al.* 2002), ou N45 (MIMA *et al.* 1996), por estímulo proprioceptivo gerado através de mudança na carga sustentada pela mão, como o N60 (ARNFRED 2005) ou até mesmo por perturbação postural, como N123 (DUCKROW *et al.* 1999) e N140 (MOCHIZUKI *et al.* 2008; MOCHIZUKI *et al.* 2009). A variabilidade na latência deve ocorrer, em grande parte, devido às diferentes partes movimentadas do corpo, bem como aos parâmetros de movimentação (amplitude, velocidade, etc.).

O paradigma experimental mais próximo do presente estudo foi utilizado por Starr e colaboradores (1981), em que foram aplicados estiramentos musculares por flexão plantar de tornozelo (STARR *et al.* 1981). Neste estudo, foi mostrado que o componente N90 é sensível à aceleração do estiramento, apresentando aumento na

intensidade e redução na latência com o aumento da aceleração do movimento. A partir de uma série de intervenções anestésicas foi mostrado neste mesmo estudo que o N90 por movimentação passiva é gerado predominantemente por estiramento muscular e que bloqueio de nervos cutâneos não altera este componente (STARR *et al.* 1981). Os autores mostraram que estimulação elétrica em aferentes musculares por meio de eletrodos de agulha intramusculares gera um potencial cerebral similar ao gerado por movimentação passiva, sugerindo que a sinalização de origem no fuso neuromuscular seja o principal contribuinte para o potencial cerebral relacionado ao movimento passivo de tornozelo. Esta afirmação é confirmada por outros estudos com movimento passivo que utilizaram procedimentos anestésicos locais e mostraram que os potenciais corticais investigados são relacionados aos sinais de origem no fuso neuromuscular, com mínima contribuição dos receptores cutâneos e articulares (ABBRUZZESE *et al.* 1985; MIMA *et al.* 1996). Arnfred (2005) analisou os potenciais corticais iniciais de origem proprioceptiva, em que a tarefa consistia na discriminação da mudança de diferentes cargas sustentadas pela mão (100 e 40g) e estes potenciais foram comparados com o desempenho dos participantes nesta tarefa (ARNFRED 2005). O autor observou um atraso no componente P60 e atenuação na amplitude N70 para o grupo de pior desempenho discriminativo. Segundo o autor, o atraso na latência do P60 poderia ser associado com redução de input periférico, devido a uma fraca somação de inputs aferentes nas células piramidais corticais (ARNFRED 2005). A atenuação da amplitude do N70 no grupo de pior desempenho poderia ser a manifestação do mesmo tipo de modulação de latência do P60, porém com um fator adicional: a quantidade de atenção direcionada ao estímulo (ARNFRED 2005).

Estudos com magnetoencefalografia vêm buscando identificar as regiões corticais ativadas em decorrência de movimento passivo (XIANG *et al.* 1997; ALARY *et al.* 2002; ONISHI *et al.* 2013) e a caracterização destas atividades fornece subsídios para a interpretação funcional de componentes obtidos através de outras técnicas (EEG, por exemplo). De forma geral estes estudos mostraram que movimentação passiva gera potenciais localizados nos córtices somatossensorial primário (S1 - área 3b de Brodman) e motor primário (área 4) e na área somatossensorial secundária (S2). Alary 2002 realizou movimentos passivos no dedo indicador e observou potenciais iniciais (30-82ms) no córtex somatossensorial primário enquanto que potenciais mais tardios (75-155ms) foram observados em S2 (ALARY *et al.* 2002). Os autores sugeriram um papel predominante da área S2 do córtex no processamento proprioceptivo (ALARY *et al.* 2002). O estudo de Fujiwara (2002) veio reforçar esta hipótese, ao mostrar o envolvimento da área S2 na atenção seletiva somatossensorial (FUJIWARA *et al.* 2002). O paradigma utilizado para comprovar esta hipótese consistiu da aplicação/apresentação de estímulos somatossensoriais (estimulação elétrica) e auditivos aos sujeitos, que foram instruídos a contar um dos dois estímulos. Os autores observaram que a magnitude do campo magnético em S2 foi maior quando evocada por tarefa com atenção somatossentiva do que sem atenção somatossensitiva, e este aumento não foi observado em SI (FUJIWARA *et al.* 2002).

Com base nos achados da literatura apresentados até aqui, presume-se que o principal componente ERP observado em nosso estudo, o N1, reflete a qualidade de informação aferente proprioceptiva que chega ao córtex e o processo de atenção seletiva ao estímulo fornecido. Além disso, acredita-se que este componente deva

ser gerado não somente na área sensório-motora primária (SM1), mas também na área S2 relacionada à atenção seletiva somatossensitiva.

Efeito de idade: adultos jovens versus idosos

Análises comparativas entre os grupos etários mostraram diferenças marcantes entre eles para os sinais corticais registrados tanto na condição predominantemente sensorial quanto na condição com tarefa motora. As medidas de latência e amplitude do componente N1 possibilitaram examinar as diferenças na velocidade e intensidade dos mecanismos perceptuais iniciais entre jovens e idosos, mostrando que o envelhecimento é acompanhado de atraso e redução na atividade cortical envolvida na chegada e processamento das aferências sensoriais geradas por movimento passivo de tornozelo.

Um achado interessante foi que ambas as medidas, latência e amplitude, estão relacionadas com o desempenho sensório-motor em idosos, como mostrado pelas análises de correlação. Os participantes idosos com atraso no tempo de resposta também apresentaram atrasos corticais, bem como ativação cortical reduzida. A latência de pico de N1 apresentou uma forte correlação com o tempo de resposta dos sujeitos idosos ($r=0,703$), e esta relação fica ainda mais evidente quando comparados os atrasos destas medidas entre jovens e idosos: a diferença no tempo de resposta médio entre os grupos etários foi de 47,48 ms, enquanto que a diferença da latência média do pico de N1 entre os grupos foi de 43,48 ms. Ou seja, os resultados sugerem que o atraso no tempo de resposta em idosos na condição de velocidade alta no presente estudo é influenciado principalmente por estágios de processamento sensorial e provavelmente relacionado com um atraso

na chegada do influxo sensorial ao córtex nos participantes idosos. A atenuação da amplitude do componente N1 pode ser um fator complementar, indicando que a intensidade da informação que chega ao córtex e/ou a atenção seletiva às aferências proprioceptivas estão com graus diminuídos no grupo de idosos.

Os achados do presente estudo mostraram pela primeira vez a relação entre o atraso no tempo de ativação cortical em estágios iniciais do processamento sensório-motor e o tempo de resposta motora a estímulos somatossensitivos em idosos. Um estudo prévio avaliou a relação entre o tempo de resposta e componentes corticais (P1, N1, P300, LRP e MRP) relacionados a estímulos visuais e auditivos (YORDANOVA *et al.* 2004). Neste estudo, tarefas de reação simples e de escolha foram avaliadas e os autores observaram diferenças de desempenho entre jovens e idosos somente na condição de reação de escolha. A quantificação dos estágios de processamento central revelou que a lentidão sensório-motora em idosos na reação de escolha é mediada por processos tardios relacionados à geração de tarefa motora (MRP), não havendo relação com estágios iniciais do processamento dos estímulos visual e auditivo. A divergência entre os resultados obtidos por Yordanova *et al.* (2004) e os resultados do presente estudo pode ser atribuída às diferentes fontes sensoriais avaliadas e com suas respectivas deteriorações decorrentes do envelhecimento. A tarefa executada no presente estudo era simples, sem distrator cognitivo e ainda assim, diferenças comportamentais foram observadas entre os grupos etários. Considerando as importantes correlações obtidas entre o tempo de resposta e a amplitude e a latência do N1 em adultos idosos, duas hipóteses podem justificar as diferenças entre os estudos: a primeira é que o sistema somatossensorial sofre mais mudanças com o envelhecimento do que os sistemas visual e auditivo; a segunda é que

informações sensoriais fornecidas durante os testes no estudo de Yordanova (2004) tinham características mais facilmente detectáveis do que as informações somatossensoriais geradas por movimento articular passivo, o que justificaria o desempenho similar entre os grupos etários na tarefa simples.

A investigação sobre os diversos estágios de processamento durante a tarefa sensório-motora não pôde ser realizada de forma tão abrangente quanto à realizada por Yordanova (2004), devido à limitação de canais de EEG disponíveis para o experimento quando foi iniciada a pesquisa. Entretanto, as análises de ERP e ERD/ERS e as diferentes condições avaliadas nos forneceram importantes achados e possibilitaram a distinção de estágios perceptuais durante a avaliação do limiar de percepção cinestésica.

As alterações neurofisiológicas decorrentes do processo natural de envelhecimento, em diferentes níveis do sistema nervoso, certamente se refletem no componente N1 bem como no desempenho em tarefas sensório-motoras. Em nível subcortical, alterações periféricas como redução na velocidade de condução nervosa em nervos periféricos em idosos tem sido frequentemente observada em estudos sensoriais e pode estar associada à degeneração axonal (ou de mielina) e disfunção em receptores (ONOFREJ *et al.* 2001). Em nível medular, a redução na velocidade de condução nervosa da cauda equina até o nível cervical, com impulsos gerados por estimulação elétrica do nervo tibial, tem sido associado aos efeitos do envelhecimento (ONOFREJ *et al.* 2001). Em níveis superiores do sistema nervoso central, estudos documentaram uma redução no sistema de neurotransmissão dopaminérgica no cérebro de idosos e perda de receptores dopaminérgicos (KAASINEN *et al.* 2000) o que tem sido associado a deteriorações básicas em funções motoras (VOLKOW *et al.* 1998). Inibição intracortical e facilitação das áreas

motoras primárias também têm sido demonstradas reduzidas em idosos (PEINEMANN *et al.* 2001). Estas alterações, em conjunto com alterações nos receptores periféricos, representadas principalmente por diminuição no número de fibras intrafusais (LIU *et al.* 2005), poderia afetar o desempenho mesmo em condições de tarefas simples.

Em relação à amplitude atenuada do N1 em idosos em comparação aos jovens no presente estudo, este resultado não corrobora achados prévios, que relataram aumento nos componentes iniciais de ERPs visuais e auditivos relacionado ao envelhecimento (YORDANOVA; KOLEV; BASAR 1998; KOK 2000; KOLEV *et al.* 2002). O aumento no componente N1 visual em idosos nos estudos prévios tem sido relacionado ao insuficiente controle inibitório intracortical (KNIGHT; GRABOWECKY; SCABINI 1995; KOK 2000) e aumento da atenção a estímulos externos, indicando um maior esforço cognitivo quando realizam tarefas sensório-motoras mais complexas (YORDANOVA *et al.* 2004). De fato, as análises de ERD/ERS do presente estudo mostraram que há uma maior ativação cortical em participantes idosos, o que representa um maior esforço cortical ativo nestes indivíduos (discussão detalhada do tópico a seguir). Pode-se sugerir então, que o aumento do esforço cognitivo em idosos ocorra em estágios posteriores ao componente N1 quando a realização da tarefa sensório-motora envolve estímulos somatossensitivos.

ERD/ERS

As análises de ERD/ERS mostraram que a atividade EEG após o início do movimento passivo de tornozelo na condição de velocidade alta do pedal apresenta

uma dessincronização beta seguida de uma sincronização, tendo este último componente uma maior amplitude e uma duração mais prolongada do que o primeiro. Este padrão ERD/ERS é similar ao encontrado em outro estudo com movimento passivo de tornozelo (MULLER-PUTZ *et al.* 2007) e também já foi reportado em estudos com movimento passivo e ativo e com estimulação elétrica e mecânica de membros superiores (STANCAK; PFURTSCHELLER 1996; PFURTSCHELLER; KRAUSZ; NEUPER 2001; ALEGRE *et al.* 2002; MULLER *et al.* 2003; KEINRATH *et al.* 2006). Como apresentado anteriormente, o significado funcional da ERD está relacionado com atividade cortical aumentada enquanto que a ERS representa estado cortical ativamente inibido (CHEN *et al.* 1998).

No presente estudo, as respostas corticais foram estudadas em uma única derivação (Cz), escolhida por ser uma área de representação do pé (PFURTSCHELLER *et al.* 2000; NEUPER; PFURTSCHELLER 2001), apesar das respostas captadas nesta derivação não representarem atividades exclusivamente relacionadas ao pé. Estudos prévios mostraram, por exemplo, que movimento voluntário simples do dedo da mão direita produz não somente oscilação beta na área cortical representativa da mão (C3), mas também, em menor extensão e com características espectrais diferentes na área representativa do pé (PFURTSCHELLER *et al.* 2000; NEUPER; PFURTSCHELLER 2001). Este fenômeno pode ocorrer devido ao fato da área do pé estar localizada próxima à área motora suplementar (SMA) (TANJI 1996) ou pelo mecanismo de *cross-talk* entre as áreas sensório-motoras (PFURTSCHELLER *et al.* 2000; CASSIM *et al.* 2001). A diferenciação entre respostas relacionadas ao pé e à mão no nosso estudo pode ser feita a partir da comparação entre as condições com e sem tarefa motora, mas é importante considerar que além da chegada aferente ao córtex, o fator atencional na

condição com tarefa motora também pode influenciar as respostas obtidas na própria área representativa do pé, como será discutido a seguir.

Efeito de condição: com versus sem tarefa motora

Na condição de movimentação passiva em velocidade alta, diferenças mínimas na dessincronização na faixa beta foram obtidas entre as condições com e sem tarefa motora. Essas diferenças são mais evidentes para o grupo de adultos idosos, com maior amplitude de ERD beta na condição com tarefa motora. As diferenças entre as condições tornam-se mais marcantes a partir de aproximadamente 350ms após o início do movimento passivo, posteriormente ao instante em que os participantes apertaram o botão e correspondendo à fase de sincronização do sinal cortical. Desta forma, se a tarefa de apertar o botão reflete mudanças mínimas na ERD em relação à condição controle, pode-se sugerir que este componente represente estágios iniciais da tarefa sensório-motora, relacionados à chegada e processamento dos sinais aferentes cinestésicos do tornozelo ao córtex. Estudos comparativos entre movimento ativo e passivo de membros superiores (ALEGRE *et al.* 2002; FORMAGGIO *et al.* 2013), e inferiores (MULLER-PUTZ *et al.* 2007) realizados com parâmetros similares entre eles, mostram um padrão de ERD/ERS semelhante entre as condições, exceto pelo componente de dessincronização que inicia antes do movimento ativo, sendo sugerido que chegadas aferentes exercem influência na fase tardia da ERD observada em movimentos voluntários (ALEGRE *et al.* 2002; FORMAGGIO *et al.* 2013).

Aplicando estímulos táteis na ponta dos dedos da mão, Pfurtscheller (2001) mostrou que a ERD observada é influenciada pela atenção ao estímulo que está sendo fornecido (PFURTSCHELLER *et al.* 2001). Se for este o caso, a maior amplitude de pico da ERD encontrada na condição com tarefa motora no presente estudo pode estar relacionada à maior atenção direcionada ao estímulo somatossensitivo nesta condição, comparada à condição sem tarefa motora associada. Esta sugestão reforça a hipótese da influência da atenção nos componentes corticais iniciais relacionados à movimentação passiva, levantada previamente a partir da interpretação do componente N1.

A maior sincronização observada na condição com tarefa motora em relação à condição controle representa a diferença mais marcante entre as condições. A sincronização beta tem sido frequentemente investigada em estudos comportamentais e clínicos devido às interessantes características que apresenta, como organização somatotópica (SALMELIN *et al.* 1995), especificidade de frequência para áreas representativas da mão e do pé (NEUPER; PFURTSCHELLER 2001) e ocorrência coincidente de seu pico com o instante de reduzida excitabilidade dos neurônios corticoespinhais (CHEN *et al.* 1998). A diminuição da excitabilidade corticoespinhal após o término do movimento voluntário suporta a teoria de inativação cortical de uma área motora previamente ativada (PFURTSCHELLER; STANCAK; NEUPER 1996). Outra hipótese seria que a sincronização beta estaria relacionada à aferência sensorial, da nova posição do segmento, uma vez mostrado que ERS beta também ocorre após a finalização de movimento passivo (CASSIM *et al.* 2001; ALEGRE *et al.* 2002; MULLER *et al.* 2003) e que deaferentação por isquemia elimina este componente (CASSIM *et al.* 2001). Estudos com estimulação elétrica do nervo mediano e mecânica dos dedos têm

observado ERS beta com características similares às induzidas por movimentos voluntários (SALMELIN; HARI 1994; PFURTSCHELLER *et al.* 2002; STANCAK *et al.* 2003), sugerindo que a ERS beta poderia refletir processamento cortical das chegadas sensoriais de origem muscular (CASSIM *et al.* 2001). Por outro lado, a imaginação de movimento (NEUPER; SCHLOGL; PFURTSCHELLER 1999; PFURTSCHELLER *et al.* 2005) também induz ERS evidente, cujas características espaciais e temporais se assemelham à ERS beta observada após o término de movimento voluntário (NEUPER *et al.* 1999). Pfurtscheller *et al.* (2005) concluíram que o término da atividade do córtex motor, relacionado ao movimento real ou imaginário, envolve atividade no córtex motor primário (M1) e na área motora suplementar (PFURTSCHELLER *et al.* 2005). Ou seja, a ERS beta não tem uma representação funcional única, mas sim, ocorrência com causa multifatorial.

Considerando que a ERS beta após o movimento passivo está relacionada com aferências somatossensoriais e que sincronização do ritmo cortical deve representar inativação cortical, pode-se assumir que estas aferências possuem caráter inibitório do córtex motor, representando uma inibição cortical ativa (CASSIM *et al.* 2001). No presente estudo, ERS beta aumentada na condição com tarefa motora após movimentação passiva em alta velocidade pode estar relacionada à urgência de inativação cortical nesta condição, como forma de preparo para o próximo movimento que será realizado em seguida. Não se pode descartar, entretanto, a possibilidade do aumento da ERS beta na derivação Cz na condição com tarefa motora ter sido influenciada pelo movimento da mão. Como já citado anteriormente, respostas geradas em área representativa da mão podem ser captadas em outras regiões do córtex, logo estas respostas podem ser somadas

com as respostas geradas por movimentação do pé, resultando nesta diferença entre as condições.

Efeito de idade: adultos jovens versus idosos

Os sinais de ERD/ERS obtidos no presente estudo mostraram que a dessincronização na faixa beta foi maior e mais prolongada para os adultos idosos em ambas as condições com e sem tarefa motora e em ambas velocidades de movimentação do pedal. Na condição de velocidade alta, a ERD beta foi seguida de sincronização em ambos os grupos etários, sendo este segundo componente de menor amplitude e maior duração no grupo de idosos, comparado ao grupo de jovens. Surpreendentemente, na condição de velocidade baixa, ERS beta foi observada somente no grupo de adultos idosos.

Considerando inicialmente a condição de movimentação articular passiva em alta velocidade, a maior dessincronização beta observada no grupo de idosos deve estar relacionada a um maior esforço cognitivo para processar as informações aferentes somatossensitivas geradas por movimento passivo, principalmente informações proprioceptivas geradas por movimentação articular passiva. De fato, estudos vêm mostrando que os idosos apresentam uma ativação cortical mais complexa e mais ampla para executar uma tarefa motora com desempenho próximo ao dos adultos jovens (DERAMBURE *et al.* 1993; SAILER; DICHGANS; GERLOFF 2000; WARD; FRACKOWIAK 2003). Sugere-se que a ativação cortical além da área motora primária nos idosos seria uma forma de compensar as mudanças subcorticais (ONOFREJ *et al.* 2001). No presente estudo, características espaciais não foram avaliadas, porém, a maior magnitude da ERD beta em idosos poderia ser

uma forma de compensar possíveis déficits em estágios anteriores à chegada ao córtex. Mudanças em fusos neuromusculares (LIU *et al.* 2005), e na via de condução nervosa aferente (ONOFREJ *et al.* 2001) devem contribuir de forma importante nas alterações na chegada de informação aferente ao córtex, sendo que a menor amplitude de N1 observada nos idosos no presente estudo reforça a possível influência destes mecanismos. Não se pode descartar, entretanto, a hipótese de que alterações em níveis supra-segmentares e subcorticais relacionadas ao envelhecimento também tenham influência na chegada de influxo aferente ao córtex, mesmo que as alterações nestes níveis não sejam tão exploradas em estudos sobre percepção cinestésica.

A duração mais prolongada da ERD nos sujeitos idosos encontrada neste estudo corrobora achados prévios com movimento ativo (DERAMBURE *et al.* 1993), e indica uma lentidão no processamento cortical relacionada com o envelhecimento. As diferenças entre os grupos etários na magnitude e duração da ERD beta foram similares entre as condições com e sem tarefa motora, reforçando a ideia de que este componente represente estágios sensoriais da tarefa sensório-motora do presente estudo.

Em relação à menor e mais prolongada ERS beta encontrada nos idosos na condição de velocidade alta, este achado pode estar relacionado ao insuficiente controle inibitório intracortical relacionado ao envelhecimento. Em estudos com tarefa de relaxamento muscular após a contração mantida de extensão de punho em adultos jovens e idosos, o padrão cortical resultante foi uma ERD com início prévio ao instante do término de contração muscular, seguida de ERS imediatamente após o fim da contração muscular (KOK 2000; PEINEMANN *et al.* 2001; LABYT *et al.* 2006). Neste estudo, ERD beta prévia ao relaxamento muscular foi mais difusa e

antecipada em idosos, sugerindo que estas mudanças espaço-temporais indiquem um planejamento motor menos eficiente como consequência do envelhecimento. Quanto à sincronização beta, esta esteve significativamente atenuada no grupo de idosos e os foi sugerido que esta atenuação reflete uma redução de aferência sensorial da nova posição segmentar (LABYT *et al.* 2006). Desta forma, a ERS atenuada em idosos após movimento passivo encontrada no presente estudo, também deve estar relacionada à redução sensorial aferente da nova posição articular alcançada, visto que a atenuação na ERS beta esteve presente mesmo na condição controle, sem tarefa motora.

Assim como no componente ERD, a duração da ERS beta foi maior para o grupo de idosos, indicando um processamento mais lento com o envelhecimento.

Na condição de movimento articular passivo em baixa velocidade, as mudanças corticais não foram tão evidentes quanto na condição de alta velocidade, sendo que, respostas evidentes individuais dos participantes foram dificilmente observadas, e um padrão ERD/ERS foi caracterizado somente após a obtenção do sinal médio entre os sujeitos de cada grupo etário.

Esta dificuldade de obtenção de resposta ERD/ERS na condição de velocidade baixa pode estar relacionada a uma provável sinalização assíncrona dos receptores periféricos (principalmente musculares), o que deve dificultar a ativação de estruturas como o núcleo grácil e tálamo, previamente à chegada em nível cortical. Além disso, o movimento passivo lento gera sinalizações de menor intensidade do que na condição rápida, o que exige mais atenção e concentração dos sujeitos avaliados. A dificuldade da detecção do influxo aferente no córtex e a intrínseca variação no nível atencional de cada sujeito podem ter contribuído para a alta variabilidade nos tempos de resposta intra e intersujeitos, refletindo na

inconsistência das respostas corticais adquiridas. Mesmo com esta variabilidade, foi possível observar nos sinais médios de cada grupo uma ERD evidente nesta condição, com diferenças marcantes entre os grupos etários. Assim como na condição de velocidade alta, os idosos apresentaram maior magnitude de ERD beta do que dos jovens, podendo ser interpretada como maior esforço cognitivo às chegadas aferentes deficitárias relacionadas ao envelhecimento. O componente ERD beta nos idosos esteve atrasado em relação aos jovens, o que deve ser influenciado pelo atraso e ineficiência na chegada e/ou somação das aferências somatossensitivas relacionadas ao movimento passivo do tornozelo.

Um achado interessante foi a ocorrência de ERS beta somente no grupo de adultos idosos, o que difere da condição de velocidade alta. Considerando que o tempo de resposta médio dos adultos jovens foi de 1,2 s e que o pedal continuava a se movimentar por mais de 8 segundos para então o sujeito se preparar para o próximo movimento, acredita-se que a inativação cortical se dê de forma passiva, por não ter urgência de se preparar para o próximo movimento, por isso a ausência de ERS no grupo de adultos jovens. A diferença temporal de aproximadamente 1s no tempo de resposta entre os grupos etários é relativamente baixa, em termos do tempo ainda restante para os adultos idosos se prepararem para o próximo movimento. Entretanto, a inibição ativa (ERS beta) observada no grupo de idosos pode representar uma estratégia para garantir uma condição adequada em níveis superiores do SNC para a percepção do movimento que está por vir, de forma a buscar um desempenho próximo ao do grupo de adultos jovens. Na condição de velocidade alta o tempo para a preparação para o próximo movimento foi menor que 1s em ambos os grupos, ou seja, há uma urgência de preparo para o próximo

movimento e, conseqüentemente, a necessidade de inibição ativa em ambos os grupos.

A separação dos sinais em grupos por tempo de resposta possibilitou uma melhor discriminação das mudanças dos sinais e a relação dos componentes corticais com o tempo de resposta. Foi observado que os instantes de pico da ERD e ERS estão temporalmente relacionados com os tempos de resposta médios em cada grupo de tempo de resposta, assim como a duração da ERD beta, que foi maior para grupos de maior tempo de resposta em ambos os grupos etários. Um importante achado pela análise por grupos de tempos de resposta foi a identificação evidente da ERS beta no grupo de idosos. Este componente se mostrou marcante e relacionado ao tempo de resposta e estas características estavam mascaradas quando a análise da média geral entre os participantes foi realizada. Estas análises exprimem a importância de agrupar os sinais obtidos de forma a reduzir a variabilidade dos dados e obter sinais mais consistentes.

A partir dos resultados de ERP e ERD/ERS em conjunto, conclui-se que há correlatos eletrofisiológicos em nível cortical do desempenho sensório-motor durante avaliação do limiar de percepção cinestésica. O atraso no tempo de resposta de idosos a um estímulo predominantemente proprioceptivo, sinalizado a partir de movimento passivo de tornozelo, deve estar relacionado à deficiente chegada aferente proprioceptiva ao córtex, além da reduzida atenção seletiva a estímulos somatossensitivos, demonstradas a partir da análise do componente N1. Sugere-se que o aumento na atividade cortical (aumento na ERD beta) dos idosos nos estágios iniciais do processamento cortical relacionados à tarefa sensório-motora do presente estudo seja uma estratégia compensatória para mobilizar mais recursos através de foco atencional para obter um bom desempenho na tarefa. Por fim, a reduzida

inibição cortical (ERS beta) relacionada à movimentação articular passiva em velocidade alta em adultos idosos em comparação aos jovens pode estar relacionada às alterações na atividade inibitória intracortical e redução das aferências somatossensitivas da nova posição segmentar em idosos. A urgência de preparação para o próximo movimento parece ser um fator que influencia o surgimento do ERS beta em adultos jovens, enquanto que, para idosos, a inibição cortical ocorre mesmo em condições sem urgência temporal de preparo para a próxima tarefa, o que poderia indicar uma estratégia para garantir um bom desempenho motor.

Implicação clínica

Diversas técnicas são utilizadas na reabilitação de acometimentos do sistema neuromuscular e a eletrencefalografia pode ser uma ferramenta útil para monitorar possíveis plasticidades neurais com diferentes procedimentos terapêuticos. Alguns estudos já têm sido realizados com este propósito. Já foi mostrado, por exemplo, que o padrão cortical após movimento passivo pode ser preditivo da magnitude de recuperação após acidente vascular encefálico (WEILLER *et al.* 1996). Os dados do presente estudo de correlatos corticais durante avaliação de percepção cinestésica em jovens e idosos pode ter uma contribuição clínica em termos de parâmetros normativos para comparação com acometimentos patológicos, procedimentos terapêuticos e preventivos.

CAPÍTULO 2

APLICAÇÃO DE ESTÍMULO ELÉTRICO ALEATÓRIO SUBLIMINAR PARA A MELHORA DE PERCEPÇÃO CINESTÉSICA E DE CONTROLE POSTURAL EM JOVENS E IDOSOS

2.1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A integração dos sistemas sensoriais vestibular, visual e somatossensorial contribui de forma fundamental para a estabilidade postural (NASHNER 1981; WINTER 1995; HORAK; MACPHERSON 1996), oferecendo ao sistema de controle postural informações sobre a orientação dos segmentos corporais uns em relação aos outros e em relação ao ambiente (NASHNER 1981; HORAK; MACPHERSON 1996; JEKA; OIE; KIEMEL 2000). Associada aos sistemas reflexos que ocorrem em níveis medulares, a integração das informações sensoriais nos centros superiores do SNC promove um esquema corporal global, com base no qual a atividade muscular é programada para um controle adequado da posição dos segmentos corporais.

A contribuição de cada sistema sensorial para a percepção de oscilação corporal durante a postura ereta foi examinada por Fitzpatrick e McCloskey (1994), que induziram leve perturbação postural (ou do fluxo óptico), com velocidade e amplitude similares às de oscilação postural e limitaram a disponibilidade dos canais sensoriais para apenas um, ou um par de canais sensoriais (visual, proprioceptivo e vestibular) para a percepção de movimento corporal. Foi demonstrado que, quando

a sinalização sensorial foi limitada somente à propriocepção da perna, o limiar de percepção de movimentos passivos de tornozelo durante a postura ereta foi equivalente ao limiar de percepção de oscilação corporal durante a postura ereta com todos os canais sensoriais disponíveis. Os limiares visual e vestibular para a percepção de movimento foram superiores ao limiar proprioceptivo (Fitzpatrick e McCloskey, 1994), o que significa que perturbações maiores de postura seriam necessárias até a percepção de auto-movimento por estes sistemas e que, portanto, as informações proprioceptivas seriam primordiais para a percepção de movimento e consequente controle da oscilação postural.

Em indivíduos idosos, tem sido sugerido que a deterioração no sistema proprioceptivo é a que mais afeta a capacidade de controle da oscilação postural (LORD et al. 1991; FITZPATRICK; MCCLOSKEY 1994; LORD; WARD 1994; WADE et al. 1995; LORD; MENZ 2000; TOLEDO; BARELA 2010). A literatura tem mostrado que o declínio do desempenho do controle postural em idosos os predispõe a grande incidência de quedas (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN 1994; WADE *et al.* 1995; DI FABIO, R.P.; EMASITHI, A. 1997; DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A. 1997; BERGER *et al.* 2005), um fator muito preocupante dadas as suas consequências catastróficas e incapacitantes como lesões de partes moles, restrição prolongada ao leito, hospitalização, institucionalização, risco de doenças, fraturas e morte. O caminhar é a atividade de vida diária em que a maioria das quedas ocorre (WOOLLACOTT; TANG 1997), entretanto, mesmo adultos idosos capazes de andar independentemente podem apresentar um declínio importante em suas habilidades de controle e equilíbrio, que não se torna evidente até a ocorrência de uma queda. Neste sentido, estudos vêm buscando entender a importância da integridade dos sistemas sensoriais e motor para um controle postural adequado. Tão importante

quanto o entendimento desta relação é a busca por soluções que auxiliem na utilização das informações sensoriais de forma eficiente, para que as alterações no acoplamento sensório-motor em consequência do envelhecimento sejam minimizadas ou retardadas, prevenindo maiores consequências funcionais à população idosa. Estas questões são discutidas em detalhes nos tópicos a seguir

Controle postural e envelhecimento

Evidências de alterações no controle postural com o avanço da idade são mostradas na literatura (BLASZCZYK *et al.* 1994; DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A. 1997; PRIOLI; FREITAS JUNIOR; BARELA 2005; MACKEY; ROBINOVITCH 2006; POULAIN; GIRAUDET 2008; TOLEDO; BARELA 2010). Durante a manutenção da posição em pé, por exemplo, adultos idosos apresentam maior magnitude de oscilação corporal do que adultos jovens (BLASZCZYK *et al.* 1994; WADE *et al.* 1995; MCCLENAGHAN *et al.* 1996; TOLEDO; BARELA 2010). Entretanto, apesar das diferenças encontradas entre a oscilação postural de adultos jovens e idosos na simples manutenção da postura ereta, outros trabalhos relataram que somente em situações em que há um aumento da dificuldade da tarefa, estas diferenças estão presentes ou evidenciadas (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI 2003; PRIOLI *et al.* 2006; TOLEDO 2008). O desempenho de controle postural pode ser desafiador quando há manipulações dos sistemas sensoriais, como por exemplo, durante a movimentação do fluxo óptico através do paradigma da sala móvel.

O paradigma da sala móvel consiste na movimentação do cenário visual e observação das respostas motoras (posturais) decorrentes desta manipulação (LEE; LISHMAN 1975; DIJKSTRA; SCHONER; GIELEN 1994; WADE *et al.* 1995; BARELA

et al. 2009). Nesta situação, os canais sensoriais disponíveis não fornecem a mesma informação (movimento versus estabilidade), criando uma situação de conflito sensorial. A solução para este conflito é atribuir pesos diferentes aos canais sensoriais, dependendo da relevância de cada um no contexto da tarefa. Wade e colaboradores (1995) foram os pioneiros a examinar a influência da informação visual na oscilação corporal em adultos idosos, através de movimentos de uma sala móvel. De forma geral, indivíduos idosos foram mais susceptíveis às manipulações do fluxo óptico e apresentaram maior oscilação corporal quando comparados a adultos jovens. Segundo estes autores, adultos idosos oscilam mais devido à diminuição da capacidade dos sistemas somatossensorial e vestibular em detectar movimentos corporais, resultando em uma maior influência das informações visuais no controle da postura (WADE *et al.* 1995).

Estudos mais recentes com o paradigma da sala móvel têm mostrado que o comportamento dos idosos difere do de adultos jovens quando há uma redução na base de suporte dos participantes (PRIOLI *et al.* 2006) ou quando o movimento da sala ocorre de forma mais complexa e imprevisível (TOLEDO 2008). Este último estudo mostrou que os idosos apresentam maiores magnitudes de oscilação corporal e são mais influenciados pelo movimento da sala do que os adultos jovens quando esta manipulação do fluxo óptico ocorre de forma mais complexa (Toledo 2008). Outro achado interessante deste estudo foi que a integridade do sistema proprioceptivo tem um papel fundamental para o controle postural frente aos movimentos da sala. Ou seja, entre as alterações sensoriais (visual, tátil e proprioceptiva) e motoras (torque muscular e latência de ativação muscular após perturbação postural) relacionadas com o envelhecimento e avaliadas neste estudo, o déficit proprioceptivo (aumento do limiar de percepção cinestésica) foi a única

alteração relacionada com o desempenho de controle postural inferior dos idosos, comparado aos adultos jovens.

A manipulação sensorial de forma imprevisível envolve processos corretivos para o controle da estabilidade postural. Por outro lado, quando a manipulação sensorial ocorre de forma periódica e mais previsível, uma variedade de possíveis papéis dos processos preditivos pode estar presente no desempenho de controle postural (MUSOLINO *et al.* 2006). Foi com base nesta hipótese que Toledo (2008) realizou diferentes manipulações da sala móvel, sendo elas: periódica simples (frequência única de 0,2Hz), periódica complexa (combinação de frequências simultâneas de 0,1, 0,3 e 0,5 Hz, repetidas periodicamente ao longo da tentativa) não-periódica (combinação de frequências simultâneas de 0,1, 0,3 e 0,5 Hz, repetidas de forma não-periódica). Quanto mais complexo o movimento da sala, menos previsível é a manipulação do cenário visual, e foram nestas condições que correlações mais fortes entre as variáveis de controle postural e o desempenho proprioceptivo foram obtidas (TOLEDO 2008). Ou seja, em situações em que os ajustes dos pesos sensoriais devem ser atualizados de forma mais dinâmica, a utilização da informação proprioceptiva para que a oscilação postural não seja desestabilizada pela manipulação do fluxo óptico se torna mais importante. Neste caso, como o sistema proprioceptivo não se encontra íntegro em idosos, a sua utilização para a resolução de conflito sensorial é limitada, tornando-os mais influenciáveis pela manipulação visual (TOLEDO 2008).

A relação entre o desempenho proprioceptivo e controle postural de idosos obtida por Toledo (2008) corrobora achados prévios que mostraram a relação entre o senso de posição dinâmica da articulação do tornozelo e medidas de equilíbrio (tempo na postura ereta bipodal e unipodal, com olhos abertos e fechados)

(MADHAVAN; SHIELDS 2005). Tem sido observado que adultos idosos apresentam uma co-contração de músculos dos membros inferiores durante avaliação proprioceptiva dinâmica e durante a manutenção do controle postural (MOSS; WARD; SANNITA 2004). Sugere-se que a co-contração durante tarefas sensório-motoras em idosos seja um mecanismo para aumentar a sensibilidade do fuso neuromuscular como uma forma de compensar o atraso no tempo de processamento no SNC e o déficit proprioceptivo consequente ao processo de envelhecimento (MOSS *et al.* 2004; MADHAVAN; SHIELDS 2005). Esta sugestão foi feita com base em dados apresentados na literatura sobre efeitos do envelhecimento na velocidade de processamento em vários tipos de tarefa (SALTHOUSE 2000), achados estes também verificados no presente estudo (Capítulo 1) em relação ao déficit das chegadas proprioceptivas ao córtex de idosos. Diante destes achados, questiona-se se há outros meios de melhorar a sensibilidade proprioceptiva em tarefas sensório-motoras, sem que haja a necessidade da utilização de estratégias que envolvam esforços cognitivos e dispêndio energético, pois estes poderiam trazer consequências prejudiciais aos idosos, como fadiga muscular, limitação dos graus de liberdade em casos de perturbação postural ou dificuldade de realização de tarefas duplas, com atenção dividida.

Com base nos estudos citados, pode-se afirmar que, quando submetidos a uma situação de conflito sensorial, principalmente aquela que exige maiores demandas do sistema de controle postural (PRIOLI *et al.* 2006; TOLEDO 2008), adultos idosos apresentam dificuldades em resolver a situação conflitante. Este é o caso em que muitas quedas ocorrem. Não é surpresa, portanto, que adultos idosos apresentam uma maior predisposição aos acidentes diários. Uma das hipóteses levantadas por Prioli, Freitas Junior e Barela (2005) é que adultos idosos, quando

submetidos à manipulação da informação visual, necessitam de um tempo maior para processar todas as informações presentes em uma situação de conflito sensorial e, como consequência, ocorre um maior deslocamento corporal comparado ao dos adultos jovens, que conseguem resolver a situação num tempo menor (PRIOLI *et al.* 2005). Portanto, a obtenção de um conhecimento preciso e rápido da situação em questão parece ser crucial para que o sistema de controle postural de adultos idosos possa manter a estabilidade postural.

Estes achados reforçam a importância de avaliar o controle postural em tarefas com diferentes demandas, logo, o presente estudo avaliou o desempenho de controle postural com diferentes manipulações da informação visual (TOLEDO 2008).

Utilização de estímulo elétrico aleatório para a melhora no desempenho sensório-motor

A variabilidade no desempenho sensório-motor em tarefas de postura e movimento é inerente ao comportamento motor humano. A origem desta variabilidade pode ocorrer em níveis periféricos (por exemplo, receptores sensoriais, fibras musculares) e também em níveis do SNC (FAISAL; SELEN; WOLPERT 2008). Estudos têm mostrado que esta variabilidade pode ser reduzida quando um nível apropriado de ruído, mecânico ou elétrico, é aplicado em determinadas partes do corpo, melhorando o desempenho de tarefas sensório-motoras, como tarefas posturais (GRAVELLE *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003; MAGALHAES; KOHN 2011; KIMURA *et al.* 2012; MAGALHAES; KOHN 2012) e manuais (MENDEZ-BALBUENA *et al.* 2012). Esta melhora sensório-motora tem sido explicada com base

na ressonância estocástica que é um fenômeno pelo qual a detecção e a transmissão de um estímulo sensorial fraco ou subliminar podem ser otimizadas pela presença de um nível particular de ruído (MOSS *et al.* 2004), aprimorando então, os sinais de *feedback* provindos das fontes sensoriais. Mais especificamente, um nível ótimo de ruído faz com que flutuações no potencial de membrana atinjam o limiar de disparo mesmo com níveis de estimulação sensorial que eram inicialmente subliminares (VOLGUSHEV; EYSEL 2000).

Um estudo recente realizado em nosso laboratório (MAGALHAES; KOHN 2012) mostrou que a aplicação de um estímulo na forma de ruído elétrico em níveis subliminares no músculo do tríceps sural causou uma diminuição da oscilação corporal durante a manutenção da postura ereta. Esta aplicação de ruído também promoveu uma significativa redução na variabilidade de força durante uma tarefa de manutenção de força isométrica (manutenção do nível de força o mais constante possível) de flexão plantar na posição sentada. Um achado interessante deste estudo foi que houve uma correlação significativa entre a redução na flutuação de força e a diminuição da oscilação corporal (RMS ântero-posterior e área do estabilograma do centro de pressão). Para os autores, a diminuição na variabilidade da força e na oscilação corporal está relacionada com a ressonância estocástica ocorrendo nos fusos neuromusculares, em que níveis apropriados de ruído elétrico de origem externa levaram a uma melhora na transmissão das informações proprioceptivas utilizadas em ambas as tarefas.

Além de tarefas sensório-motoras, estudos têm relatado o efeito da aplicação de um ruído em tarefas sensoriais, como percepção tátil (COLLINS; IMHOFF; GRIGG 1996; LIU *et al.* 2002; KURITA; SHINOHARA; UEDA 2011) e proprioceptiva (COLLINS *et al.* 2009; RIBOT-CISCAR *et al.* 2013). Collins e colaboradores (2009)

relataram que a aplicação de ruído elétrico em nível subliminar próximo à articulação do joelho em associação com a utilização de uma joelheira de neoprene melhora o senso de posição articular de joelho. Por outro lado, quando estes estímulos sensoriais foram fornecidos individualmente, nenhuma melhora proprioceptiva foi observada (COLLINS *et al.* 2009). A melhora proprioceptiva com aplicação de ruído também ocorre na articulação do tornozelo, como mostrado por Ribot-Ciscar *et al.* (2013). Neste estudo, os participantes apresentaram uma melhora na identificação da direção de movimentação articular passiva quando estímulos vibratórios subliminares foram aplicados nos tendões flexores e extensores do tornozelo (RIBOT-CISCAR *et al.* 2013).

Em relação ao envelhecimento, a literatura tem mostrado que idosos se beneficiam da aplicação de ruído externo para a melhora da estabilidade postural (GRAVELLE *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003) e da marcha (GALICA *et al.* 2009; STEPHEN *et al.* 2012). Nestes estudos, foram utilizados estímulos vibratórios na sola dos pés, com exceção de Gravelle *et al.* 2002, que aplicou ruídos elétricos na região próxima à articulação do joelho (GRAVELLE *et al.* 2002) e foi mostrado que a aplicação do ruído teve mais efeito em idosos do que em adultos jovens (PRIPLATA *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003; GALICA *et al.* 2009). Como mencionado anteriormente, os efeitos do envelhecimento no controle da postura são evidenciados em condições de maiores demandas do sistema de controle postural e não se sabe se o efeito da utilização de um ruído subliminar é dependente do grau de dificuldade da tarefa, ou seja, se em condições em que o sistema somatossensorial exerce uma influência maior do que os demais sistemas para o controle da postura, a adição de um ruído externo a esse sistema seria mais efetivo para a melhora da estabilidade postural. Uma forma de testar essa

hipótese é utilizar a mesma intensidade de ruído na mesma posição postural, porém com diferentes condições de manipulação do fluxo óptico. Esta irá exigir uma modificação dos pesos dos influxos sensoriais (um aumento da importância das informações somatossensoriais) para o controle da postura. No presente estudo esta avaliação do controle postural foi feita por duas manipulações sensoriais, uma em que os participantes ficaram de olhos fechados e a outra em que houve movimentação do cenário visual pelo paradigma da sala móvel. Nesta última condição, a aplicação do ruído estaria otimizando o *feedback* proprioceptivo, auxiliando na resolução de conflito sensorial dos participantes.

Embasado nas evidências de melhora da utilização de informações proprioceptivas nos estudos descritos, uma questão que surge é se a aplicação do ruído elétrico na perna durante a movimentação passiva de tornozelo causaria uma redução no tempo de resposta à percepção de movimento pelos participantes. A hipótese é de que adultos idosos sejam mais beneficiados pela aplicação do estímulo subliminar em ambas as tarefas, se aproximando do comportamento dos jovens sem a aplicação do estímulo.

Julga-se importante a investigação destas questões, visto que o procedimento de estimulação em níveis subliminares associado a outras técnicas terapêuticas é uma alternativa clínica promissora, resultando em otimização da reabilitação sensório-motora (ROSS *et al.* 2007), mas que ainda precisa ser melhor entendida para a sua utilização de forma eficaz.

2.2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi verificar se a aplicação de um ruído elétrico subliminar na região posterior da perna, bilateralmente, pode alterar o tempo de resposta à percepção cinestésica de tornozelo assim como o desempenho de controle postural de jovens e idosos no paradigma da sala móvel.

2.3. MÉTODO

2.3.1. Participantes

Participaram deste experimento 28 pessoas, todas destros, sendo 14 participantes com idade entre 65 e 75 anos ($70,68 \pm 4,72$ anos) que fizeram parte do grupo de adultos idosos e 14 participantes com idade entre 21 e 32 anos ($29,79 \pm 2,12$ anos), que fizeram parte do grupo de adultos jovens.

Cada grupo foi composto por 9 participantes do sexo feminino e 5 participantes do sexo masculino. A estatura e massa corporal médios dos participantes jovens foram de 1,67 ($\pm 0,08$) m e 64,93 ($\pm 12,24$) kg, respectivamente. Para o grupo de idosos, a estatura e massa corporal médios dos participantes foram de 1,62 ($\pm 0,10$) m e 65,89 ($\pm 11,44$) kg, respectivamente.

Antes de serem submetidos aos experimentos, os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (Apêndice B).

Como forma de obter mais controle sobre as características dos participantes idosos, foi realizada uma anamnese detalhada para certificar que os participantes não eram caídores e diabéticos, não apresentavam tontura, dor, doença, disfunção visual, musculoesquelética e/ou neurológica e que não faziam uso de medicação benzodiazepínica e antidepressiva. Estes participantes relataram não praticar ou ter praticado, nos últimos 3 anos, atividade física regular e sistematizada.

2.3.2. Estimulação Elétrica:

Foi utilizado um estimulador da marca STIMSOL (BIOPAC Systems, Inc.) acionado via computador que controlava a transmissão do estímulo elétrico. O sinal elétrico consistiu de um ruído branco filtrado por um filtro passa-banda com frequências de corte em 5 e 2000 Hz, que foi gerado via sistema LabView. Pares de eletrodos de estimulação flexíveis de silicone (com dimensões de 10 cm comprimento e 5 cm de largura) foram fixados bilateralmente na região posterior da perna. O eletrodo proximal foi posicionado transversalmente, abaixo da margem inferior dos músculos gastrocnêmios e o eletrodo distal foi posicionado 3 cm abaixo do eletrodo proximal (Figura 2.1).

Figura 2.1 - Posicionamento dos eletrodos de estimulação elétrica.

Inicialmente, foi definido o limiar sensorial de cada participante, correspondente à intensidade (desvio padrão) mais alta do estímulo elétrico que o participante foi incapaz de perceber. Para a determinação deste limiar sensorial, a intensidade do estímulo elétrico foi gradualmente aumentada até que o participante o percebesse. Ajustes na intensidade do estímulo foram realizados individualmente

para cada perna por meio de potenciômetros, para que a percepção do estímulo elétrico fosse simétrica entre as duas pernas. Posteriormente, a intensidade do estímulo elétrico era reduzida bilateralmente de forma simultânea, via Labview, até que o sujeito fosse incapaz de percebê-lo (limiar sensitivo). A intensidade de estimulação mantida durante toda a avaliação de percepção cinestésica e de controle postural foi de 90% do limiar sensitivo (subliminar), um nível previamente mostrado (com estímulos vibratórios), ser eficaz para a melhora do controle postural (PRIPLATA *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003). Esta intensidade de estimulação não gerava contração muscular e foi definida individualmente para cada tarefa avaliada (percepção cinestésica e controle postural).

2.3.3. AVALIAÇÃO DE PERCEPÇÃO CINESTÉSICA

2.3.3.1. Procedimentos

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Análise de Movimento (LAM/UNICSUL). Os participantes permaneceram sentados na cadeira de avaliação de percepção cinestésica, com ângulos de quadril, joelho e tornozelo próximos a 90°, com o pé direito apoiado sobre um pedal. O posicionamento do maléolo lateral do pé direito foi alinhado com o eixo de rotação do pedal que foi movimentado no sentido de dorsiflexão, seguido de plantiflexão. O pé esquerdo do participante permaneceu apoiado em uma superfície fixa (Figura 2.2).

Figura 2.2 - Situação experimental de avaliação percepção cinestésica.

O pedal foi movimentado a partir de um sistema constituído por um servomotor (AC Brushless Servomotor, modelo SWA-40 – 1.6-30) e um redutor (Dynabox Medium – França) com servocontrolador (Weg - Brasil) e foi acionado via software Labview (National Instruments, USA). Os intervalos entre os inícios de movimentação do pedal foram aleatoriamente distribuídos, variando entre 3 e 7s (desde o retorno à posição inicial do pé até o início do próximo movimento). Os sujeitos foram instruídos a acionar um dispositivo (botão) com o polegar direito, o mais rápido possível, assim que percebessem que o movimento no tornozelo havia iniciado, para a obtenção do tempo de resposta. O tempo de resposta corresponde ao intervalo de tempo entre o início do movimento do pedal e o instante em que o sujeito apertou o botão, compreendendo o tempo de reação mais o tempo de movimento. A excursão do pedal foi de $2,5^{\circ}$ na direção de dorsiflexão, retornando

imediatamente à posição inicial, totalizando 10s de movimentação (5s em cada direção). Os sujeitos foram instruídos a não realizar qualquer contração muscular em membros inferiores durante o experimento. Duas condições foram realizadas: sem estimulação elétrica e com estimulação elétrica, distribuídas de forma aleatória e permanecendo o eletrodo fixado na perna do sujeito durante todo o experimento. Foram realizados cinco ensaios com duração de quatro minutos cada ensaio, com 30 movimentos em cada condição.

Para a condição com estimulação elétrica, esta iniciava-se 2s antes do início da movimentação do pedal e cessava no instante de reversão da direção do movimento do mesmo, totalizando 7s de estimulação elétrica.

2.3.3.2. Aquisição e tratamento dos dados

Emissores infravermelhos do sistema Optotrak foram fixados no pedal para a detecção do início de sua movimentação. O sinal elétrico do dispositivo acionado pelo sujeito no instante de percepção do movimento articular, assim como o sinal enviado ao estimulador elétrico, também foram adquiridos através do sistema Optotrak.

O tratamento dos dados e o cômputo das variáveis foram realizados por meio de rotinas escritas em ambiente MATLAB.

2.3.4. AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

2.3.4.1. Procedimentos

Para a avaliação do controle postural, os participantes permaneceram no interior de uma sala móvel que possui rodas em sua parte inferior posicionadas sobre trilhos, possibilitando movimentos para frente e para trás, independentemente da superfície onde o participante está posicionado. A sala móvel foi constituída de uma armação de alumínio, com dimensões de 2 m x 2 m x 2 m (altura, largura e comprimento). As paredes internas da sala são da cor branca com faixas adesivas fixadas na cor preta, formando listras verticais. Na parte superior da sala, duas lâmpadas fluorescentes de 20 Watts permaneceram acesas durante todo o experimento, a fim de garantir o mesmo nível de luminosidade dentro da sala entre as tentativas e entre os participantes. O movimento da sala foi produzido por um sistema constituído por uma guia linear (Otttime, modelo PL6-90C-LD-MT-RC), um motor de passo DC (Otttime, modelo SM3452808) e um drive para motor (Otttime, modelo MBD 8080DC), controlado por programas específicos (Motion Planner 4.3).

Os participantes permaneceram na posição bípede, com os pés paralelos, posicionados na largura dos ombros. Na região interescapular (aproximadamente na segunda vértebra torácica), foi fixado um emissor infravermelho do sistema de análise de movimentos OPTOTRAK, possibilitando obter medidas tridimensionais da oscilação corporal. A Figura 2.3 ilustra um sujeito no interior da sala móvel realizando a avaliação de controle postural.

Figura 2.3 - Situação experimental de avaliação de controle postural através do paradigma da sala móvel.

O controle postural foi avaliado em 3 condições e em todas as condições os sujeitos foram instruídos a permanecerem o mais estático possível. Na primeira condição, manutenção da postura ereta com olhos fechados (durante 30 s), não houve movimentação da sala. Na segunda condição, a sala foi movimentada na direção ântero-posterior de forma periódica simples, continuamente durante 60 segundos em cada tentativa (Figura 2.4a). Na terceira condição, a sala foi movimentada de forma não periódica (TOLEDO 2008) (Figura 2.4b). As condições foram realizadas nesta ordem.

Para cada condição de avaliação de controle postural, foram realizados seis ensaios, sendo três com estimulação elétrica e três sem estimulação elétrica, distribuídos de forma aleatória.

Figura 2.4 - Séries temporais e análises espectrais nas duas condições de movimentação da sala móvel: a) periódica simples; b) não-periódica.

Na condição com movimentação periódica simples, a amplitude de movimento da sala foi de 0,6 cm (pico a pico), pico de velocidade de 0,6 cm/s e frequência de 0,18Hz. Na condição com movimentação não-periódica, o movimento da sala foi composto predominantemente por frequências de 0,10, 0,30 e 0,47 Hz simultaneamente, com amplitudes e velocidades variando ao longo dos 60 segundos.

2.3.4.2. Aquisição, tratamento e análise dos dados

O deslocamento da sala e o deslocamento corporal dos participantes foram medidos pelo sistema Optotrak. O tratamento dos dados e o cômputo das variáveis foram realizados por meio de rotinas escritas em ambiente MATLAB. Os dados da oscilação corporal e da posição da sala foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa-baixa de 2ª ordem e com frequência de corte de 5 Hz para os dados de oscilação corporal de 10Hz para os dados da sala.

Na condição sem movimentação da sala, foram analisadas as seguintes variáveis dependentes: amplitude média de oscilação corporal (AMO) e velocidade média de oscilação corporal (VMO) nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), trajetória e área de oscilação corporal. Na condição de movimentação periódica simples da sala foram analisados as variáveis AMO AP, variabilidade, ganho, coerência, fase e amplitude de oscilação na frequência do estímulo (SFSA – do inglês *Stimulus Frequency Sway Amplitude*) nas frequências que respectivamente compõem o estímulo visual (movimentação da sala). Na condição de movimentação não periódica da sala foram analisadas as variáveis AMO AP, ganho, coerência e SFSA. O ganho é a razão entre a amplitude do espectro da oscilação corporal e a amplitude do espectro do movimento da sala na frequência do estímulo, sendo que valores menores ou maiores do que 1 indicam que a resposta da oscilação corporal foi menor ou maior que a amplitude do estímulo, respectivamente. A coerência fornece o grau de dependência entre 2 sinais, no domínio de frequência. Pode variar entre 0 (sinais totalmente não relacionados) e 1 (sinais totalmente relacionados). A fase avalia a relação temporal entre o movimento da sala e o deslocamento corporal dos participantes (valores positivos ou negativos

indicam que o deslocamento corporal está adiantado ou atrasado em relação ao movimento da sala, respectivamente). A fase é fornecida em graus, sendo que valores próximos a 0 indicam relacionamento em fase entre a oscilação corporal e o movimento da sala. A SFSA é o valor da amplitude do espectro correspondente à frequência do estímulo. Ela representa a intensidade do componente de oscilação naquela determinada frequência, sendo que quanto mais alto o valor da SFSA, maior é a amplitude de oscilação naquela frequência, desencadeada pelo movimento da sala.

2.3.5. *Análise estatística*

Para a avaliação de percepção cinestésica, foi realizada uma Análise de Variância (ANOVA) *two-way*, tendo como fatores grupo etário (adultos jovens e idosos) e estimulação (sem e com estimulação elétrica), sendo este último tratado como medida repetida. A variável dependente foi o tempo de resposta do sujeito.

Para a avaliação de controle postural, foram realizadas ANOVAs e análises de Multivariância (MANOVAs) *two-way*, tendo como fatores grupo etário (adultos jovens e idosos) e estimulação (com e sem estimulação elétrica), sendo este último tratado como medida repetida.

Para a condição de manutenção da postura ereta sem movimentação da sala, foram aplicadas duas ANOVAs, para as variáveis dependentes trajetória e área e duas MANOVAs, tendo como variáveis dependentes AMO AP e ML para a primeira MANOVA e VMO AP e ML para a segunda MANOVA.

Para a condição de movimentação periódica simples da sala móvel, foram aplicadas duas ANOVAs, tendo como variáveis dependentes variabilidade e

coerência e duas MANOVAs, tendo como variáveis dependentes fase e ganho para a primeira MANOVA e AMO AP e SFSA para a segunda MANOVA.

Para a condição de movimentação não-periódica da sala móvel, foi aplicada uma ANOVA, tendo como variável dependente AMO AP, e três MANOVAS, tendo como variáveis dependentes os ganhos nas frequências de 0,10, 0,30 e 0,47Hz para a primeira MANOVA, as coerências nas frequências de 0,10, 0,30 e 0,47Hz para a segunda MANOVA e as SFSA's nas frequências de 0,10, 0,30 e 0,47Hz para a terceira MANOVA.

Análises de correlação foram realizadas para identificar a relação entre mudanças no tempo de resposta à percepção cinestésica (expressa como a porcentagem de redução deste tempo com a aplicação de estímulo elétrico) e mudanças nos parâmetro de oscilação postural (expressa como redução nas variáveis de controle postural que foram significantes entre as condições com e sem estímulo elétrico). Outras análises de correlação também foram realizadas para verificar se há relação entre o tempo de resposta à percepção cinestésica e as variáveis de controle postural (que foram diferentes entre os grupos etários).

Quando necessário, testes *post-hoc* HSD de Tukey foram aplicados. As análises estatísticas foram realizadas utilizando o pacote estatístico SPSS (versão 10.0), sendo que os pressupostos de homogeneidade e normalidade dos dados foram alcançados e o nível de significância foi mantido em 0,05.

2.4. RESULTADOS

2.4.1. AVALIAÇÃO DA PERCEPÇÃO CINESTÉSICA

A Figura 2.5 apresenta os valores médios dos tempos de resposta à percepção de movimento passivo dos grupos etários nas condições sem e com estimulação elétrica.

Figura 2.5 - Valores de média e erro-padrão dos tempos de resposta obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação do limiar de percepção cinestésica nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos e (**) indica diferença significativa entre as condições de estimulação.

Os tempos de resposta médios dos adultos jovens foram de 1409,21ms e 1370,50ms nas condições sem e com estímulo elétrico, respectivamente. Para os adultos idosos, os tempos de resposta médios foram de 2147,11 e 2029,81 nas condições sem e com estímulo elétrico, respectivamente. Dez dos participantes jovens (71%) e oito dos participantes idosos (57%) apresentaram redução do tempo de resposta com aplicação do estímulo.

ANOVA revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(1,26)=4,357$ ($p<0,05$), sendo que com estimulação houve redução no tempo de resposta. ANOVA também revelou diferenças significantes entre os grupos etários

$F(1,26)=26,494$ ($p<0,05$), sendo que os adultos idosos apresentaram maior tempo de resposta do que os adultos jovens. ANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=1,106$ ($p>0,05$).

2.4.2. AVALIAÇÃO DE CONTROLE POSTURAL

Manutenção da postura ereta com olhos fechados

Os valores médios de trajetória e de área de oscilação corporal dos participantes estão ilustrados na Figura 2.6.

Figura 2.6 - Valores de média e erro-padrão da trajetória (a) e da área (b) de oscilação corporal obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de manutenção da postura ereta com olhos fechados, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos somente para a condição sem estimulação elétrica.

Para a variável trajetória de oscilação corporal, ANOVA não revelou diferença entre as condições de estimulação, $F(1,26)=0,329$ ($p>0,05$), nem entre os grupos

etários, $F(1,26)=0,457$ ($p>0,05$). ANOVA revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=6,192$ ($p<0,05$). Testes *post-hoc* HSD de Tukey revelaram diferenças entre os grupos etários somente na condição sem estimulação elétrica, sendo que os idosos apresentaram maior trajetória do que os adultos jovens.

Para a variável área de oscilação corporal, ANOVA não revelou diferença entre as condições de estimulação, $F(1,26)=0,642$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(1,26)=0,339$ ($p>0,05$). ANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=1,003$ ($p>0,05$).

Os valores de amplitude e velocidade médias de oscilação corporal dos participantes nas direções ântero-posterior e médio-lateral estão ilustrados na Figura 2.7.

Para a variável AMO, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(2,25)=0,773$ ($p>0,05$) nem entre os grupos etários, $F(2,25)=0,140$ ($p>0,05$). MANOVA também não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(2,25)=0,882$ ($p>0,05$). Para a variável VMO, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(2,25)=0,418$ ($p>0,05$) nem entre os grupos etários, $F(2,25)=0,396$ ($p>0,05$). MANOVA revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(2,25)=3,349$ ($p<0,05$). Testes univariados revelaram que esta interação foi significativa para a VMO somente na direção AP, $F(1,26)=6,757$ ($p>0,05$). Testes *post-hoc* HSD de Tukey revelaram diferenças entre os grupos de adultos jovens e idosos somente na condição sem EE, sendo que a velocidade média de oscilação corporal AP dos idosos foi maior do que os adultos jovens.

Figura 2.7 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal nas direções ântero-posterior (AMO AP) e médio-lateral (AMO ML) (a) e da velocidade média de oscilação corporal nas direções ântero-posterior (VMO AP) e médio-lateral (VMO ML) (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de manutenção da postura ereta com olhos fechados, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos somente para a condição sem estimulação elétrica.

Acoplamento entre informação visual e oscilação corporal – movimentação periódica simples da sala móvel

A Figura 2.8 apresenta exemplos de séries temporais da oscilação corporal e da movimentação periódica simples da sala móvel e as análises espectrais das respectivas tentativas de um adulto jovem (a) e de um adulto idoso (b) para a condição sem estímulo elétrico.

Pode ser observado na Figura 2.8 que a oscilação corporal dos participantes acompanha a oscilação da sala ao longo da tentativa. Também pode ser observado que os participantes apresentam um pico de oscilação na frequência de 0,18Hz, a

frequência de oscilação da sala, indicando predominância de oscilação corporal na mesma frequência do estímulo visual.

Figura 2.8 - Séries temporais e espectros do movimento da sala (SMap) da oscilação corporal (OCap) na direção ântero-posterior de um sujeito jovem (a) e um sujeito idoso (b) na condição de movimentação periódica simples da sala móvel, sem estímulo elétrico.

Os valores médios de variabilidade e coerência dos participantes dos grupos etários nas condições de estimulação estão ilustrados na Figura 2.9.

Figura 2.9 - Valores de média e erro-padrão da variabilidade (a) e da coerência (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).

Para a variável variabilidade, ANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(1,26)=0,296$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(1,26)=0,091$ ($p>0,05$). ANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=0,801$ ($p>0,05$). Para a variável coerência, ANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(1,26)=1,937$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(1,26)=3,972$ ($p>0,05$). ANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=0,801$ ($p>0,05$).

A Figura 2.10 ilustra os valores médios de ganho e fase dos grupos etários nas condições de estimulação.

Figura 2.10 - Valores de média e erro-padrão do ganho (a) e da fase (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).

Para as variáveis ganho e fase, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(2,25)=1,685$ ($p>0,05$) nem entre os grupos etários, $F(2,25)=0,868$ ($p>0,05$). MANOVA também não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(2,25)=2,001$ ($p>0,05$).

Os valores médios de AMO AP e SFSA dos participantes dos grupos etários nas condições de estimulação estão ilustrados na Figura 2.11.

Para as variáveis AMO AP e SFSA, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(2,25)=1,097$ ($p>0,05$) nem entre os grupos etários, $F(2,25)=1,661$ ($p>0,05$). MANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(2,25)=1,143$ ($p>0,05$).

Figura 2.11 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal na direção ântero-posterior (AMO AP) (a) e da amplitude média de oscilação corporal na frequência do estímulo (SFSA) (b) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação periódica simples da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).

Acoplamento entre informação visual e oscilação corporal – movimentação não-periódica da sala móvel

A Figura 2.12 apresenta exemplos de séries temporais da oscilação corporal e da movimentação não-periódica da sala móvel e as análises espectrais das respectivas tentativas de um adulto jovem (a) e de um adulto idoso (b) para a condição sem estímulo elétrico.

Figura 2.12 - Séries temporais e espectros do movimento da sala (SMap) da oscilação corporal (OCap) na direção ântero-posterior de um sujeito jovem (a) e um sujeito idoso (b) na condição de movimentação não-periódica da sala móvel, sem estímulo elétrico.

Observa-se na Figura 2.12 que os participantes de ambos os grupos etários apresentam oscilação corporal com características similares ao movimento da sala, cujas frequências predominantes se sobressaem nas frequências de movimentação da sala.

Os valores médios de amplitude média de oscilação corporal na direção AP dos grupos etários nas condições de estimulação estão ilustrados na Figura 2.13.

Figura 2.13 - Valores de média e erro-padrão da amplitude média de oscilação corporal na direção ântero-posterior (AMO AP) obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação não-periódica sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE). Nota: (*) indica diferença significativa entre os grupos e () indica diferença entre as condições de estimulação.**

Oito dos participantes jovens (57%) e dez dos participantes idosos (71%) apresentaram redução da AMO AP com aplicação do estímulo.

ANOVA revelou diferença entre as condições de estimulação, $F(1,26)=5,426$ ($p<0,05$), sendo que com estimulação elétrica, houve uma redução da AMO AP. ANOVA também revelou diferenças significantes entre os grupos etários, $F(1,26)=5,459$ ($p<0,05$), sendo que os adultos idosos apresentaram maior AMO AP do que os adultos jovens. ANOVA não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(1,26)=2,472$ ($p>0,05$).

Os valores médios de ganho e coerência, nas três frequências (0,10; 0,30 e 0,47Hz) de movimentação da sala móvel estão ilustrados na Figura 2.14.

Figura 2.14. Valores de média e erro-padrão do ganho (a), da coerência (b) e da amplitude média de oscilação corporal nas frequências do estímulo (SFSA) (c) nas três frequências de manipulação da informação visual obtidos para os grupos de adultos jovens (AJ) e adultos idosos (AI) na avaliação de controle postural com movimentação não-periódica da sala móvel, nas condições com e sem estímulo elétrico (EE).

Para a variável ganho, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(3,24)=1,884$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(3,24)=2,025$ ($p>0,05$). MANOVA também não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(3,24)=0,667$ ($p>0,05$). Para a variável coerência, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(3,24)=0,940$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(3,24)=0,205$ ($p>0,05$).

MANOVA também não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(3,24)=2,057$ ($p>0,05$). Finalmente, para a variável SFSA, MANOVA não revelou diferenças significantes entre as condições de estimulação, $F(3,24)=2,063$ ($p>0,05$), nem entre os grupos etários, $F(3,24)=1,672$ ($p>0,05$). MANOVA também não revelou interação entre condição de estimulação e grupo etário, $F(3,24)=0,526$ ($p>0,05$).

Uma análise de correlação foi realizada para verificar se a redução no tempo de resposta relacionada à aplicação de estímulo elétrico está relacionada com a redução da amplitude média de oscilação postural na condição de movimentação não-periódica da sala móvel (único parâmetro de controle postural que sofreu influência da estimulação elétrica). Não foi encontrada correlação significativa entre as reduções de tempo de resposta e de amplitude média de oscilação corporal ($p>0,05$), indicando processos independentes de efeito de estímulo elétrico.

Quanto à possível relação entre os tempos de resposta e as variáveis de controle postural, não houve correlação significativa para nenhuma das variáveis de controle postural que foram diferentes entre os grupos etários (trajetória e VMO AP na condição de manutenção da postura ereta e AMO na condição de movimentação não-periódica da sala móvel).

2.5. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar se a aplicação de um nível de ruído subliminar na região posterior das pernas promoveria alguma melhora perceptiva cinestésica, levando a uma redução no limiar de percepção de movimento passivo de tornozelo e/ou melhora no desempenho de controle postural em jovens e idosos. De forma geral, os resultados mostraram que com a aplicação de estímulo elétrico, jovens e idosos reduziram o tempo de resposta à percepção cinestésica e a amplitude de oscilação postural, sendo esta última, na condição em que houve uma manipulação no fluxo óptico através do paradigma da sala móvel. Apesar das análises estatísticas não terem apontado diferenças significantes entre os grupos etários em relação ao efeito da estimulação, pode ser observada uma tendência dos adultos idosos se beneficiarem mais com a estimulação elétrica do que os adultos jovens.

Efeito de idade: adultos jovens versus idosos

As comparações entre os grupos etários mostraram diferenças na tarefa de percepção cinestésica (maior tempo de resposta para os adultos idosos) e de controle postural nas condições de manutenção da postura ereta (maior trajetória e velocidade de oscilação postural para os adultos idosos) e de movimentação não-periódica da sala móvel (maior amplitude de oscilação corporal para os adultos idosos). Estes resultados corroboram parcialmente um estudo similar realizado previamente (TOLEDO 2008). Por exemplo, durante a manutenção da postura ereta sem movimentação da sala, porém com um determinado aumento na demanda da

tarefa (olhos fechados no presente estudo e posição *semi-tandem* no estudo de Toledo (2008)), a magnitude de oscilação corporal foi maior em adultos idosos do que nos jovens. Além disso, ambos os estudos não encontraram diferenças no controle postural entre os grupos etários quando a sala foi movimentada de forma periódica em uma única frequência, enquanto que diferenças estiveram presentes quando a sala foi movimentada de forma não-periódica. Para a condição de movimentação periódica simples da sala, sugere-se que quando a frequência de movimentação de sala foi única e próxima a 0,2 Hz, o acoplamento à informação visual sem que haja a percepção da manipulação desta informação é natural, pois esta frequência é semelhante à frequência natural de oscilação corporal (SOAMES; ATHA 1981). Além disso, nesta condição as características de movimento do fluxo óptico não foram fortes o suficiente para que os participantes de ambos os grupos percebessem que era a sala que se movimentava. Neste caso, os participantes interpretaram as pequenas mudanças no cenário visual como um auto-movimento e passaram a oscilar com amplitudes e frequências semelhantes à da sala para manter a estabilidade do cenário visual.

Já quando a sala se movimentou de forma não-periódica, foi mais fácil para o indivíduo discriminar a informação conflitante. Em situações normais, as informações provenientes dos canais sensoriais são abundantes, fornecendo informações que são coincidentes espacial e temporalmente ao sistema de controle postural. Essas informações, entretanto, não são simplesmente somadas para que haja um enriquecimento de informações sobre o equilíbrio e orientação corporal. O sistema de controle postural atribui diferentes pesos ou importâncias a cada informação sensorial, dependendo do contexto em que a tarefa está sendo executada (JEKA *et al.* 2000). Durante a movimentação da sala móvel, não há coincidência temporal e

espacial das informações sensoriais. Inicialmente, como a informação visual é destacada por alterações dinâmicas de posição e velocidade, um peso maior é atribuído ao sistema visual, mas posteriormente, a grande magnitude de resposta motora (oscilação postural) desencadeada pela manipulação visual estimula os receptores dos sistemas vestibular e somatossensorial, levando à situação de conflito sensorial. No caso da movimentação não-periódica da sala, a grande magnitude de oscilação corporal em resposta à manipulação da informação visual, facilita a discriminação da informação conflitante, “não real” e o sistema de controle postural passa então a diminuir o peso atribuído à visão e a aumentar o peso atribuído aos demais canais sensoriais, diminuindo a influência da manipulação da informação visual na oscilação corporal.

Nesta condição de movimentação não-periódica da sala móvel, os idosos do presente estudo apresentaram maior AMO do que os adultos jovens, enquanto que Toledo (2008) observou que além da maior amplitude de oscilação corporal, os idosos foram mais influenciados pelo movimento da sala (maior ganho). Ou seja, os idosos do estudo de Toledo (2008) apresentaram uma alteração no processo de repesagem sensorial, com um aumento do peso atribuído à informação visual, o que deve estar relacionado às alterações das informações dos demais canais sensoriais, principalmente do sistema somatossensorial. Comparando os resultados individuais dos sujeitos entre os estudos, verificou-se que o comportamento dos jovens foi semelhante entre eles enquanto que os idosos do presente estudo foram menos influenciados pelo movimento da sala do que no estudo anterior. Dois motivos podem ter contribuído para esta diferença dos sujeitos idosos entre os estudos. Primeiro, o estudo de Toledo (2008) foi realizado na cidade de Rio Claro, e os participantes idosos eram inativos, tinham poucas atividades além das domésticas e

se locomoviam a pé (curtas distâncias) ou de carro. Em contrapartida, o presente estudo foi realizado na cidade de São Paulo e a maioria dos participantes foi recrutada em um centro de cultura e lazer (Parque da Água Branca), onde eles passam grande parte do tempo e se deslocam de suas casas até o parque e outros locais por meio de transporte público, principalmente. Estes participantes do presente estudo, apesar de inativos, estão frequentemente expostos à movimentação do fluxo óptico enquanto se locomovem para suas atividades fora do lar, e pode-se considerar que estão praticando um treino diário do controle postural com a manipulação do fluxo óptico quando estão dentro de ônibus, metrô e trem. Hipoteticamente, um segundo motivo poderia estar relacionado a um efeito duradouro da estimulação elétrica. Como a ordem das tentativas foi aleatorizada entre as condições com e sem estímulo elétrico e a condição de controle postural com movimentação não-periódica da sala móvel foi a última a ser realizada, a hipótese da sinalização periférica relacionada ao movimento corporal estar com um nível basal melhor do que se o sujeito nunca tivesse recebido tal estimulação, não pode ser descartada. O efeito prolongado da estimulação sensitiva subliminar ainda é desconhecido e é um assunto interessante de ser estudado com vistas às aplicações clínicas de utilização destes estímulos para a melhora sensitiva de populações que apresentam déficit sensitivo (por exemplo, pacientes com neuropatia periférica e idosos).

Apesar dos idosos não terem sido mais influenciados pela sala móvel do que os jovens nas frequências em que ela foi movimentada (0,10; 0,30; 0,47), eles apresentaram maior amplitude de oscilação corporal. Neste caso, os idosos devem ter oscilado com maiores amplitudes do que os jovens em frequências diferentes das manipuladas, o que evidencia comportamentos motores diferentes

quando o fluxo óptico é movimentado de forma imprevisível, uma condição de maior demanda do sistema sensório-motor (TOLEDO 2008).

No presente estudo, não foi observada uma relação entre o tempo de resposta dos sujeitos na avaliação de limiar cinestésico e a amplitude de oscilação postural na condição de movimentação não-periódica da sala móvel. Acredita-se que a ausência de correlação entre as avaliações se deva pelos motivos expostos acima (diferenças entre as amostras de idosos estudadas e possível efeito duradouro da estimulação elétrica).

Efeito de estimulação: com versus sem estimulação elétrica

O desempenho sensório-motor de jovens e idosos apresentou uma melhora significativa decorrente da aplicação de estímulo elétrico subliminar na perna dos participantes. O tempo de resposta à percepção de movimento passivo e a amplitude de oscilação corporal foram reduzidos na condição com estimulação elétrica. Os resultados de cada avaliação, bem como a relação entre as avaliações serão discutidos separadamente nos tópicos a seguir.

Tempo de resposta

A melhora na percepção cinestésica em ambos os grupos etários corrobora achados prévios sobre a melhora sensorial por aplicação de ruídos vibratórios ou elétricos, como por exemplo, melhora da percepção tátil (COLLINS *et al.* 1996; LIU *et al.* 2002; KURITA *et al.* 2011) e proprioceptiva (COLLINS *et al.* 2009; RIBOT-CISCAR *et al.* 2013). Ribot-Ciscar *et al.* (2013) avaliaram a capacidade dos

participantes em identificar a direção em que o tornozelo estava sendo movimentado passivamente a uma velocidade de 0,04°/s. Neste estudo, foram aplicados estímulos vibratórios de diferentes intensidades na região tendínea de flexores e extensores de tornozelo. Os resultados mostraram comportamento típico de efeitos de ressonância estocástica, onde a porcentagem de acertos foi maior quando estímulos vibratórios subliminares foram aplicados em comparação com as condições sem estímulo e com estímulos supraliminares (RIBOT-CISCAR et al. 2013).

O presente estudo é, no nosso conhecimento, o primeiro a mostrar os efeitos da aplicação de ruído subliminar externo na percepção cinestésica em idosos e, apesar da redução no tempo de resposta ter sido pequena (3,56% para jovens e 4,56% para idosos), o efeito foi significativo e indica uma técnica promissora para a melhora sensitiva. Acredita-se que os efeitos da estimulação elétrica no limiar de percepção cinestésica seriam maximizados caso outras intensidades subliminares de ruído tivessem sido aplicadas, pois a intensidade ótima de estimulação pode ser diferente entre os indivíduos (MAGALHAES; KOHN 2012). O uso de várias intensidades de estimulação não foi adotada no presente trabalho, pois tornaria a duração dos experimentos excessiva, podendo causar cansaço nos sujeitos, principalmente os idosos.

Controle Postural

Durante a manutenção da postura ereta, sem movimentação da sala, a aplicação de estímulo elétrico não surtiu efeito nos parâmetros de oscilação corporal, o que não corrobora estudos prévios sobre a aplicação de ruídos subliminares externos para a melhora de controle postural (GRAVELLE et al. 2002;

PRIPLATA *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003; MAGALHAES; KOHN 2011; KIMURA *et al.* 2012; MAGALHAES; KOHN 2012). Esta ausência de efeito pode ser justificada pelo nível único de ruído aplicado, como mencionado anteriormente, e ao local de aplicação de ruído. Quanto ao local de aplicação do ruído, este foi assim determinado, pois acreditou-se ser mais efetivo para a melhora de sinalização periférica durante a avaliação de percepção cinestésica, que foi realizada na posição sentada com os joelhos flexionados (como será discutido posteriormente). Entretanto, na postura ereta com os joelhos estendidos, os músculos gastrocnêmios podem ter contribuído para o controle da oscilação postural, e transmissão das informações proprioceptivas poderiam ter sido melhoradas se os receptores fusais destes músculos estivessem mais sensíveis pela aplicação de ruído elétrico. De fato, Magalhães e Kohn (2012) observaram que a aplicação de ruído elétrico subliminar no ventre muscular dos gastrocnêmios reduz a magnitude de oscilação postural durante a postura ereta e atribuem este efeito à melhora na transmissão dos receptores destes músculos, especificamente, à despolarização dos aferentes de grande diâmetro (aferentes do tipo Ia e II associados aos fusos neuromusculares e tipo Ib associados aos órgãos tendinosos de Golgi). Além da diferença do local de aplicação do ruído elétrico, Magalhães e Kohn (2012) utilizaram um nível ótimo de estimulação elétrica, previamente determinado para cada sujeito, o que proporciona efeitos mais efetivos de *feedback* proprioceptivo pela aplicação de ruído.

Apesar do presente estudo não ter obtido efeito significativo do ruído elétrico no controle postural sem movimentação da sala, observou-se uma tendência dos idosos terem se beneficiado da aplicação do estímulo, já que diferenças entre os grupos na trajetória e velocidade de oscilação corporal foram encontradas para a condição sem estímulo. Ou seja, a pequena redução destas variáveis de controle

postural em idosos, ou, mais provavelmente, a redução de suas variabilidades (Figuras 2.5a e 2.6b) com a aplicação do estímulo elétrico subliminar aproximou os dois grupos em termos quantitativos.

Quando a sala foi movimentada de forma não-periódica, a aplicação de ruído elétrico na perna dos sujeitos levou a uma redução na amplitude de oscilação de 1,16% nos adultos jovens e 9,22% nos adultos idosos. Como citado anteriormente, nesta condição as informações somatossensoriais são importantes para a resolução de conflito sensorial e a provável melhora na transmissão destas informações pela aplicação do ruído deve ter auxiliado no controle da oscilação postural desencadeada pela manipulação do fluxo óptico. Nesta situação, os jovens apresentaram uma pequena redução da magnitude de oscilação postural enquanto que os idosos tiveram uma redução considerável da oscilação postural, se aproximando do comportamento dos sujeitos mais jovens, o que corrobora achados precedentes (PRIPLATA *et al.* 2002).

Estudos prévios encontraram uma redução nos parâmetros de oscilação postural em idosos com a aplicação de ruído vibratório subliminar em membros inferiores (GRAVELLE *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2002; PRIPLATA *et al.* 2003). Além dos idosos, pacientes com neuropatia diabética, pacientes hemiparéticos por consequência de acidente vascular cerebral e sujeitos com instabilidade do tornozelo relacionada a entorse também apresentam melhora da estabilidade postural com a aplicação de ruído externo em nível subliminar (ROSS 2007; ROSS *et al.* 2007; COLLINS *et al.* 2009). A investigação dos benefícios da aplicação do ruído externo para a melhora sensório-motora de populações especiais ainda está no início. Muitos estudos ainda são necessários para determinar qual tipo de ruído (vibratório ou elétrico), bem como suas intensidades e locais de aplicação seriam

mais eficientes para causar melhoras comportamentais significativas em populações com idade avançada ou com perda sensorial patológica.

Relação entre redução no tempo de resposta e redução na magnitude de oscilação postural por aplicação de estímulo elétrico

No presente estudo não foi observada uma relação entre a redução no tempo de resposta à percepção cinestésica e a redução da oscilação postural (na condição com movimentação não-periódica da sala móvel) pela aplicação do ruído elétrico. Esta relação era esperada ocorrer, pelo menos em adultos idosos, uma vez que o estudo realizado anteriormente pelo nosso grupo mostrou que há uma relação significativa entre a magnitude de oscilação corporal e o tempo de resposta, principalmente em adultos idosos (TOLEDO 2008). Uma possível explicação para essa ausência de correlação seria a diferença entre a intensidade ótima de ruído elétrico para que haja um efeito na sinalização periférica entre as tarefas, uma vez que a disposição dos segmentos dos membros inferiores não foi a mesma em ambas as avaliações e a intensidade de ruído aplicada foi única (90% do limiar sensitivo). Na avaliação de percepção cinestésica, o membro inferior do sujeito estava flexionado, sem descarga de peso e sem contração muscular, condições diferentes daquela observada durante a postura (membros inferiores estendidos, com contração muscular e descarga de peso). Essas diferenças de disposições segmentares somadas às diferenças individuais de cada sujeito relacionadas à intensidade ótima de estimulação devem comprometer a consistência do efeito da aplicação de ruído elétrico quando avaliadas diferentes tarefas com um nível único de ruído.

Estudos têm considerado que a condução ativa fusimotora (através do sistema gama) melhora a qualidade de informações aferentes de origem muscular. Esta melhora estaria relacionada ao aumento na variabilidade da frequência de disparos dos fusos neuromusculares, produzindo contrações assíncronas de fibras musculares intrafusais (BERGENHEIM; JOHANSSON; PEDERSEN 1995; TOCK *et al.* 2005). Desta forma, se o sistema fusimotor corresponde a uma fonte intrínseca de ruído para o sistema proprioceptivo muscular, como sugerido por Fallon (2004), a contração muscular presente durante a postura ereta em adição aos ruídos de origem externa (ruído elétrico) no presente estudo, podem ter efeitos somatórios na sinalização e transmissão aferente, o que provavelmente não ocorre durante a avaliação de percepção cinestésica, em que a principal fonte de ruído é externa. Esta hipótese poderia explicar a ausência de relação entre as tarefas avaliadas no presente estudo.

Caso a avaliação de percepção cinestésica tivesse sido realizada com os membros inferiores posicionados de forma similar ao posicionamento durante a postura ereta (joelhos estendidos), com um torque de flexão plantar próximo ao observado durante a manutenção da postura ereta, ou seja 10% da contração voluntária máxima (CVM) (MASANI *et al.* 2008; MELLO 2011) possivelmente maiores efeitos da estimulação elétrica seriam observados no tempo de resposta à percepção cinestésica e uma correlação significativa entre as tarefas seria obtida. Uma das razões para esta conjectura é que com joelho a 90° os músculos gastrocnêmios medial e lateral estão praticamente desengajados e com isto a sinalização dos respectivos fusos neuromusculares está muito atenuada. Nos experimentos de Magalhães e Kohn (2011), em que houve aplicação de ruído elétrico no músculo tríceps sural, os autores encontraram uma correlação

significante entre a redução da variabilidade de torque de flexão plantar de tornozelo na posição sentada e a redução na magnitude de oscilação corporal durante manutenção da postura ereta. Neste estudo, o torque de flexão plantar de tornozelo na primeira tarefa foi mantido em níveis constantes próximos a 10% da CVM, o que pode ter contado para a correlação significativa entre as tarefas. Além disso, a avaliação da variabilidade do torque durante a manutenção constante de flexão plantar no estudo de Magalhães e Kohn (2011) foi realizada com o sujeito sentado com a perna estendida, logo, a ação dos músculos gastrocnêmios (músculos também estimulados eletricamente) deve ter sido mais relevante para o desempenho da tarefa do que se esta tivesse sido realizada com o joelho flexionado.

No presente estudo, a estimulação elétrica não foi aplicada diretamente sobre o ventre dos músculos gastrocnêmios, mas sim na região do tendão do calcâneo, abrangendo porções laterais do músculo sóleos (Figura 2.1b). Esta disposição foi escolhida, pois, em experimentos-piloto realizados com os eletrodos posicionados de forma similar à utilizada por Magalhães e Kohn (2001) (eletrodo proximal posicionado a 10-15 cm da fossa poplíteica e eletrodo distal abaixo da margem inferior do encontro das duas porções dos gastrocnêmios) não foi observado efeito significativo de estimulação elétrica em nível subliminar no tempo de resposta à percepção cinestésica. Como a avaliação foi feita com os joelhos flexionados, uma menor contribuição dos gastrocnêmios, mesmo com estimulação elétrica, era esperada. Com a disposição inferiorizada dos eletrodos, outros receptores periféricos além dos musculares e tendíneos, localizados em regiões distais da perna também podem ter sido ativados pelo ruído elétrico, como por exemplo, receptores cutâneos. Mesmo que esta fonte sensorial não forneça informações primordiais para a percepção de movimento passivo de tornozelo, como discutido no

Capítulo 1, uma possível melhora na sinalização destes receptores durante a avaliação proprioceptiva pode ter auxiliado a percepção de movimento.

Estudos que identificaram unidades aferentes cutâneas através de microneurografia têm mostrado que receptores cutâneos são ativados por movimentação articular passiva da mão (BURKE *et al.* 1988), do joelho (EDIN 2001) e do tornozelo (AIMONETTI *et al.* 2007), entretanto, se esta sinalização é processada no SNC para a percepção cinestésica ainda é uma questão em debate. Com o objetivo de verificar se os receptores cutâneos contribuem para a sensação de posição e movimento, Collins *et al.* (2005) induziram ilusão de movimento das articulações interfalangianas do dedo indicador, do cotovelo e do joelho através da estiramentos cutâneos próximos às regiões articulares e através de estímulos vibratórios em regiões tendíneas das respectivas articulações. Os resultados mostraram que ambos os estímulos geram ilusão de movimento, sendo esta maior quando os dois estímulos são fornecidos simultaneamente (COLLINS *et al.* 2005), o que sugere que ambos os receptores estejam relacionados com sensações proprioceptivas. Este estudo mostra, entretanto, que as contribuições relativas cutâneas e proprioceptivas variam de acordo com a região do corpo, sendo que na articulação do joelho, a cinestesia ilusória é menos influenciada por estímulos cutâneos, enquanto que no dedo indicador estes estímulos geram mais sensação cinestésica do que estímulos proprioceptivos (COLLINS *et al.* 2005). Desta forma, a importância da informação cutânea para a percepção cinestésica não pode ser generalizada para as diversas partes do corpo, devendo ser interpretada de forma cautelosa.

Especificamente com movimentação passiva de tornozelo, estudos que identificaram unidades aferentes cutâneas através de microneurografia mostram que

nem todos os receptores cutâneos são ativados pelo movimento (AIMONETTI *et al.* 2007; RIBOT-CISCAR *et al.* 2013). Aimonetti *et al.* (2007), por exemplo, identificaram 89 unidades aferentes cutâneas no nervo fibular comum, cujas áreas inervadas abrangiam a face anterior e lateral da perna. Destas 89 unidades, somente 42 foram ativadas por movimentação passiva de flexão plantar de tornozelo realizada a uma velocidade de 18mm/s. Recentemente, Ribot-Ciscar, Hospot e Aimonetti (2013) identificaram 9 aferentes musculares fusais e 8 aferentes cutâneos no nervo fibular comum e observaram que com movimentação passiva de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo (velocidade de 0,04°/s), somente duas unidades foram ativadas, sendo ambas musculares fusais. Destas unidades fusais, uma delas foi ativada somente quando estímulos vibratórios aleatórios (ruído branco) foram aplicados nos tendões flexores e extensores de tornozelo simultaneamente à movimentação passiva, enquanto que a segunda unidade já era ativada pelo movimento passivo sem aplicação de ruído, e aumentou sua frequência de disparo pelo movimento quando associado ao ruído vibratório. Os aferentes cutâneos permaneceram silentes durante a movimentação passiva, mesmo com a aplicação de ruído vibratório. Os autores sugeriram que a propagação do estímulo vibratório não atingiu os receptores cutâneos avaliados, justificando a ausência de ativação dos receptores cutâneos e uma possível contribuição para sinalização de movimento passivo, caso esses receptores tivessem sido ativados. Com base nestes achados, acredita-se que no presente estudo, tanto receptores musculares e tendíneos quanto cutâneos devem ter sido ativados por estímulos elétricos aplicados na perna, contribuindo para a percepção cinestésica. Não podemos afirmar, entretanto, qual tipo de receptor seria mais relevante para a percepção de movimento passivo de tornozelo nas condições avaliadas.

A partir dos resultados do presente estudo, conclui-se que com a aplicação de ruído elétrico em nível subliminar na perna de sujeitos jovens e idosos, há uma melhora na percepção de movimento passivo de tornozelo e no controle postural, principalmente dos participantes idosos. Acredita-se que o ruído elétrico promoveu uma melhora da transmissão de informações proprioceptivas e cutâneas, fornecendo melhor *feedback* para a percepção cinestésica em ambas as tarefas e este efeito foi mais efetivo nos adultos idosos do que nos jovens. Entretanto, uma otimização das condições de estimulação seria necessária para se atingir efeitos de maior magnitude.

Implicações clínicas

O presente estudo mostrou que uma amostra de uma população que apresenta déficits sensoriais relacionados ao envelhecimento pode se beneficiar da aplicação de um estímulo externo, suposto de facilitar a transmissão de informações sobre relacionamento entre segmentos corporais e do posicionamento destes segmentos em relação ao ambiente. Estudos futuros são necessários para a determinação de parâmetros e locais de estimulação mais adequados para a melhora de tarefas mais funcionais, como por exemplo a marcha de populações com disfunção da mesma. Se a estimulação externa promovesse melhora contínua de tarefas motoras, uma possibilidade prática seria a utilização de estimuladores continuamente em tarefas do dia-a-dia. Já foi mostrado que os efeitos de terapias que associam estimulação elétrica em treinos funcionais de reabilitação otimizam a melhora do controle postural em sujeitos com instabilidade de tornozelo, em comparação com o treino funcional sem estimulação (ROSS *et al.* 2007). Uma

investigação neste sentido seria interessante em outras populações, como idosos, pacientes com doenças de Parkinson ou com neuropatia periférica.

REFERÊNCIAS

ABBRUZZESE, G.; BERARDELLI, A.; ROTHWELL, J. C.; DAY, B. L. et al. Cerebral potentials and electromyographic responses evoked by stretch of wrist muscles in man. **Experimental Brain Research**, v. 58, n. 3, p. 544-51, 1985.

ADKIN, A. L.; QUANT, S.; MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions. **Experimental Brain Research**, v. 172, n. 1, p. 85-93, 2006.

AIMONETTI, J. M.; HOSPOD, V.; ROLL, J. P.; RIBOT-CISCAR, E. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. **The Journal of Physiology**, v. 580, n. Pt. 2, p. 649-58, 2007.

ALARY, F.; DOYON, B.; LOUBINOX, I.; CAREL, C. et al. Event-related potentials elicited by passive movements in humans: characterization, source analysis, and comparison to fMRI. **Neuroimage**, v. 8, n. 4, p. 377-90, 1998.

ALARY, F.; SIMOES, C.; JOUSMAKI, V.; FORSS, N. et al. Cortical activation associated with passive movements of the human index finger: an MEG study. **Neuroimage**, v. 15, n. 3, p. 691-6, 2002.

ALEGRE, M.; LABARGA, A.; GURTUBAY, I. G.; IRIARTE, J. et al. Beta electroencephalograph changes during passive movements: sensory afferences contribute to beta event-related desynchronization in humans. **Neuroscience Letters**, v. 331, n. 1, p. 29-32, 2002.

ALTENMÜLLER, E. O.; GERLOFF, C. In: (Ed.). **Electroencephalography. Basic Principles, clinical applications, and related fields**: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v. 350, n. 3, p. 137-40, 2003.

ARNFRED, S. M. Proprioceptive event related potentials: gating and task effects. **Clinical Neurophysiology**, v. 116, n. 4, p. 849-60, 2005.

ASMUSSEN, M. J.; JACOBS, M. F.; LEE, K. G.; ZAPALLOW, C. M. et al. Short-latency afferent inhibition modulation during finger movement. **PLoS One**, v. 8, n. 4, p. e60496, 2013.

BARELA, A. M.; BARELA, J. A.; RINALDI, N. M.; DE TOLEDO, D. R. Influence of imposed optic flow characteristics and intention on postural responses. **Motor Control**, v. 13, n. 2, p. 119-29, 2009.

BERGENHEIM, M.; JOHANSSON, H.; PEDERSEN, J. The role of the gamma-system for improving information transmission in populations of Ia afferents. **Neuroscience Research**, v. 23, n. 2, p. 207-15, 1995.

BERGER, L.; CHUZEL, M.; BUISSON, G.; ROUGIER, P. Undisturbed upright stance control in the elderly: Part 2. Postural control impairments of elderly fallers. **Journal of Motor Behavior**, v. 37, n. 5, p. 359-366, 2005.

BLASZCZYK, J. W.; LOWE, D. L.; HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & Posture**, v. 2, p. 11-17, 1994.

BONFIM, T. R.; JANSEN PACCOLA, C. A.; BARELA, J. A. Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1217-23, 2003.

BROOKE, J. D.; CHENG, J.; MISIASZEK, J. E.; LAFFERTY, K. Amplitude modulation of the soleus H reflex in the human during active and passive stepping movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 73, n. 1, p. 102-11, 1995.

BULLOCK-SAXTON, J. E.; WONG, W. J.; HOGAN, N. The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. **Experimental Brain Research**, v. 136, n. 3, p. 400-6, 2001.

BURGESS, P. R.; WEI, J. Y.; CLARK, F. J.; SIMON, J. Signaling of kinesthetic information by peripheral sensory receptors. **Annual Review of Neuroscience**, v. 5, p. 171-87, 1982.

BURKE, D.; GANDEVIA, S. C.; MACEFIELD, G. Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand. **The Journal of Physiology**, v. 402, p. 347-61, 1988.

CASSIM, F.; MONACA, C.; SZURHAJ, W.; BOURRIEZ, J. L. et al. Does post-movement beta synchronization reflect an idling motor cortex? **Neuroreport**, v. 12, n. 17, p. 3859-63, 2001.

CHEN, R.; YASEEN, Z.; COHEN, L. G.; HALLETT, M. Time course of corticospinal excitability in reaction time and self-paced movements. **Annals of Neurology**, v. 44, n. 3, p. 317-25, 1998.

CHENG, J.; BROOKE, J. D.; MISIASZEK, J. E.; STAINES, W. R. The relationship between the kinematics of passive movement, the stretch of extensor muscles of the leg and the change induced in the gain of the soleus H reflex in humans. **Brain Research**, v. 672, n. 1-2, p. 89-96, 1995.

COLLINS, A. T.; BLACKBURN, J. T.; OLCOTT, C. W.; DIRSCHL, D. R. et al. The effects of stochastic resonance electrical stimulation and neoprene sleeve on knee proprioception. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 4, p. 3, 2009.

COLLINS, D. F.; REFSHAUGE, K. M.; TODD, G.; GANDEVIA, S. C. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, n. 3, p. 1699-706, 2005.

COLLINS, J. J.; IMHOFF, T. T.; GRIGG, P. Noise-enhanced tactile sensation. **Nature**, v. 383, n. 6603, p. 770, 1996.

DERAMBURE, P.; DEFEBVRE, L.; DUJARDIN, K.; BOURRIEZ, J. L. et al. Effect of aging on the spatio-temporal pattern of event-related desynchronization during a voluntary movement. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 89, n. 3, p. 197-203, 1993.

DESMEDT, J. E.; OZAKI, I. SEPs to finger joint input lack the N20-P20 response that is evoked by tactile inputs: contrast between cortical generators in areas 3b and 2 in humans. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 80, n. 6, p. 513-21, 1991.

DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A. Aging and the mechanisms underlying head and postural control during voluntary motion. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 458-475, 1997.

DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A. Aging and the mechanisms underlying head and postural control during voluntary motion. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 458-75, 1997.

DIJKSTRA, T. M.; SCHONER, G.; GIELEN, C. C. Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. **Experimental Brain Research**, v. 97, n. 3, p. 477-86, 1994.

DUCKROW, R. B.; ABU-HASABALLAH, K.; WHIPPLE, R.; WOLFSON, L. Stance perturbation-evoked potentials in old people with poor gait and balance. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, n. 12, p. 2026-32, 1999.

EDIN, B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. **The Journal of Physiology**, v. 531, n. Pt 1, p. 289-97, 2001.

EIMER, M.; DRIVER, J. An event-related brain potential study of cross-modal links in spatial attention between vision and touch. **Psychophysiology**, v. 37, n. 5, p. 697-705, 2000.

EIMER, M.; VAN VELZEN, J.; DRIVER, J. Cross-modal interactions between audition, touch, and vision in endogenous spatial attention: ERP evidence on preparatory states and sensory modulations. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 14, n. 2, p. 254-71, 2002.

ERA, P.; JOKELA, J.; SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Correlates of vibrotactile thresholds in men of different ages. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 74, n. 3, p. 210-7, 1986.

FAISAL, A. A.; SELEN, L. P.; WOLPERT, D. M. Noise in the nervous system. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 9, n. 4, p. 292-303, 2008.

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

FORMAGGIO, E.; STORTI, S. F.; BOSCOLO GALAZZO, I.; GANDOLFI, M. et al. Modulation of event-related desynchronization in robot-assisted hand performance: brain oscillatory changes in active, passive and imagined movements. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, p. 24, 2013.

FORSS, N.; MERLET, I.; VANNI, S.; HAMALAINEN, M. et al. Activation of human mesial cortex during somatosensory target detection task. **Brain Research**, v. 734, n. 1-2, p. 229-35, 1996.

FUJIWARA, N.; IMAI, M.; NAGAMINE, T.; MIMA, T. et al. Second somatosensory area (SII) plays a significant role in selective somatosensory attention. **Cognitive Brain Research**, v. 14, n. 3, p. 389-97, 2002.

GALICA, A. M.; KANG, H. G.; PRIPLATA, A. A.; D'ANDREA, S. E. et al. Subsensory vibrations to the feet reduce gait variability in elderly fallers. **Gait & Posture**, v. 30, n. 3, p. 383-7, 2009.

GARCIA-LARREA, L.; LUKASZEWICZ, A. C.; MAUGUIERE, F. Somatosensory responses during selective spatial attention: The N120-to-N140 transition. **Psychophysiology**, v. 32, n. 6, p. 526-37, 1995.

GILSING, M. G.; VAN DEN BOSCH, C. G.; LEE, S. G.; ASHTON-MILLER, J. A. et al. Association of age with the threshold for detecting ankle inversion and eversion in upright stance. **Age and Ageing**, v. 24, n. 1, p. 58-66, 1995.

GRAVELLE, D. C.; LAUGHTON, C. A.; DHRUV, N. T.; KATDARE, K. D. et al. Noise-enhanced balance control in older adults. **Neuroreport**, v. 13, n. 15, p. 1853-6, 2002.

HAKKINEN, K.; HAKKINEN, A. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. **European Journal of Applied Physiology**, v. 62, n. 6, p. 410-4, 1991.

HJORTH, B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 39, n. 5, p. 526-30, 1975.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. **Handboobk of Physiology**, p. 255-292, 1996.

HOTTING, K.; ROSLER, F.; RODER, B. Crossmodal and intermodal attention modulate event-related brain potentials to tactile and auditory stimuli. **Experimental Brain Research**, v. 148, n. 1, p. 26-37, 2003.

JASPER, J. J. The Ten-Twenty Electrode System of international Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. **EEG Journal**, v. 10 - Apendix, p. 371-375, 1958.

JEKA, J.; OIE, K. S.; KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, v. 134, n. 1, p. 107-25, 2000.

KAASINEN, V.; VILKMAN, H.; HIETALA, J.; NAGREN, K. et al. Age-related dopamine D2/D3 receptor loss in extrastriatal regions of the human brain. **Neurobiology of Aging**, v. 21, n. 5, p. 683-8, 2000.

KARARIZOU, E.; MANTA, P.; KALFAKIS, N.; VASSILOPOULOS, D. Morphometric study of the human muscle spindle. **Analytical & Quantitative Cytology & Histology**, v. 27, n. 1, p. 1-4, 2005.

KEINRATH, C.; WRIESSNEGGER, S.; MULLER-PUTZ, G. R.; PFURTSCHELLER, G. Post-movement beta synchronization after kinesthetic illusion, active and passive movements. **International Journal of Psychophysiology**, v. 62, n. 2, p. 321-7, 2006.

KENSHALO, D. R., SR. Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. **J Gerontology**, v. 41, n. 6, p. 732-42, 1986.

KIDA, T.; NISHIHARA, Y.; HATTA, A.; WASAKA, T. et al. Changes in the somatosensory N250 and P300 by the variation of reaction time. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3-4, p. 326-30, 2003.

KIMURA, T.; KOUZAKI, M.; MASANI, K.; MORITANI, T. Unperceivable noise to active light touch effects on fast postural sway. **Neuroscience Letters**, v. 506, n. 1, p. 100-3, 2012.

KNIGHT, R. T.; GRABOWECKY, M. F.; SCABINI, D. Role of human prefrontal cortex in attention control. **Advances in Neurology**, v. 66, p. 21-34; discussion 34-6, 1995.

KOK, A. Age-related changes in involuntary and voluntary attention as reflected in components of the event-related potential (ERP). **Biological Psychology**, v. 54, n. 1-3, p. 107-43, 2000.

KOLEV, V.; YORDANOVA, J.; BASAR-EROGLU, C.; BASAR, E. Age effects on visual EEG responses reveal distinct frontal alpha networks. **Clinical Neurophysiology**, v. 113, n. 6, p. 901-10, 2002.

KURITA, Y.; SHINOHARA, M.; UEDA, J. **Wearable sensorimotor enhancer for a fingertip based on stochastic resonance**. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Shanghai: 3790-5 p. 2011.

LABYT, E.; CASSIM, F.; SZURHAJ, W.; BOURRIEZ, J. L. et al. Oscillatory cortical activity related to voluntary muscle relaxation: influence of normal aging. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 9, p. 1922-30, 2006.

LEE, D. N.; LISHMAN, J. R. Visual proprioceptive control of stance. **Journal of Human Movement Studies**, v. 1, p. 87-95, 1975.

LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D. Modulations in corticomotor excitability during passive upper-limb movement: is there a cortical influence? **Brain Research**, v. 943, n. 2, p. 263-75, 2002.

LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D.; CARSON, R. G. Phasic modulation of corticomotor excitability during passive movement of the upper limb: effects of movement frequency and muscle specificity. **Brain Research**, v. 900, n. 2, p. 282-94, 2001.

LIU, J. X.; ERIKSSON, P. O.; THORNELL, L. E.; PEDROSA-DOMELLOF, F. Fiber content and myosin heavy chain composition of muscle spindles in aged human biceps brachii. **Journal of Histochemistry & Cytochemistry**, v. 53, n. 4, p. 445-54, 2005.

LIU, W.; LIPSITZ, L. A.; MONTERO-ODASSO, M.; BEAN, J. et al. Noise-enhanced vibrotactile sensitivity in older adults, patients with stroke, and patients with diabetic neuropathy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 2, p. 171-6, 2002.

LORD, S. R.; CLARK, R. D.; WEBSTER, I. W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. **Journal of Gerontology**, v. 46, n. 3, p. M69-76, 1991.

LORD, S. R.; MENZ, H. B. Visual contributions to postural stability in older adults. **Gerontology**, v. 46, n. 6, p. 306-10, 2000.

LORD, S. R.; WARD, J. A. Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. **Age and Ageing**, v. 23, n. 6, p. 452-60, 1994.

MACKEY, D. C.; ROBINOVITCH, S. N. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. **Gait & Posture**, v. 23, n. 1, p. 59-68, 2006.

MADHAVAN, S.; SHIELDS, R. K. Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. **Experimental Brain Research**, v. 164, n. 1, p. 18-28, 2005.

MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Imperceptible electrical noise attenuates isometric plantar flexion force fluctuations with correlated reductions in postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 217, n. 2, p. 175-86, 2012.

MAGALHAES, 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. 139-51, 2011.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 12, n. 4, 1996.

MASANI, K.; VETTE, A. H.; KAWASHIMA, N.; POPOVIC, M. R. Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 3, p. 1465-75, 2008.

MCCLLENAGHAN, B. A.; WILLIAMS, H. G.; DICKERSON, J.; DOWDA, M. et al. Spectral characteristics of ageing postural control. **Gait & Posture**, v. 4, p. 112-121, 1996.

MEEUWSEN, H. J.; SAWICKI, T. M.; STELMACH, G. E. Improved foot position sense as a result of repetitions in older adults. **Journal of Gerontology**, v. 48, n. 3, p. P137-41, 1993.

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

MENDEZ-BALBUENA, I.; MANJARREZ, E.; SCHULTE-MONTING, J.; HUETHE, F. et al. Improved sensorimotor performance via stochastic resonance. **The Journal of Neuroscience**, v. 32, n. 36, p. 12612-8, 2012.

MIMA, T.; TERADA, K.; MAEKAWA, M.; NAGAMINE, T. et al. Somatosensory evoked potentials following proprioceptive stimulation of finger in man. **Experimental Brain Research**, v. 111, n. 2, p. 233-45, 1996.

MIWA, T.; MIWA, Y.; KANDA, K. Dynamic and static sensitivities of muscle spindle primary endings in aged rats to ramp stretch. **Neuroscience Letters**, v. 201, n. 2, p. 179-82, 1995.

MOCHIZUKI, G.; SIBLEY, K. M.; CHEUNG, H. J.; CAMILLERI, J. M. et al. Generalizability of perturbation-evoked cortical potentials: Independence from sensory, motor and overall postural state. **Neuroscience Letters**, v. 451, n. 1, p. 40-4, 2009.

MOCHIZUKI, G.; SIBLEY, K. M.; ESPOSITO, J. G.; CAMILLERI, J. M. et al. Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 7, p. 1626-37, 2008.

MOSS, F.; WARD, L. M.; SANNITA, W. G. Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 2, p. 267-81, 2004.

MULLER-PUTZ, G. R.; ZIMMERMANN, D.; GRAIMANN, B.; NESTINGER, K. et al. Event-related beta EEG-changes during passive and attempted foot movements in paraplegic patients. **Brain Research**, v. 1137, n. 1, p. 84-91, 2007.

MULLER, G. R.; NEUPER, C.; RUPP, R.; KEINRATH, C. et al. Event-related beta EEG changes during wrist movements induced by functional electrical stimulation of forearm muscles in man. **Neuroscience Letters**, v. 340, n. 2, p. 143-7, 2003.

MUSOLINO, M. C.; LOUGHLIN, P. J.; SPARTO, P. J.; REDFERN, M. S. Spectrally similar periodic and non-periodic optic flows evoke different postural sway responses. **Gait & Posture**, v. 23, n. 2, p. 180-8, 2006.

NAATANEN, R.; PICTON, T. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. **Psychophysiology**, v. 24, n. 4, p. 375-425, 1987.

NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans

In: TOWE, A. L. e LUSCHEI, E. S. (Ed.). **Motor coordination. (Handbook of behavioral neurology, Vol.5)**. New York, NY: Plenum Press, 1981. p.527-565.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas. **Clinical Neurophysiology**, v. 112, n. 11, p. 2084-97, 2001.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Post-movement synchronization of beta rhythms in the EEG over the cortical foot area in man. **Neuroscience Letters**, v. 216, n. 1, p. 17-20, 1996.

NEUPER, C.; SCHLOGL, A.; PFURTSCHELLER, G. Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 16, n. 4, p. 373-82, 1999.

NIEDERMEYER, E.; LOPES DA SILVA, F. H. L. D. **Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. Maryland - Baltimore (USA): Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

OLIVIERO, A.; PROFICE, P.; TONALI, P. A.; PILATO, F. et al. Effects of aging on motor cortex excitability. **Neuroscience Research**, v. 55, n. 1, p. 74-7, 2006.

ONISHI, H.; SUGAWARA, K.; YAMASHIRO, K.; SATO, D. et al. Neuromagnetic activation following active and passive finger movements. **Brain and Behavior**, v. 3, n. 2, p. 178-92, 2013.

ONOFRI, M.; THOMAS, A.; IACONO, D.; D'ANDREAMATTEO, G. et al. Age-related changes of evoked potentials. **Clinical Neurophysiology**, v. 31, n. 2, p. 83-103, 2001.

PEINEMANN, A.; LEHNER, C.; CONRAD, B.; SIEBNER, H. R. Age-related decrease in paired-pulse intracortical inhibition in the human primary motor cortex. **Neuroscience Letters**, v. 313, n. 1-2, p. 33-6, 2001.

PFURTSCHELLER, G.; BRUNNER, C.; SCHLOGL, A.; LOPES DA SILVA, F. H. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. **Neuroimage**, v. 31, n. 1, p. 153-9, 2006.

PFURTSCHELLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. Mechanical stimulation of the fingertip can induce bursts of beta oscillations in sensorimotor areas. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 18, n. 6, p. 559-64, 2001.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.; BRUNNER, C.; DA SILVA, F. L. Beta rebound after different types of motor imagery in man. **Neuroscience Letters**, v. 378, n. 3, p. 156-9, 2005.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.; PICHLER-ZALAUDEK, K.; EDLINGER, G. et al. Do brain oscillations of different frequencies indicate interaction between cortical areas in humans? **Neuroscience Letters**, v. 286, n. 1, p. 66-8, 2000.

PFURTSCHELLER, G.; STANCAK, A., JR.; NEUPER, C. Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area? **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 98, n. 4, p. 281-93, 1996.

PFURTSCHELLER, G.; WOERTZ, M.; MULLER, G.; WRIESSNEGGER, S. et al. Contrasting behavior of beta event-related synchronization and somatosensory evoked potential after median nerve stimulation during finger manipulation in man. **Neuroscience Letters**, v. 323, n. 2, p. 113-6, 2002.

POLICH, J. P300 clinical utility and control of variability. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 15, n. 1, p. 14-33, 1998.

POULAIN, I.; GIRAUDET, G. Age-related changes of visual contribution in posture control. **Gait & Posture**, v. 27, n. 1, p. 1-7, 2008.

PRIOLI, A. C.; CARDOZO, A. S.; DE FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Task demand effects on postural control in older adults. **Human Movement Science**, v. 25, n. 3, p. 435-46, 2006.

PRIOLI, A. C.; FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, v. 51, n. 3, p. 145-8, 2005.

PRIPLATA, A.; NIEMI, J.; SALEN, M.; HARRY, J. et al. Noise-enhanced human balance control. **Physical Review Letters**, v. 89, n. 23, p. 238101, 2002.

PRIPLATA, A. A.; NIEMI, J. B.; HARRY, J. D.; LIPSITZ, L. A. et al. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet**, v. 362, n. 9390, p. 1123-4, 2003.

QUANT, S.; ADKIN, A. L.; STAINES, W. R.; MCILROY, W. E. Cortical activation following a balance disturbance. **Experimental Brain Research**, v. 155, n. 3, p. 393-400, 2004.

REFSHAUGE, K. M.; FITZPATRICK, R. C. Perception of movement at the human ankle: effects of leg position. **The Journal of Physiology**, v. 488 (Pt 1), p. 243-8, 1995.

REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; GANDEVIA, S. C. Movement detection at the distal joint of the human thumb and fingers. **Experimental Brain Research**, v. 122, n. 1, p. 85-92, 1998.

REGAN, D. **Human Brain Electrophysiology. Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine**. New York: Elsevier, 1989.

REILY, E. L. EEG recording and operation of the apparatus. In: NIEDERMEYER, E. e LOPES DA SILVA, F. (Ed.). **Electroencephalography**. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1999. p.122-142.

RIBOT-CISCAR, E.; HOSPOD, V.; AIMONETTI, J. M. Noise-enhanced kinaesthesia: a psychophysical and microneurographic study. **Experimental Brain Research**, v. 228, n. 4, p. 503-11, 2013.

ROBBINS, S.; WAKED, E.; MCCLARAN, J. Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. **Age and Ageing**, v. 24, n. 1, p. 67-72, 1995.

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

ROSS, S. E.; ARNOLD, B. L.; BLACKBURN, J. T.; BROWN, C. N. et al. Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, p. 47, 2007.

RUGG, M. D.; COLES, M. G. H. **Electrophysiology of mind. Event related brain potentials and cognition.** Oxford University Press, 1997.

SAILER, A.; DICHGANS, J.; GERLOFF, C. The influence of normal aging on the cortical processing of a simple motor task. **Neurology**, v. 55, n. 7, p. 979-85, 2000.

SALLES, J. I.; ALVES, H.; COSTA, F.; CUNHA-CRUZ, V. et al. Electrophysiological analysis of the perception of passive movement. **Neuroscience Letters**, v. 501, n. 2, p. 61-6, 2011.

SALLES, J. I.; COSSICH, V. R.; AMARAL, M. V.; MONTEIRO, M. T. et al. Electrophysiological correlates of the threshold to detection of passive motion: an investigation in professional volleyball athletes with and without atrophy of the infraspinatus muscle. **BioMed Research International**, v. 2013, p. 634891, 2013.

SALMELIN, R.; HAMALAINEN, M.; KAJOLA, M.; HARI, R. Functional segregation of movement-related rhythmic activity in the human brain. **Neuroimage**, v. 2, n. 4, p. 237-43, 1995.

SALMELIN, R.; HARI, R. Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. **Neuroscience**, v. 60, n. 2, p. 537-50, 1994.

SALTHOUSE, T. A. Aging and measures of processing speed. **Biological Psychology**, v. 54, n. 1-3, p. 35-54, 2000.

SEISS, E.; HESSE, C. W.; DRANE, S.; OOSTENVELD, R. et al. Proprioception-related evoked potentials: origin and sensitivity to movement parameters. **Neuroimage**, v. 17, n. 1, p. 461-8, 2002.

SHIBASAKI, H.; BARRETT, G.; HALLIDAY, E.; HALLIDAY, A. M. Cortical potentials following voluntary and passive finger movements. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 50, n. 3-4, p. 201-13, 1980.

SOAMES, R. W.; ATHA, J. The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. **European Journal of Applied Physiology**, v. 47, n. 2, p. 159-67, 1981.

SPIRDUSO, W. W.; FRACIS, K. L.; MACRAE, P. G. **Physical dimensions of age**. 2nd. Human Kinetics, 2005.

STAINES, W. R.; BROOKE, J. D.; MISIASZEK, J. E.; MCILROY, W. E. Movement-induced gain modulation of somatosensory potentials and soleus H-reflexes evoked from the leg. II. Correlation with rate of stretch of extensor muscles of the leg. **Experimental Brain Research**, v. 115, n. 1, p. 156-64, 1997.

STAINES, W. R.; MCILROY, W. E.; BROOKE, J. D. Cortical representation of whole-body movement is modulated by proprioceptive discharge in humans. **Experimental Brain Research**, v. 138, n. 2, p. 235-42, 2001.

STANCAK, A., JR.; FEIGE, B.; LUCKING, C. H.; KRISTEVA-FEIGE, R. Oscillatory cortical activity and movement-related potentials in proximal and distal movements. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, n. 4, p. 636-50, 2000.

STANCAK, A., JR.; PFURTSCHELLER, G. Event-related desynchronisation of central beta-rhythms during brisk and slow self-paced finger movements of dominant and nondominant hand. **Cognitive Brain Research**, v. 4, n. 3, p. 171-83, 1996.

STANCAK, A.; SVOBODA, J.; RACHMANOVA, R.; VRANA, J. et al. Desynchronization of cortical rhythms following cutaneous stimulation: effects of stimulus repetition and intensity, and of the size of corpus callosum. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 10, p. 1936-47, 2003.

STARR, A.; MCKEON, B.; SKUSE, N.; BURKE, D. Cerebral potentials evoked by muscle stretch in man. **Brain**, v. 104, n. Pt 1, p. 149-66, 1981.

STEPHEN, D. G.; WILCOX, B. J.; NIEMI, J. B.; FRANZ, J. R. et al. Baseline-dependent effect of noise-enhanced insoles on gait variability in healthy elderly walkers. **Gait & Posture**, v. 36, n. 3, p. 537-40, 2012.

TANJI, J. New concepts of the supplementary motor area. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 6, n. 6, p. 782-7, 1996.

THELEN, D. G.; BROCKMILLER, C.; ASHTON-MILLER, J. A.; SCHULTZ, A. B. et al. Thresholds for sensing foot dorsi- and plantarflexion during upright stance: effects

of age and velocity. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 53, n. 1, p. M33-8, 1998.

TOCK, Y.; INBAR, G. F.; STEINBERG, Y.; LJUBISAVLJEVIC, M. et al. Estimation of muscle spindle information rate by pattern matching and the effect of gamma system activity on parallel spindles. **Biological Cybernetics**, v. 92, n. 5, p. 316-32, 2005.

TOKIMURA, H.; DI LAZZARO, V.; TOKIMURA, Y.; OLIVIERO, A. et al. Short latency inhibition of human hand motor cortex by somatosensory input from the hand. **The Journal of Physiology**, v. 523 Pt 2, p. 503-13, 2000.

TOLEDO, D. R. **Alterações sensoriais e motoras associadas ao envelhecimento e controle postural de idosos**. 2008. 161 (Mestrado). Instituto de Biologia, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 2010.

TOMBERG, C. Finger kinaesthesia: cognitive electrogenesis to attended joint input. **Neuroreport**, v. 10, n. 12, p. 2547-50, 1999.

VERRILLO, R. T.; VERRILO, R. Sensory and perceptual performance. In: N, C. (Ed.). **Ageing and Human Performance**. New York,: John Wiley & Sons, 1985.

VERSCHUEREN, S. M.; BRUMAGNE, S.; SWINNEN, S. P.; CORDO, P. J. The effect of aging on dynamic position sense at the ankle. **Behavioral Brain Research**, v. 136, n. 2, p. 593-603, 2002.

VOLGUSHEV, M.; EYSEL, U. T. Neuroscience. Noise makes sense in neuronal computing. **Science**, v. 290, n. 5498, p. 1908-9, 2000.

VOLKOW, N. D.; GUR, R. C.; WANG, G. J.; FOWLER, J. S. et al. Association between decline in brain dopamine activity with age and cognitive and motor impairment in healthy individuals. **American Journal of Psychiatry**, v. 155, n. 3, p. 344-9, 1998.

WADE, M. G.; LINDQUIST, R.; TAYLOR, J. R.; TREAT-JACOBSON, D. Optical flow, spatial orientation, and the control of posture in the elderly. **Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences**, v. 50, n. 1, p. P51-P58, 1995.

WARD, N. S.; FRACKOWIAK, R. S. Age-related changes in the neural correlates of motor performance. **Brain**, v. 126, n. Pt 4, p. 873-88, 2003.

WEILLER, C.; JUPTNER, M.; FELLOWS, S.; RIJNTJES, M. et al. Brain representation of active and passive movements. **Neuroimage**, v. 4, n. 2, p. 105-10, 1996.

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

WOOLLACOTT, M. H.; TANG, P. F. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. **Physical Therapy**, v. 77, n. 6, p. 646-60, 1997.

XIANG, J.; HOSHIYAMA, M.; KOYAMA, S.; KANEOKE, Y. et al. Somatosensory evoked magnetic fields following passive finger movement. **Cognitive Brain Research**, v. 6, n. 2, p. 73-82, 1997.

YORDANOVA, J.; KOLEV, V.; HOHNSBEIN, J.; FALKENSTEIN, M. Sensorimotor slowing with ageing is mediated by a functional dysregulation of motor-generation processes: evidence from high-resolution event-related potentials. **Brain**, v. 127, n. Pt 2, p. 351-62, 2004.

YORDANOVA, J. Y.; KOLEV, V. N.; BASAR, E. EEG theta and frontal alpha oscillations during auditory processing change with aging. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 108, n. 5, p. 497-505, 1998.

APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Sr(a):

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa sobre as respostas do sistema nervoso durante um teste de movimentação do tornozelo e sobre controle postural durante a postura em pé. A pesquisa está sendo desenvolvida pela fisioterapeuta Diana Rezende de Toledo, do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo. A sua participação é voluntária. Caso não deseje participar o Sr(a) não precisa assinar este termo.

No primeiro teste, será avaliada a sua percepção ao movimento do tornozelo, em que serão fixados eletrodos (pequenos discos metálicos ligados a fios) e barras plásticas em alguns pontos do seu couro cabeludo, através de gel e fitas adesivas anti-alérgicas. Você será solicitado (a) a sentar-se com o pé direito apoiado em um pedal que realizará movimentos do seu tornozelo direito e terá que acionar um dispositivo mantido em sua mão assim que perceber que o movimento de seu tornozelo for iniciado.

No segundo teste, será avaliada novamente a sua percepção de movimento do tornozelo, porém sem a utilização de eletrodos no couro cabeludo. Durante este teste, um estímulo elétrico imperceptível será aplicado na parte de trás das suas pernas, para avaliar se este estímulo altera a sua percepção ao movimento do tornozelo. Será realizada também uma avaliação de controle postural, em que você deverá permanecer em pé durante 60 segundos em cada tentativa. Serão 17 tentativas, havendo um intervalo de descanso entre elas.

Durante a realização de todos os procedimentos você será auxiliado(a) pelo experimentador deste projeto. A pesquisa não trará danos ou despesas e, portanto, não haverá a necessidade de ressarcimento e/ou indenização. A qualquer momento você poderá pedir para interromper a sua participação na realização do experimento sem que isto lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

Todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Ainda, toda e qualquer informação será utilizada para fins acadêmicos e, se assim você desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer esclarecimentos, antes e/ou durante o curso da pesquisa, sobre a metodologia e também irá fornecer, em outra oportunidade, os resultados da sua participação.

Se você tiver alguma dúvida, a equipe de pesquisadores estará à sua disposição para qualquer esclarecimento. Você pode solicitar maiores informações pelo email –

dianatoledo12@hotmail.com (com Diana Rezende de Toledo) ou **andfkohn@leb.usp.br** (com André Fabio Kohn) ou pelo telefone 3091-5535 (com André Fabio Kohn).

Diana Rezende de Toledo

André Fabio Kohn

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

Assinatura

Telefone

Data

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

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

Of.091-CEPH-IP – 26.08.2009

Senhor Professor,

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (CEPH-IP) aprovou, conforme parecer anexo, o Projeto de Pesquisa nº 2009.039, intitulado **"Envolvimento do sistema nervoso central na resposta à percepção cinestésica de idosos e sua relação com o controle postural"**, a ser desenvolvido por sua orientanda Diana Rezende de Toledo, nível Doutorado, do Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento do Instituto de Psicologia da USP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Marcelo Afonso Ribeiro
Vice-Coordenador do CEPH-IP

Ilmo. Sr.
Prof. André Fábio Kohn
Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento
Instituto de Psicologia da USP

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA
CEPH – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA HUMANA COM SERES HUMANOS

Registro **CEPH No. 2009.039**

Título do Projeto: Envolvimento do sistema nervoso central na resposta à percepção cinestésica de idosos e sua relação com o controle postural

Pesquisador: Diana Rezende de Toledo

Orientador: André Fábio Kohn

Departamento/Área de concentração: NEC / Neurociências e Comportamento

PARECER

Trata-se de um estudo que pretende verificar se há diferenças neurofisiológicas entre adultos jovens (20-30 anos) e adultos idosos (65-75 anos), que possam ser correlacionadas com mudanças no desempenho do controle postural em adultos idosos. Participarão da pesquisa 20 adultos jovens e 20 adultos idosos e a metodologia inclui aplicação de 3 questionários: Baecke modificado para idosos, histórico de quedas e de tontura e mini exame do estado mental; e a realização de 4 experimentos que terão lugar no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Todos os participantes não deverão apresentar qualquer tipo de dor, doença, disfunção visual, musculoesquelética e/ou neurológica. Os experimentos incluem: (1) Resposta à percepção de movimento articular passivo (sujeito fica sentado com o pé num motor de passo que irá movimentar mecanicamente o pé do sujeito, o qual deverá indicar quando perceber movimento); (2) Latência de ativação cortical somatossensitiva e pré-motora (captação dos dados eletroencefalográficos, através de eletrodos na cabeça do sujeito, durante a realização do experimento 1); (3) Reflexo H (estimulação elétrica do nervo tibial posterior, via eletrodo posicionado na fossa poplíteica do sujeito na postura ereta e resposta do momento da sensação por parte do sujeito); e (4) Controle postural (Com o sujeito em pé, numa sala móvel com paredes pintadas com listras verticais pretas e brancas intercaladas, movimentar as paredes desta sala e verificar a oscilação corporal). A pesquisa se mostra atenta às questões éticas e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido explicita os objetivos e procedimentos que serão adotados na pesquisa, apresenta os questionários a serem utilizados, e deixa claro a garantia do sigilo dos participantes, a possibilidade dos mesmos decidirem deixar a pesquisa a qualquer momento do processo, a garantia do anonimato quando da divulgação dos dados e um contato com o pesquisador e com o orientador em caso de possíveis dúvidas e esclarecimentos adicionais. Considera-se o projeto de pesquisa aprovado.

☒ **(X) aprovado**

☐ **() pendente com necessidade de apresentar reformulações para ser aprovado**

☐ **() reprovado**