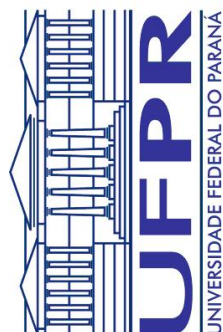
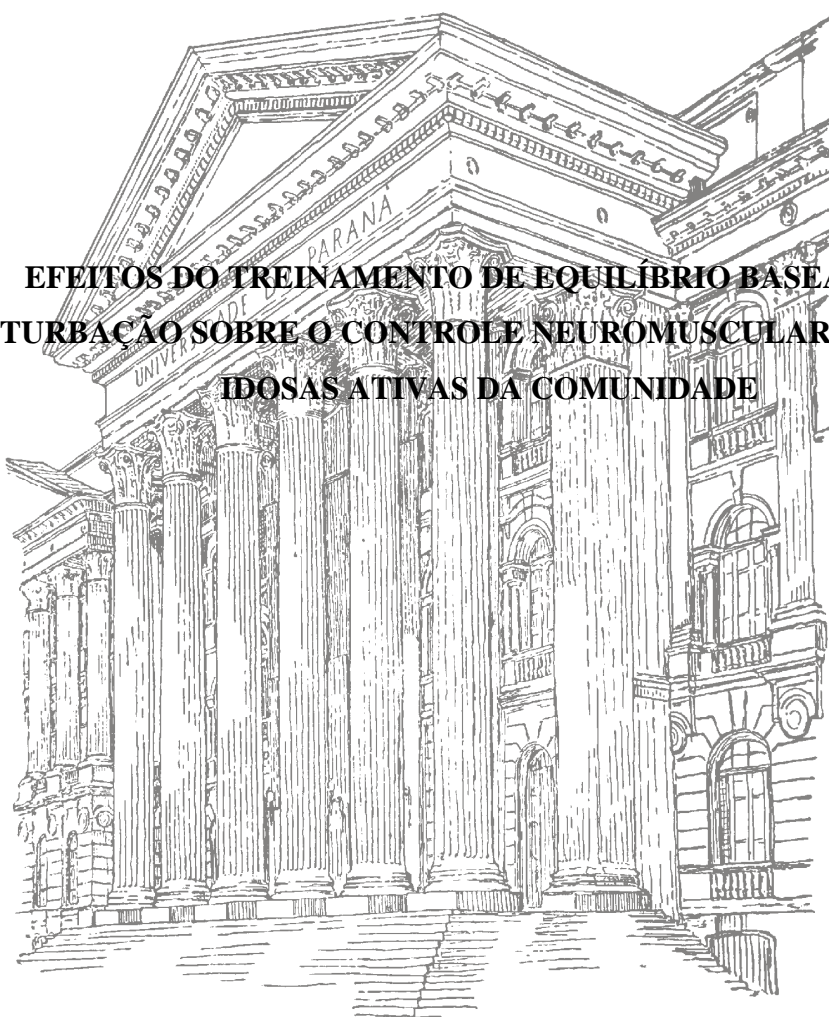


**SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
CURSO DE DOUTORADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**LUCIANO PAVAN ROSSI**

**EFEITOS DO TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO BASEADO EM  
PERTURBAÇÃO SOBRE O CONTROLE NEUROMUSCULAR REATIVO DE  
IDOSAS ATIVAS DA COMUNIDADE**



**CURITIBA  
2013**

**LUCIANO PAVAN ROSSI**

**EFEITOS DO TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO BASEADO EM PERTURBAÇÃO  
SOBRE O CONTROLE NEUROMUSCULAR REATIVO DE IDOSAS ATIVAS DA  
COMUNIDADE**

**Tese apresentada como requisito parcial para a obtenção do  
Título de Doutor em Educação Física do Programa de Pós-  
Graduação em Educação Física, do Setor de Ciências  
Biológicas da Universidade Federal do Paraná.**

Orientadora: Profa. Dra. Anna Raquel Silveira Gomes



## TERMO DE APROVAÇÃO

**LUCIANO PAVAN ROSSI**

**“Efeito do treinamento de equilíbrio baseado em perturbação sobre o controle neuromuscular reativo de idosas ativas”**

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física – Área de Concentração: Exercício e Esporte; Linha de Pesquisa: Desempenho Esportivo; do Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

Professor Dr. Paulo Cesar Barauce Bento  
Presidente - BL/UFPR

Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki  
Membro Interno

Prof.ª Dr.ª Joice Mara Facco Stefanello  
Membro Interno

Prof.ª Dr.ª Elisângela Ferretti Manfira  
Membro Externo

Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro  
Membro Externo

Curitiba, 30 de Agosto de 2013.

A todos aqueles que me acompanharam nesta jornada, em especial à minha esposa Michelle, e ao  
Nicolas que está a caminho.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais que sempre me apoiaram e incentivaram em todos os momentos da minha vida, sem eles eu jamais teria esta oportunidade.

À minha esposa pela demonstração de carinho, amor e paciência durante toda esta jornada e ser minha fonte inspiradora para qualquer ação.

À minha orientadora Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Anna Raquel Silveira Gomes, pela atenção, paciência, conhecimento partilhado, estímulo e apoio constantes nesses quatro anos.

Ao Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, pelas contribuições essenciais para o desenvolvimento do estudo.

Aos Professores da Banca de defesa pela disponibilidade de ler este trabalho e por aceitar compor a mesa.

À Universidade Estadual do Centro-Oeste por ser a minha casa desde o início da minha jornada, e oferecer a estrutura para a realização desse estudo.

Ao meu amigo Prof. Dr. Rafael Pereira pelo apoio constante.

Ao Diretor da Faculdade Guairacá Prof. Juarez Soares pelo imensurável auxílio.

Aos meus alunos do Projeto de Pesquisa que me auxiliaram durante o estudo piloto e durante todo treinamento.

Às participantes da pesquisa pela confiança e contribuição à ciência, que voluntariamente se dispuseram a colaborar.

À Fundação Araucária pela confiança e apoio financeiro.

## RESUMO

Após perturbações inesperadas (i.e. tropeço ou escorregão), a capacidade de readequar o controle postural está notadamente diminuída em idosos, devido a deficiências cumulativas relacionadas ao envelhecimento, podendo acarretar aumento da incidência de quedas. Devido a isto, são necessárias intervenções que ajam sobre o controle postural de idosos com a finalidade de aumentar a capacidade de recuperação do equilíbrio frente a essas perturbações. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos do treinamento de equilíbrio e destreinamento, sobre o controle postural reativo de idosas da comunidade, por meio de um teste de perturbação abrupta. Trata-se de um ensaio clínico controlado e randomizado, no qual participaram idosas ativas, saudáveis, não institucionalizadas (n=41), que foram divididas em 2 grupos: grupo exercício (GE, n=21, 67,0 ± 2,0 anos) que realizou o treinamento de equilíbrio, 3 vezes por semana, durante 6 semanas e grupo controle (GC, n=20, 67,9 ± 3,1 anos) que participou de palestras sobre prevenção de quedas e hábitos de vida saudáveis. O protocolo de exercícios utilizado foi composto por um circuito de seis dispositivos instáveis, sendo eles: disco proprioceptivo, balancim, Bosu<sup>®</sup>, Bosu invertido<sup>®</sup> prancha de equilíbrio e mini-trampolim. Foram realizadas 4 repetições de 1 minuto de duração em cada dispositivo. A amplitude de deslocamento do centro de pressão (CP) e a atividade eletromiográfica (EMG) (tempo de reação muscular, tempo ao pico de ativação EMG e amplitude EMG (0-200, 201-400 e 401-600ms) dos músculos reto femoral (RF), vasto medial oblíquo (VMO), tibial anterior (TA), semitendinoso (ST), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SO) foram avaliados durante um teste de perturbação abrupta nos sentidos anteroposterior e posteroanterior. A falha de ativação central (CAR) dos músculos dorsiflexores e flexores plantares de tornozelo e o tempo do teste de mobilidade funcional *Timed Up & Go Test* (TUG) também foram avaliados. Todas as variáveis foram analisadas antes, imediatamente após o treinamento e 6 semanas após o treinamento (destreinamento). A ANOVA mista, ANOVA *one-way* e ANOVA de medidas repetidas foi usada para comparar as variáveis paramétricas e a ANOVA de Friedman e o teste U de Mann Whitney foram usados para comparação das variáveis não paramétricas. Os resultados mostraram, somente para o grupo exercício, redução do deslocamento do centro de pressão anteroposterior (pré 14,91±2,11cm; pós 13,58±2,37cm), redução do tempo de reação dos músculos TA (pré 94,00±11,22ms; pós 88,19±14,52ms), GM (pré 101,33±11,78ms; pós 94,19±14,21ms) e SO (pré 92,00±12,16ms; pós 84,66±14,48ms) e redução do tempo ao pico EMG dos músculos TA (pré 144,71±23,73ms; pós 127,71±20,21ms) e GM (pré 128,52±14,65ms; pós 111,71±13,55ms), (p<0,05). Foi encontrado aumento da amplitude da atividade eletromiográfica nos músculos TA (pré 150,04±32,61µV; pós 166,85±30,06µV), GM (pré 74,57±18,83µV; pós 87,52±16,24µV) e SO (pré 66,90±20,25µV; pós 84,47±16,13µV) na fase inicial (0-200ms) e no músculo SO (pré 40,00±12,91µV; pós 49,90±19,99µV) na fase intermediária (201-400ms) após o teste de perturbação (p<0,05). Houve redução do tempo de execução do TUG (pré 10,19±1,31s; pós 9,46±1,24s) no GE e aumento da relação de ativação central (CAR) nos músculos dorsiflexores (pré 0,871±0,02; pós 0,891±0,02) e flexores plantares de tornozelo (pré 0,875±0,02; pós 0,896±0,02) após o treinamento de equilíbrio (p<0,05). Após o período de destreinamento, apenas o músculo TA manteve seu ganho no tempo de reação muscular (pós 88,19±14,52µV; pós 89,23±13,94µV) e tempo ao pico EMG (pré 127,71±20,21; pós 130,09±17,08) (p<0,05). O protocolo de treinamento de equilíbrio proposto aumentou a capacidade muscular reativa, o nível de ativação muscular e o controle postural em idosas ativas da comunidade. Porém, essa melhora não foi mantida após o período de destreinamento para a maioria das variáveis.

**Palavras-chave:** idoso, exercício, equilíbrio postural, eletromiografia, tempo de reação.

## ABSTRACT

After unpredictable perturbation (i.e. trip and slip), the ability to readjust the postural control is notably decreased in the elderly, due to aging-related cumulative impairments which may lead to increased incidence of falls. For this reason interventions focused on the postural control of the elderly with the purpose to increase the capability of recovering balance against this perturbation and to prevent falls are necessary. In this way, the aim of this study was to evaluate the effects of a balance training on community-dwelling older women reactive postural control, by means of an abrupt perturbation test and the remain effect after a detraining period. It is a randomized controlled trial, involving active, not institutionalized, healthy elderly women, (n = 46), which were divided into 2 groups: exercise group (EG, n = 23, 67.0 ± 2.0 years) that held the balance training 3 times a week for 6 weeks and the control group (CG, n = 23, 67.9 ± 3.1 years) who participated in lectures on prevention of falls and healthy lifestyle habits. The exercise protocol used included six unstable devices for balance training as proprioceptive disk, rocker, Bosu®, inverted Bosu® balance board and mini-trampoline. Four repetitions of 1 minute duration each were performed in each device. The amplitude of displacement of center of pressure (CP) and the electromyography (EMG) activity (muscle reaction time, time to peak EMG and EMG amplitude (0-200, 201-400 and 401-600ms) of rectus femoris (RF), vastus medialis oblique (VMO), tibialis anterior (TA), semitendinous (ST), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SO) muscles were evaluated during an unpredictable perturbation test in both anteroposterior and posteroanterior directions. The central activation failure (CAR) of ankle dorsiflexor and plantar flexor muscles and the time of functional mobility Timed Up & Go Test (TUG) were also evaluated. All variables were analyzed at baseline, immediately after training and 6 weeks after training (detraining). The mixed-model ANOVA, One-way ANOVA and Repeated measures ANOVA were used to compare outcomes with a normal distribution, while non-parametric data were analyzed by Friedman ANOVA and U Mann Whitney test. The main results showed, only for the group exercise, reduced anteroposterior displacement of the center of the pressure (pre 14.91±2.11cm; post 13.58±2.37cm), reduced TA muscle reaction time (pre 94.00±11.22ms; post 88.19±14.52ms), MG (pre 101.33±11.78ms; post 94.19±14.21ms) and SO (pre 92.00±12.16ms; post 84.66±14.48ms), reduced the time to peak EMG of TA muscle (pre 144.71±23.73ms; post 127.71±20.21ms) and MG muscle (pre 128.52±14.65ms; post 111.71±13.55ms) (p<0.05). Electromyography activity increase was found in muscles TA (pre 150.04±32.61µV; post 166.85±30.06µV), MG (pre 74.57±18.83µV; post 87.52±16.24µV) and SO (pre 66.90±20.25µV; post 84.47±16.13µV) in the early phase (0-200ms) after the perturbation test and the muscle SO showed an increase (pre 40.00±12.91µV; post 49.90±19.99µV) in intermediate phase (201-400ms) (p<0.05). Functional mobility was also improved as shown by a decrease (pre 10.19±1.31s; post 9.46±1.24s) in time to execute the test after training (p<0.05). At last there was an increase of central activation ratio (CAR) in dorsiflexor (pre 0.871±0.02; post 0.891±0.02) and plantar flexor muscles (pre 0.875±0.02; post 0.896±0.02) of the ankle after the balance training (p<0.05). After the detraining period, only the TA muscle sustained the gain in muscle reaction time (post 88.19±14.52µV; post 89.23±13.94µV) and time to peak EMG (pre 127.71±20.21; post 130.09±17.08) (p<0.05). The balance training protocol proposed increased the reactive muscle capacity, increased the level of muscle activation, postural control and functional mobility in active community elderly women. However, this improvement was not maintained after the detraining period for most variables.

**Key words:** elderly, exercise, postural balance, electromyography, reaction time.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Representação de um Pêndulo Invertido.....	26
FIGURA 2 - Influências sensoriais no controle postural .....	28
FIGURA 3 - Diagrama conceitual do sistema de equilíbrio postural .....	29
FIGURA 4 - Estratégias do tornozelo, quadril e passo .....	31
FIGURA 5 - Relação entre limite de estabilidade, envoltório de oscilação e alinhamento do centro de gravidade .....	31
FIGURA 6 - Mapa do deslocamento anteroposterior (ap) e mediolateral (ml) do centro de pressão (CP) através do estatocinesigrama e a série temporal do deslocamento do CP pela estabilometria .....	36
FIGURA 7 - Referências ósseas anatômicas do corpo humano nas visões posterior e anterior...	37
FIGURA 8 - Exemplos de exercícios em plataformas instáveis.....	40
FIGURA 9 - Desenho experimental do estudo .....	44
FIGURA 10 - Aparato de perturbação utilizando uma plataforma móvel.....	48
FIGURA 11 - Comparação de medidas repetidas do pico de força, utilizando o gráfico de dispersão de Bland-Altman .....	50
FIGURA 12 - Comparação de medidas repetidas da velocidade da plataforma móvel, utilizando o gráfico de dispersão de Bland-Altman .....	50
FIGURA 13 - Molde de acrílico para padronizar o posicionamento dos pés .....	51
FIGURA 14 - Aquisição do sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos RF, VMO e TA durante o teste de perturbação abrupta.....	52
FIGURA 15 - Gráfico do sinal eletromiográfico (EMG) durante o teste de perturbação abrupta, mostrando o tempo de reação muscular ( <i>onset</i> ) e o pico de ativação EMG .....	53
FIGURA 16 - Colocação dos eletrodos auto-adesivos e marcação com caneta dermatográfica .....	54
FIGURA 17 - Baropodômetro eletrônico.....	55
FIGURA 18 - Acoplamento do baropodômetro eletrônico à plataforma móvel.....	56
FIGURA 19 - Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) associada à adição de um pulso de eletroestimulação (CIVM + pulso).....	56
FIGURA 20 - Avaliação da falha de ativação central (CAR) dos músculos dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo .....	57
FIGURA 21 - Avaliação do <i>Timed up and go test</i> – TUG.....	58



FIGURA 22 - Dispositivos de perturbação: balancim, disco proprioceptivo, prancha de equilíbrio, Bosu <sup>®</sup> , Bosu <sup>®</sup> invertido e mini-trampolim.....	59
FIGURA 23 - Circuito de dispositivos instáveis para o treinamento de equilíbrio .....	60
FIGURA 24 - Comparação do <i>Timed-Up and Go Test</i> entre GE x GC nos momentos PRE, PÓS e PÓS6.....	64
FIGURA 25 - Comparação da falha de ativação central (CAR) entre GE x GC nos momentos PRÉ, PÓS e PÓS6.....	65
FIGURA 26 - Comparação da amplitude de deslocamento AP e PA entre GE x GC nos momentos PRÉ, PÓS e PÓS6 .....	67
FIGURA 27 - Comparação dos tempos de reação muscular entre GE x GC nos momentos PRÉ, PÓS e PÓS6 .....	68

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Protocolo do treinamento de equilíbrio.....	61
TABELA 2 - Média $\pm$ DP do TUG e CAR nos momentos PRÉ, PÓS e PÓS6 no grupo exercício e controle.....	66
TABELA 3 – Média $\pm$ DP dos deslocamentos AP e PA e parâmetros eletromiográficos temporais ( <i>onset</i> EMG e tempo ao pico EMG) mensurados nos momentos PRÉ, PÓS e PÓS6 no grupo exercício e controle.....	70
TABELA 4 - Média $\pm$ DP da amplitude de ativação eletromiográfica ( $\mu$ V), mensurados antes (PRÉ), após (PÓS) e 6 semanas após (PÓS6) o treinamento nos grupos exercício e controle.....	72

## LISTA DE ANEXOS

ANEXO A – Perfil de Atividade Humana – PAH.....	96
ANEXO B – Miniexame do Estado Mental – MEEM.....	98
ANEXO C - Questionário Algofuncional de Lequesne.....	99
ANEXO D - Escala de <i>Lysholm</i> .....	100
ANEXO E - Escala de tornozelo FAOS – <i>Foot and Ankle Outcome Score</i> .....	101
ANEXO F - <i>Timed Up &amp; Go Test</i> - TUG.....	102

## **LISTA DE APÊNDICES**

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE.....	103
APÊNDICE B – Avaliação Clínico-Funcional .....	105
APÊNDICE C – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa .....	107

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>AP</b>	<b>Anteroposterior</b>
<b>BS</b>	<b>Base de suporte</b>
<b>CAR</b>	<i>Central activation ratio</i>
<b>CCF</b>	<b>Cadeia cinética fechada</b>
<b>CCI</b>	<b>Coefficiente de correlação intraclasse</b>
<b>CG</b>	<b>Centro de gravidade</b>
<b>CM</b>	<b>Centro de massa</b>
<b>CP</b>	<b>Centro de pressão</b>
<b>EMG</b>	<b>Eletromiografia</b>
<b>FAOS</b>	<i>Foot and Ankle Outcome Score</i>
<b>FCmáx</b>	<b>Frequência cardíaca máxima</b>
<b>GC</b>	<b>Grupo controle</b>
<b>GE</b>	<b>Grupo exercício</b>
<b>GM</b>	<b>Gastrocnêmio medial</b>
<b>IBGE</b>	<b>Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística</b>
<b>IC</b>	<b>Intervalo de confiança</b>
<b>IMC</b>	<b>Índice de massa corporal</b>
<b>ISEK</b>	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
<b>MCT</b>	<b>Massa corporal total</b>
<b>MDC</b>	<i>Minimal Detect Change</i>
<b>ML</b>	<b>Mediolateral</b>
<b>OMS</b>	<b>Organização Mundial da Saúde</b>
<b>OTG</b>	<b>Órgão Tendinoso de Golgi</b>
<b>PA</b>	<b>Pressão arterial</b>
<b>PAH</b>	<b>Perfil de atividade humana</b>
<b>RF</b>	<b>Reto femoral</b>
<b>RMS</b>	<i>Root mean square</i>
<b>SEM</b>	<i>Standard error of measurement</i>
<b>SNC</b>	<b>Sistema nervoso central</b>
<b>SO</b>	<b>Sóleo</b>
<b>ST</b>	<b>Semitendinoso</b>
<b>SUS</b>	<b>Sistema Único de Saúde</b>
<b>TA</b>	<b>Tibial anterior</b>
<b>TCLE</b>	<b>Termo de consentimento livre e esclarecido</b>
<b>TUG</b>	<i>Timed Up &amp; Go Test</i>
<b>VMO</b>	<b>Vasto medial oblíquo</b>
<b>WHO</b>	<i>World Health Organization</i>

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
1.1 OBJETIVOS .....	18
1.1.1 Objetivo Geral .....	18
1.1.2 Objetivos Específicos .....	18
1.2 HIPÓTESES .....	18
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>20</b>
2.1 ENVELHECIMENTO E QUEDAS .....	20
2.2 CONTROLE POSTURAL .....	24
2.3 CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS .....	31
2.4 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL .....	33
2.5 AVALIAÇÃO DA ATIVAÇÃO CENTRAL – CAR ( <i>CENTRAL ACTIVATION RATIO</i> ).....	38
2.6 TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO EM SUPERFÍCIES INSTÁVEIS .....	38
<b>3 MÉTODOS</b> .....	<b>43</b>
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO .....	43
3.2 LOCAL DA PESQUISA .....	44
3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA E RANDOMIZAÇÃO .....	44
3.3.1 Critérios de Inclusão .....	44
3.3.2 Critérios de Exclusão .....	45
3.4 TAMANHO DA AMOSTRA .....	46
3.5 AVALIAÇÃO .....	46
3.5.1 Medidas antropométricas .....	46
3.5.2 Aparato de perturbação do equilíbrio .....	46
3.5.3 Avaliação temporal e magnitude da atividade eletromiográfica .....	49
3.5.4 Avaliação estabilométrica dinâmica .....	54
3.5.5 Falha da ativação central – CAR ( <i>Central activation ratio</i> ) .....	55
3.5.6 Avaliação funcional e risco de quedas .....	56
3.6 PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO .....	58
3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	61
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>63</b>
4.1 MOBILIDADE FUNCIONAL – TUG .....	63

4.2 FALHA DA ATIVAÇÃO CENTRAL – CAR .....	63
4.3 CONTROLE POSTURAL - DESLOCAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO (CP).....	65
4.4 VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS.....	66
4.4.1 Tempo de reação eletromiográfico ( <i>onset</i> EMG).....	66
4.4.2 Tempo ao pico de ativação EMG.....	68
4.4.3 Amplitude de ativação eletromiográfica.....	70
<b>5 DISCUSSÃO.....</b>	<b>72</b>
5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	79
<b>6 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....</b>	<b>80</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>81</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>95</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>102</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um processo fisiológico dinâmico e progressivo, caracterizado por uma série de modificações físicas e cognitivas que levam a diminuição das reservas funcionais dos órgãos e sistemas, predispondo-os à maior prevalência de doenças, com conseqüente limitação funcional e alteração do estilo de vida (CALLISAYA *et al.* 2009).

Na senescência, os sistemas nervosos central e periférico sofrem alterações como desmielinização, perda de fibras axonais, alteração das respostas autonômicas de fluxo sanguíneo relacionadas às estruturas nervosas com conseqüente diminuição da velocidade de condução nervosa (RIVNER; SWIFT; MALIK, 2001). Dessa forma, modificações nos sistemas aferentes e/ou eferentes podem ocorrer devido ao envelhecimento, reduzindo o *input* sensorial e deixando mais lentas as respostas motoras, resultando em piora do controle postural (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004; HORAK, 2006; WESTLAKE; CULHAM, 2007).

O controle postural possibilita manter, executar ou restaurar o estado de equilíbrio durante uma postura ou atividade cotidiana por meio de um processo que envolve mecanismos aferentes e eferentes (DUARTE; FREITAS, 2010). Ao mesmo tempo é uma complexa função sensório-motora que requer a integração das informações dos sistemas vestibular, somato-sensorial e visual para gerar uma resposta motora que permita o equilíbrio em atividades tanto estáticas quanto dinâmicas (BARELA, 2000). Tais informações sensoriais são importantes, pois permitem a orientação postural que significa manter relação adequada entre os segmentos do corpo e o ambiente, gerando o equilíbrio (HORAK, 2006).

Normalmente, durante a tentativa de manter o controle postural frente a uma perturbação imprevisível (i.e. tropeço ou escorregão), a movimentação do centro de massa pode ser corrigida rapidamente pela geração de torques musculares nos tornozelos, quadril e outras articulações. Dessa forma, um efeito estabilizador pode ser conseguido pela rápida readequação da área da base de suporte (MAKI; MCILROY, 1999; MAKI *et al.*, 2008; ARAGÃO *et al.*, 2011).

Entretanto, a alteração em algum dos sistemas responsáveis pelo controle postural pode levar a diminuição do equilíbrio corporal nos idosos (HORAK, 2006). Além disso, a diminuição da capacidade para preservar o equilíbrio após uma perturbação abrupta pode ser um importante contribuinte para o aumento da incidência de quedas nessa população (NAKAMURA *et al.*, 2001). Para Toledo e Barela (2010), o dramático aumento no número de quedas com o envelhecimento tem sido atribuído ao declínio do desempenho do sistema de controle postural.



Atualmente, parâmetros biomecânicos relacionados a testes de estabilidade a partir de posturas estáticas têm sido alvo de diversas críticas em função de seus resultados terem pouca relação com a capacidade de controle postural dinâmico, a qual é fundamental durante a maioria das quedas em idosos (NAKAMURA *et al.*, 2001; ARAMPATZIS *et al.*, 2008). Dessa forma, uma série de estudos experimentais foi realizada para produzir ou simular dinamicamente a perda de equilíbrio, a fim de examinar a resposta do corpo após um escorregão ou tropeço (MCILROY; MAKI, 1996; MAKI; MCILROY, 1999; THELEN *et al.*, 2000; PAVOL *et al.*, 2001; NAKAMURA *et al.*, 2001; CHAM; REDFERN, 2001; SMEESTERS *et al.*, 2001; ROGERS *et al.*, 2001; PAVOL *et al.*, 2002; CORDERO *et al.*, 2003; PIJNAPPELS *et al.*, 2005a; LIN; WOOLLACOTT, 2005; GRABINER, 2005; FONG; NG, 2006; HSIAO-WECKSLER, 2008; MANSFIELD *et al.*, 2010; FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010; ARAGÃO *et al.*, 2011), mostrando a importância desse modelo de avaliação do controle postural.

Baseando-se em alguns estudos já realizados, fica evidente que a capacidade de restabelecer o equilíbrio após uma perturbação é comprovadamente menor em idosos do que em adultos jovens (PIJNAPPELS *et al.*, 2005a). Os idosos mostram alterações funcionais e estruturais nos sistemas sensoriais e motores, as quais diminuem a capacidade do idoso gerar corretamente ajustes posturais adequados a perturbações imprevisíveis na posição vertical (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010).

Os idosos ainda apresentam maior deslocamento do centro de pressão (CP) e requerem mais tempo para reverterem a direção dos deslocamentos quando comparados aos adultos jovens expostos a uma perturbação (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Para os autores, isso ocorre devido ao aumento no tempo de ativação muscular e redução da capacidade para atingir o pico de ativação muscular em resposta às alterações posturais. Dessa forma, os indivíduos mais velhos possuem estratégias de recuperação com períodos mais longos de ativação muscular do que adultos mais jovens, mostrando que idosos apresentam dificuldade para recuperar o equilíbrio pela lentidão na iniciação da resposta muscular durante um tropeço (THELEN *et al.*, 2000).

Outro componente relevante de uma resposta postural apropriada é a intensidade ou magnitude da ativação muscular (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Há evidências que idosos ativam os músculos posturais responsáveis para recuperação de equilíbrio com intensidades mais baixas, mas mantêm a ativação por um período mais longo quando comparado com jovens adultos. Essa ativação muscular prolongada poderia ser considerada uma estratégia compensatória adotada

pelo idoso para evitar um grande deslocamento do centro de massa (CM) (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010).

Além de estudos que pesquisam as estratégias de controle postural durante o envelhecimento, outros estudos buscam investigar estratégias que possam restaurar ou melhorar o equilíbrio e diminuir o risco de quedas em idosos, por meio de programas de exercícios e/ou treinamentos que incluem: Tai-Chi (WU, 2002; WU *et al.*, 2002; WOLF *et al.* 2003; XU; LI; HONG, 2005), treinamento de força muscular (ROBINOVITCH *et al.* 2002; FRONTERA; BIGARD, 2002; MISZKO *et al.*, 2003; BARRY; CARSON, 2004; CASSILHAS *et al.*, 2007), treinamento de potência muscular (MISZKO *et al.*, 2003; REID *et al.*, 2008; RICE; KEOGH, 2009), treinamento multisensorial (HU, WOOLLACOTT, 1994), treinamento de equilíbrio postural (BARNETT *et al.*, 2003; NITZ; CHOY, 2004; MANSFIELD *et al.*, 2010; JACOBSON *et al.*, 2011; BIERYLA; MADIGAN 2011; ARAGÃO *et al.*, 2011) e treinamento baseado em exercícios aquáticos (TAKESHIMA *et al.*, 2002; DOURIS *et al.* 2003; DEVEREUX; ROBERTSON; BRIFFA, 2005).

Diversas revisões sistemáticas apoiam o treinamento de equilíbrio como forma de prevenir a queda (SHERRINGTON *et al.*, 2008; ARNOLD *et al.* 2008; SOHNG *et al.* 2005; GARDNER *et al.* 2000) e melhorar o equilíbrio corporal (HOWE *et al.*, 2011), sendo que os exercícios que perturbam o equilíbrio são eficientes na redução do número de quedas em idosos (SHERRINGTON *et al.*, 2008). Exercícios de múltiplos componentes (combinação de duas ou mais categorias de exercício) que utilizam o equilíbrio e força também são efetivos na redução do risco de queda e na incidência do número de quedas em idosos (GILLESPIE *et al.*, 2009).

Recentemente tem sido descrito o treinamento de equilíbrio baseado em perturbação (COOPER *et al.*, 2005; HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006; ERGEN; ULKAR, 2008; MANSFIELD *et al.*, 2010; AHMED 2011; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011). Este tipo de treinamento utiliza plataformas instáveis para produzir oscilações corporais e desencadear uma resposta motora reativa rápida (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000; HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006; PAGE, 2006; YAGGIE; CAMPBELL, 2006, AHMED 2011; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011), proporcionando melhora das reações de equilíbrio e do recrutamento muscular (OSBORNE *et al.*, 2001; LINFORD *et al.*, 2006; YAGGIE; CAMPBELL, 2006, AKHBARI *et al.*, 2007) podendo diminuir o risco de queda em idosos (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2009; SHERRINGTON *et al.* 2008; MANSFIELD *et al.* 2010).

O treinamento de equilíbrio baseado em perturbações administrado de forma imprevisível (variação no tempo, magnitude e direção) contraria a capacidade do sistema nervoso central (SNC) de prever características específicas da perturbação e usa essas informações para melhorar a eficácia das reações de equilíbrio (MAKI *et al.*, 2008). Dessa forma, novas estratégias de controle postural dinâmico são criadas para o restabelecimento do equilíbrio frente a perturbações posturais abruptas (PIJNAPPELS *et al.*, 2005b; PIJNAPPELS *et al.*, 2008). Para Mansfield *et al.* (2010), o controle neural dos movimentos voluntários diferem das reações motoras rápidas geradas por perturbações abruptas, sugerindo que o treinamento de equilíbrio baseado em perturbações promove modificações rápidas e inesperadas do centro de massa e na base de suporte, melhorando o equilíbrio do idoso de forma específica durante um tropeço ou escorregão abrupto.

Apesar das importantes descobertas sobre os efeitos de exercícios de equilíbrio no risco de quedas em idosos, não estão bem estabelecidos os mecanismos envolvidos neste processo (MANSFIELD *et al.* 2007), mostrando inclusive uma deficiência de estudos sobre frequência, intensidade e tipo de exercício de equilíbrio para essa população (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2009; SHERRINGTON *et al.* 2008), assim como as variáveis analisadas não envolverem situações de perturbação (HOWE, 2011; SHERRINGTON *et al.* 2008).

Alguns estudos mostram que um período sem treinamento (destreinamento), pode reverter os ganhos obtidos após a realização de treinamento de força em idosos, como redução da força muscular (FATOUROS *et al.*, 2005), área de secção transversa muscular (TOKMAKIDIS *et al.*, 2009; KALAPOTHARAKOS *et al.*, 2009), flexibilidade (TORAMAN; AYCEMAN, 2005), potência anaeróbica e mobilidade (FATOUROS *et al.*, 2005) e redução da capacidade física e funcional (TORAMAN, 2005; TORAMAN; AYCEMAN, 2005). Porém, nenhum estudo foi encontrado mostrando o efeito de um período de destreinamento após o treinamento de equilíbrio, com a finalidade de avaliar por quanto tempo as possíveis modificações impostas ao corpo após o treinamento de equilíbrio podem perdurar.

Em adição, a maioria dos estudos encontrados são transversais e comparam os fatores biomecânicos relacionados ao controle postural entre indivíduos jovens e idosos (MCILROY; MAKI, 1996; THELEN *et al.*, 2000; ROGERS *et al.*, 2001; PIJNAPPELS *et al.*, 2005a; PIJNAPPELS *et al.*, 2005c; HSIAO-WECKSLER, 2008; TOLEDO; BARELA, 2010; FREITAS.; KNIGHT; BARELA, 2010), porém poucos ensaios clínicos prospectivos, controlados e randomizados envolvendo treinamento de equilíbrio e controle postural foram encontrados (MANSFIELD *et al.*, 2010; ARAGÃO *et al.*, 2011).

Dessa forma, ainda não estão esclarecidos os efeitos do treinamento de equilíbrio e destreinamento utilizando um circuito composto por dispositivos proprioceptivos instáveis, nas respostas neuromusculares reativas e no controle postural diante de um teste de perturbação e na mobilidade funcional em idosos da comunidade.

Portanto, o presente estudo se propõe investigar os efeitos em curto prazo (seis semanas) de um programa de treinamento de equilíbrio realizado três vezes por semana e o destreinamento (seis semanas), sobre o comportamento neuromuscular, controle postural e mobilidade funcional em idosas ativas.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Analisar os efeitos do treinamento e destreinamento sobre o controle neuromuscular reativo e controle postural em idosas ativas da comunidade após um programa de treinamento de equilíbrio baseado em perturbação.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar a capacidade reativa dos músculos: reto femoral (RF), vasto medial oblíquo (VMO), tibial anterior (TA), semitendinoso (ST), gastrocnêmio medial (GM) e sóleo (SO) após o treinamento de equilíbrio;
- b) Investigar as alterações do controle postural reativo após o treinamento de equilíbrio;
- c) Avaliar a falha de ativação central após o treinamento de equilíbrio;
- d) Analisar as modificações da mobilidade funcional e risco de quedas após o treinamento de equilíbrio;
- e) Verificar as variáveis analisadas após um período de destreinamento.

## 1.2 HIPÓTESES

**H<sub>1</sub>**: a capacidade reativa muscular será mais rápida nas idosas do grupo exercício devido ao maior recrutamento muscular gerado pelo treinamento de equilíbrio.

**H<sub>2</sub>**: o controle postural reativo apresentará melhora nas idosas submetidas ao treinamento de equilíbrio, devido a redução da amplitude de deslocamento do centro de pressão (CP).

**H<sub>3</sub>**: a falha de ativação central será reduzida no GE pelo aumento do recrutamento muscular proporcionado pelo treinamento de equilíbrio.

**H<sub>4</sub>**: o treinamento de equilíbrio melhorará a mobilidade funcional de idosas treinadas.

**H<sub>5</sub>**: a capacidade reativa muscular e o controle postural reativo serão mantidos após o período de seis semanas de destreinamento no GE.

**H<sub>6</sub>**: a redução da falha de ativação central será mantida no GE após o período de seis semanas de destreinamento.

**H<sub>7</sub>**: a mobilidade funcional será mantida no GE após o período de seis semanas de destreinamento.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste tópico serão abordados assuntos relacionados ao tema proposto no presente estudo, como o envelhecimento e quedas, controle postural, controle postural em idosos, avaliação do controle postural e o treinamento de equilíbrio em superfícies instáveis.

### 2.1 ENVELHECIMENTO E QUEDAS

O processo de envelhecimento está acontecendo tanto na população mundial (WHO, 2011a) quanto nacional (IBGE, 2010). Dados da Organização Mundial de Saúde (OMS) revelam que em 2015 serão aproximadamente 1,2 bilhões de pessoas idosas e em 2050 apontam para mais de 2 bilhões de pessoas (WHO, 2011a). Esse processo ocorreu inicialmente em países desenvolvidos, porém, recentemente é nos países em desenvolvimento que o envelhecimento da população tem ocorrido de forma mais acentuada (IBGE, 2010).

No Brasil, existem atualmente 21,7 milhões de idosos, o que representa mais de 10% da população. Segundo as projeções, estima-se que no ano de 2040, o Brasil tenha 55 milhões de idosos, o que representará 27% da população, sendo que 13 milhões terão mais de 80 anos. No estado do Paraná existe atualmente 1,2 milhão de idosos, sendo que na cidade de Guarapuava, estima-se 10.440 idosos não institucionalizados (IBGE 2010).

Está ocorrendo transição da estrutura etária da população brasileira caracterizada pelo rápido envelhecimento populacional (CARVALHO; RODRÍGUEZ-WONG, 2008) e que consequentemente acarreta mudanças no padrão das doenças e na frequência das incapacidades com ênfase nas doenças crônico-degenerativas (REBOUÇAS; PEREIRA, 2008).

Com o desenvolvimento do indivíduo, este aprende a sentir e interpretar o ambiente interno e externo para produção de respostas adequadas. Durante a vida, essas repostas são sempre modificadas para acomodar as adaptações do indivíduo e do ambiente. Entretanto, na idade avançada muitos sistemas passam por alterações adaptativas que diminuem sua eficiência. Existem problemas naturais relacionados ao envelhecimento que afetam a todos, mas alguns desses problemas podem ser normalmente reparados ou compensados. No entanto, a capacidade de plasticidade e reparo também está afetada na idade avançada (KONRAD; GIRARDI; HELFERT, 1999).

As principais alterações que ocorrem com o avanço da idade são: diminuição da acuidade visual, alterações do sistema vestibular, perdas discretas das sensações proprioceptiva e vibratória,

rigidez articular, diminuição da amplitude de movimento, declínio da força muscular, diminuição da flexibilidade, lentificação do processamento das informações sensoriais juntamente com a lentificação da velocidade de condução nervosa (degeneração do motoneurônio responsável pela inervação da fibra muscular rápida), aumento da contração conjunta dos grupos musculares antagonistas, oscilação estática aumentada e aumento no número de etapas necessárias para recuperar o equilíbrio depois de perturbações (CHANDLER, 2002). A menor velocidade da contração muscular reduz a capacidade do músculo em gerar rápida produção de torque durante os reflexos de proteção, sendo que, essa lentificação associada a outras alterações do sistema neuromuscular aumentam o déficit funcional, durante o processo de envelhecimento (LIN; WOOLLACOTT, 2005; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011). O sistema de controle postural é um dos sistemas afetados e está frequentemente alterado em indivíduos idosos (KONRAD; GIRARDI; HELFERT, 1999).

Associado ao envelhecimento, ocorre um declínio progressivo da massa muscular, força e qualidade muscular, uma condição descrita como sarcopenia (ZONGH; CHEN; THOMPSON, 2007). A redução do número e do tamanho das unidades motoras observadas em indivíduos idosos é mais provável ser a principal causa da diminuição da força muscular, proporcionando uma diminuição sistemática na capacidade dos idosos para recrutar uma alta porcentagem de unidades motoras (HAUTIER; BONNEFOY, 2007). Isso pode ser explicado devido o envelhecimento gerar uma redução no número de unidades motoras rápidas, enquanto que o número de unidades motoras lentas se mantém constante. Entretanto, o número de fibras musculares por unidades motoras lentas pode aumentar até três vezes. Isto ocorre por que as unidades motoras lentas aumentam seu território de inervação e reinervam as fibras musculares tipo II denervadas, proporcionando redução da força e velocidade de contração muscular (ZONGH; CHEN; THOMPSON, 2007).

Além disso, são observadas redução na massa muscular, diminuição da área e secção transversa das fibras musculares, perda de fibras musculares, seguida por substituição por tecido gorduroso e fibroso (ZHONG *et al.*, 2007; RYALL *et al.*, 2008), o que proporciona também uma redução preferencial das fibras tipo II (fibras de contração rápida) (PETRELLA *et al.*, 2005).

Pode-se observar que o processo de envelhecimento afeta todos os componentes do controle postural (sistema sensorial, efetor e processamento central), sendo no idoso, difícil diferenciar os efeitos puros da idade dos efeitos sutis das doenças subclínicas e das alterações no estilo de vida que acompanham o envelhecimento (CHANDLER, 2002). Porém, o acúmulo de pequenos déficits que acometem o controle postural diminui a capacidade compensatória do sistema,

predispondo o indivíduo ao desequilíbrio corporal e às quedas (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004).

A queda é definida como um contato não intencional com a superfície de apoio resultante da mudança de posição do indivíduo para um nível inferior a sua posição inicial (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2011). É um fenômeno amplamente descrito como um dos principais causadores de internações, fraturas, incapacidades e morte na idade avançada (MYERS; YOUNG; LANGLOIS 1996). As estatísticas das quedas são impressionantes e as projeções sobre o aumento da proporção de idosos no mundo faz com que cresçam as preocupações em estudar os fenômenos causadores e as formas preventivas de abordagem das quedas, pois problemas relacionados a elas tais como a fratura de quadril e fêmur irá muito provavelmente quadruplicar nos próximos 40 anos (MAKI *et al.*, 2008).

A queda é um dos mais comuns e mais graves problemas associados ao envelhecimento. São a principal causa de morte acidental e a principal causa de internação hospitalar aguda em idosos. As lesões decorrentes de quedas são a sétima causa principal de morte de pessoas com mais de 75 anos, com as mulheres sendo frequentemente mais propensas às quedas do que os homens (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011). Somente nos Estados Unidos, as quedas resultam em cerca de 300.000 fraturas de quadril por ano, gerando custos de saúde em torno de 10 bilhões de dólares (MAKI; MCILROY; FERNIE, 2003).

No mundo, 30% de pessoas acima de 65 anos e 50% de pessoas acima de 80 anos experimentam pelo menos uma queda a cada ano. Mais de 90% das fraturas de quadril acontecem como resultado de quedas, levando a morte 25% das pessoas nos primeiros 6 meses pós fratura (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004). No Brasil, 30% dos idosos apresentam pelo menos uma queda ao ano, seguindo os números mundiais (CRUZ *et al.*, 2012), sendo que em 2009 o Sistema Único de Saúde gastou aproximadamente 81 milhões de reais com fraturas decorrentes de quedas em idosos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009).

Para o Ministério da Saúde (2009), a quantidade de internações no Brasil aumenta a cada ano e as mulheres são as mais atingidas. Só no ano de 2009, foram 20.778 mil internações do gênero feminino e 10.020 mil do gênero masculino decorrentes de queda. Por causa da osteoporose, elas ficam mais vulneráveis às fraturas, sendo que os homens caem, mas não fraturam tanto quanto as mulheres. Em 2001, esses números eram bem menores, 15 mil internações do sexo feminino e 7 mil do sexo masculino, mas de qualquer forma, numa relação de duas internações do sexo feminino para uma masculino (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009).



Quando a queda não resulta em dano físico significativo ou morte, pode gerar um impacto psicológico negativo resultando em medo de futura queda, levando a restrição de atividades físicas e sociais, maior risco de cair e, frequentemente, conduz para a dependência e um declínio na qualidade global de vida (MELZER; BENJUJA; KAPLANSKI, 2004).

Fabício, Rodrigues e Costa Júnior (2004) ao investigarem a história de quedas relatada por idosos com o objetivo de identificar suas causas e consequências, verificaram que o medo de voltar a cair foi a segunda consequência mais comum citada pelos idosos (44%), perdendo apenas para as fraturas (64%), fato este, que reforça o efeito psicológico negativo de uma queda.

A etiologia das quedas em idosos é multifatorial, envolvendo fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos incluem redução da força muscular (PIJNAPPELS *et al.* 2008), redução da amplitude de movimento, dor, aumento no tempo de reação muscular, perda de equilíbrio, perda da função vestibular, declínio das habilidades sensoriomotoras (CALLISAYA *et al.* 2009), redução da acuidade visual (GUIMARÃES; FARINATTI, 2005), deterioração da estabilidade postural (MELZER; BENJUJA; KAPLANSKI, 2004), diminuição cognitiva e déficit de atenção (CHEN *et al.*, 1996), atraso na sequência temporal de ativação muscular do membro inferior (LEONARD *et al.* 1997) e alteração nos parâmetros da marcha (DELBAERE *et al.*, 2009). Fatores psicológicos como medo de quedas e depressão também foram encontrados (DELBAERE *et al.*, 2009; CALLISAYA *et al.*, 2009; AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2009). Já os fatores extrínsecos compreendem às condições sociais e aos fatores ambientais como: pisos escorregadios, tapetes ou tacos soltos, iluminação inadequada, objetos espalhados pelo chão, escadas sem corrimão e animais soltos (CLEMSON *et al.* 2008).

A compreensão da função do declínio da capacidade postural e de equilíbrio é fundamental para ajudar a prevenir as quedas na população idosa (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011). Dessa forma, vários estudos têm reportado os fatores de risco associados às quedas em idosos (HORAK, 2006; LIM, 2010). Tinetti, Speechley e Ginter (1988) conduziram uma investigação prospectiva durante o período de um ano, com uma amostra constituída de 336 sujeitos com 75 anos ou mais, vivendo na comunidade, com o objetivo de identificar os fatores de risco para quedas e suas consequências. Concluíram que o risco de queda aumenta linearmente com o aumento no número de fatores de risco presentes. Nesse estudo houve prevalência de quedas de 32% e de quedas recorrentes de 29% e o modelo final apontou uso de sedativos, déficit cognitivo, incapacidade de membros inferiores, patologias nos pés e anormalidades de equilíbrio e marcha como fatores de risco.

Chan *et al.* (1997) em amostra constituída por 2582 sujeitos com 60 anos ou mais residentes na comunidade, identificaram como fatores de risco associados às quedas: ter 75 anos ou mais, sexo feminino, visão ruim, baixo *escore* no índice de Barthel (instrumento de avaliação da capacidade funcional), uso de duas ou mais medicações diárias e hipertensão arterial.

Com o objetivo de levantar os fatores de risco para quedas em idosos japoneses, Ueno *et al.* (2006) realizaram meta-análise e concluíram que, dos trinta e dois fatores analisados, apenas nove foram estatisticamente relacionados às quedas: sexo feminino, idade acima de 70 anos, experiência de queda, história de doença cerebrovascular, diminuição da força de preensão manual, diminuição da força dos músculos extensores do joelho e redução no tempo de permanência com um pé com olhos abertos e fechados. Não há dúvidas de que a dificuldade em controlar o equilíbrio postural é o fator que mais contribui para a incidência de quedas (MAKI *et al.*, 2008).

As circunstâncias das quedas e os fatores associados à sua ocorrência diferem entre idosos que sofreram um evento ocasional daqueles com múltiplos eventos (MORRIS *et al.* 2004). As quedas recorrentes são frequentemente atribuídas a fatores intrínsecos do idoso, enquanto que as quedas esporádicas, durante a velhice, têm maior associação com fatores ambientais e diminuição da atenção (MORRIS *et al.* 2004).

Dessa forma, como o número de pessoas idosas é projetado para aumentar dramaticamente durante as próximas décadas, atualmente há grande preocupação para reduzir a incidência de quedas em idosos (SHERRINGTON *et al.* 2008), pois as lesões ocasionadas pela queda constituem um problema de saúde pública (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004) associado a alta taxa de morbi-mortalidade (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2009).

## 2.2 CONTROLE POSTURAL

Controle Postural é definido como a habilidade de controlar o centro de gravidade sobre a base de sustentação durante situações estáticas e dinâmicas, assim, todas as forças atuantes no corpo estão equilibradas no centro da massa, o qual é controlado pela base de apoio (CHANDLER, 2002).

Um dos modelos que explicam o controle postural, mostram que o corpo humano age como um pêndulo invertido suspenso sobre uma base que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (DUARTE, 2000), tal como representado na Figura 1. Dessa forma, o homem se estabiliza em seu meio ambiente através de uma complexa tarefa que envolve um intrincado relacionamento das informações sensoriais sobre a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas que atuam nestes segmentos. Todas estas informações sensoriais são

utilizadas para estimar e antecipar as forças que agem no corpo e, combinado com as atividades musculares apropriadas, produz ou mantém a posição corporal desejada. Como essas forças não são constantes, o corpo não está totalmente imóvel e oscila de um lado para o outro e para frente e para trás (HORAK, 2006).

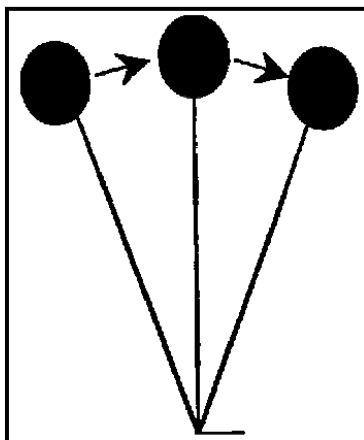


Figura 1: Representação de um Pêndulo Invertido.

Fonte: Duarte (2000).

O equilíbrio na posição ereta torna-se consideravelmente mais complexo devido às possíveis alterações, como: diminuição do tamanho da base de sustentação, mudança do local do centro de gravidade e empilhamento vertical dos segmentos do corpo (HORAK, 2006). O equilíbrio estático é garantido quando o somatório de todas as forças externas e de todos os torques externos atuantes no corpo é igual a zero, porém, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está numa condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente. Assim, pode-se dizer que o corpo humano está em constante desequilíbrio, numa busca incessante por equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010).

O controle postural pode ser definido em duas situações principais: (1) Controle postural estático<sup>1</sup>, isto é, situações na qual a postura do corpo é estabelecida sobre a base de suporte (BS) do corpo quando esta permanece fixa e (2) Controle postural dinâmico, que se caracteriza por situações nas quais a postura é estabelecida com a BS em situação dinâmica. Dessa forma, é possível a adoção de sistemas físicos de análise capazes de avaliar o controle postural nas duas situações (MAKI;

---

<sup>1</sup> O controle postural nunca é completamente estático, e sim *quasi-estático*, pois como o somatório das forças internas e externas que agem sobre o corpo raramente é igual a zero, existem sempre pequenas oscilações (DUARTE 2000).

MCILROY; FERNIE, 2003), através de forças externas gerando respostas reativas<sup>2</sup> (LIN; WOOLLACOTT, 2005).

O controle postural possui três dimensões básicas: a manutenção de uma posição, a estabilização para movimentos voluntários e a reação a distúrbios externos (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011), assim, qualquer movimento do corpo desloca o centro de gravidade (CG) relativamente a uma base de suporte e os ajustes posturais corretivos mantêm o CG perto do centro da base de suporte, mantendo a estabilidade postural<sup>3</sup> (BARELA, 2000).

O controle da postura em humanos consiste em um processo sofisticado que envolve a manutenção de várias articulações e grupamentos musculares em relação geométrica uns com os outros e com o ambiente (HORAK, 2006).

A manutenção do equilíbrio corporal no meio ambiente é determinada por sistemas centrais e estruturas periféricas responsáveis pela execução motora, cujo funcionamento depende da integração das informações provenientes das estruturas sensoriais dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004) conforme Figura 2. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo (EKMAN, 2000).

Para que este controle ocorra de forma harmoniosa o sistema sensorial é utilizado para obter informações contínuas e integradas sobre posição e trajetória do corpo, permitindo a emissão de respostas motoras organizadas a serem executadas pelo sistema efetor osteomioarticular (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011).

Assim, o controle postural estático e dinâmico é mantido pelos sistemas vestibular (labirinto, nervos vestibulo-cocleares, núcleos vestibulares, vias e inter-relação no sistema nervoso central), proprioceptivo (receptores sensoriais localizados em articulações, músculos e tendões) e visual (BARELA *et al.*, 2003).

---

<sup>2</sup> É o mecanismo que o corpo utiliza para manter ou restaurar a estabilidade postural após um conjunto de perturbações impostas (RIEMAN; LEPHART, 2002a).

<sup>3</sup> Capacidade do corpo de resistir a uma perturbação ou prontamente retornar ao alinhamento corporal adequado através de uma equalização de forças (RIEMAN; LEPHART, 2002a).

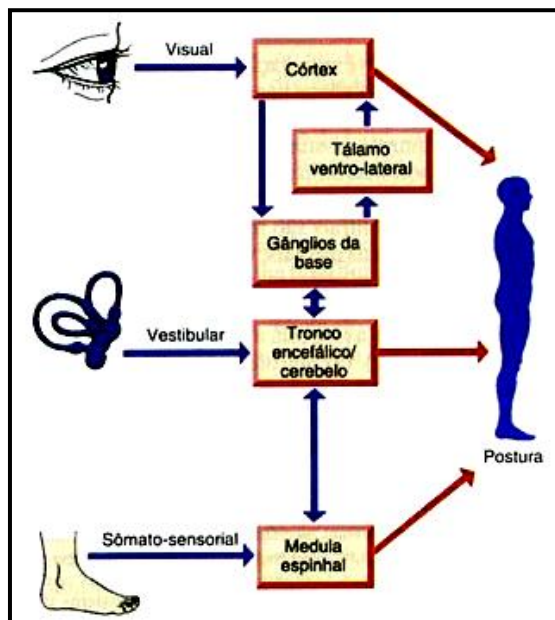


Figura 2: Influências sensoriais no controle postural.

Fonte: Ekman (2000).

A orientação postural derivada dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular depende da integração e seleção das informações recebidas para realização de determinada tarefa. Quando uma dessas condições não é satisfeita, o equilíbrio estático deixa de existir (WOOLLEY *et al.*, 1993).

O sistema nervoso central (SNC) necessita de um conjunto de informações precisas e harmoniosas para organizar e processar com rapidez as informações sensoriais visuais, vestibulares, e proprioceptivas em centros específicos localizados no tronco encefálico e cerebelo. Caso ocorra um conflito entre as informações recebidas pelo SNC, a perturbação do estado de equilíbrio passa a ser consciente, originando o desequilíbrio corporal (RIEMANN; LEPHART, 2002b).

O funcionamento do sistema postural envolve a necessidade de coordenar e controlar os segmentos corporais com base nas múltiplas referências sensoriais, incluindo a gravidade (sistema vestibular), a superfície de sustentação (sistema somatossensorial) e o relacionamento do corpo com os objetos no seu ambiente (sistema visual) (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011). Dessa forma, mesmo um comportamento cotidiano como a manutenção da posição ereta, ao contrário do que parece, é uma tarefa complexa que envolve um intrincado relacionamento entre informação sensorial e atividade motora (BARELA, 2000).

A Figura 3 mostra o diagrama conceitual do sistema de equilíbrio postural segundo Duarte (2000). Os sistemas sensoriais são representados num circuito de *feedback*<sup>4</sup>; a integração sensorial destas diferentes informações pode ser afetada por um desejo consciente (vontade) de colocar um menor ou maior ganho em uma das fontes sensoriais. Mecanismos de *feedforward*<sup>5</sup>, como, por exemplo, ajustes posturais antecipatórios, são representados por sinergias posturais.

Outras sinergias posturais possíveis são as estratégias de controle postural, as quais são geralmente afetadas pelo circuito de *feedback*. Assim, as informações sensoriais informam sobre a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas, atuando nos segmentos corporais (DUARTE, 2000).

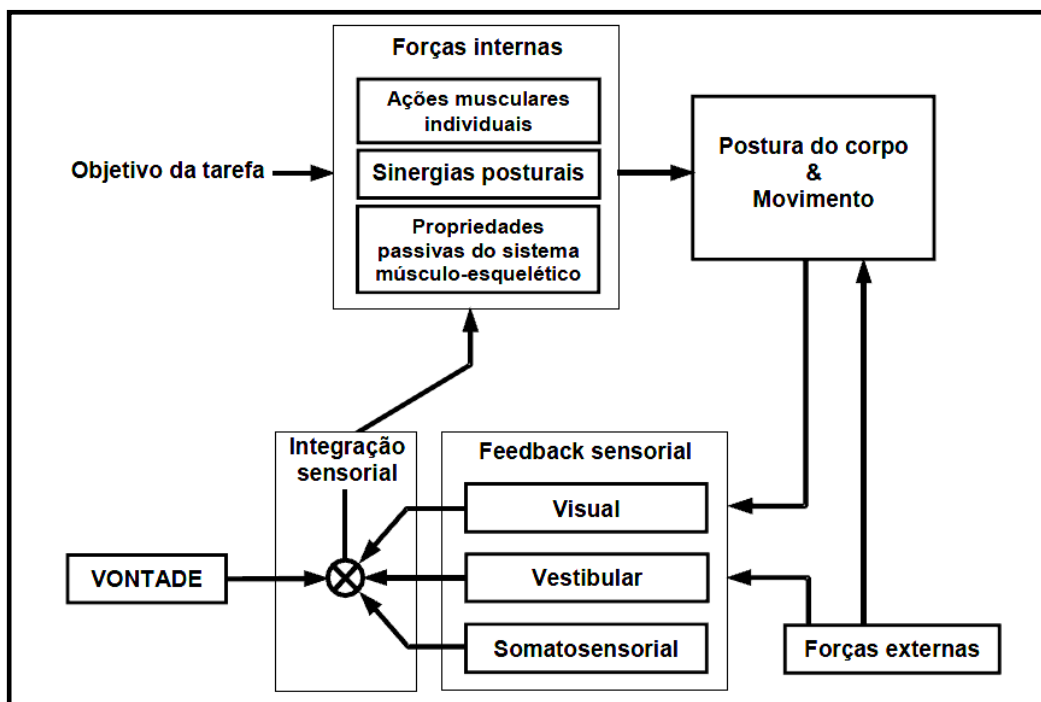


Figura 3. Diagrama conceitual do sistema de equilíbrio postural.  
Fonte: Duarte (2000).

<sup>4</sup> *Feedback* é um método de controle baseado na reintrodução de resultados de um desempenho prévio de uma atividade, fazendo um controle retroativo para adaptação e realização mais apropriada de uma tarefa específica (RIEMANN; LEPHART, 2002b).

<sup>5</sup> *Feedforward* têm sido descrito como respostas posturais preventivas antecipatórias aos movimentos voluntários, potencialmente desestabilizadores, a fim de manter a estabilidade durante uma postura ou movimento (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010).

Todas estas informações sensoriais são, então, utilizadas para estimar e antecipar as forças que atuam no corpo e, combinadas com atividade muscular apropriada, produzem ou mantêm a posição corporal desejada (BARELA, 2000). Para isso, primeiramente, o sistema sensorial deve informar, continuamente, ao SNC, a posição do corpo e sua trajetória no espaço. Em segundo lugar, o corpo deve determinar, antecipadamente, uma resposta efetiva e regulada no tempo, realizada através do processamento central e, por último, o corpo deve executar esta resposta através do sistema efetor, que é composto por elementos como a força, a amplitude de movimento, a flexibilidade e a resistência (CHANDLER, 2002).

Observa-se, portanto, que as respostas podem ser protetoras quando ocorre um deslocamento voluntário do centro de gravidade e o SNC estabelece uma resposta postural em antecipação a este distúrbio, ou corretivas, quando o corpo sofre um desequilíbrio por um evento externo involuntário, como um escorregão, nesse caso o SNC estabelece uma resposta postural para trazer o centro de gravidade de volta para dentro da base de sustentação (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010).

Uma característica dos ajustes posturais associada com o movimento é sua adaptabilidade para condições da tarefa, indicando que existe uma pré-seleção imediata dos músculos posturais com a função de contribuir para o suporte apropriado, referindo-se a essa pré-seleção de sintonizar os sistemas sensório-motores para eventos futuros como “preparação central”. Assim, a “preparação central” se refere a um estado do sistema nervoso que é influenciado ou determinado pelo contexto da tarefa (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011).

Em adição, esses mesmos autores descrevem três estratégias básicas como respostas às perturbações posturais utilizadas para corrigir os desequilíbrios corporais, entre elas: a estratégia do tornozelo, onde o corpo se move como uma massa relativamente rígida sobre as articulações do tornozelo, estratégia do quadril, usada quando o centro de gravidade move-se rapidamente, mas com uma amplitude relativamente pequena ou quando a base de sustentação é estreita ou instável e estratégia do passo, usada quando o CG é deslocado além dos limites de estabilidade (Figura 4).

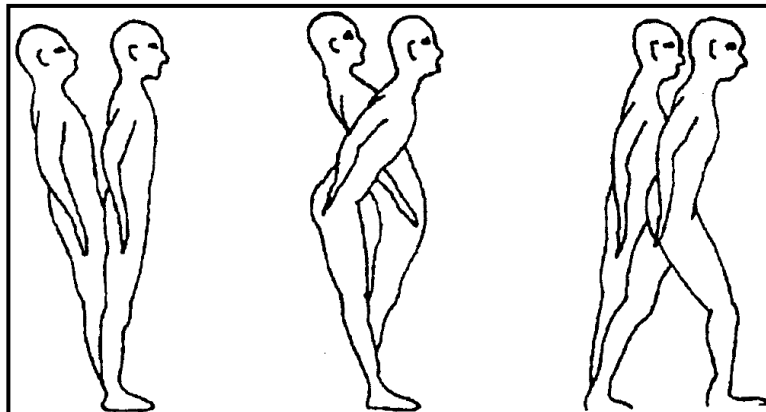


Figura 4: Estratégias do tornozelo, quadril e passo (esquerda para direita).

Fonte: Shumway-Cook; Woollacott (2011).

Para melhor compreensão dessas estratégias, Nashner (1989) descreveu os aspectos biomecânicos do controle postural (Figura 5), que segundo ele, incluem:

- Limite de estabilidade: definido como o ângulo máximo a partir da vertical que pode ser tolerado sem perda do equilíbrio e é configurado como um cone invertido. A área deste cone representa o domínio no qual o CG pode ser movido de forma segura sem a necessidade da utilização de estratégias para recuperar o equilíbrio.
- Envoltório de oscilação: definido como uma área contida nos limites de estabilidade na qual o indivíduo oscila nos sentidos ântero-posterior e látero-lateral, tentando manter o alinhamento do CG.
- Alinhamento do centro de gravidade: corresponde ao ponto médio do envoltório de oscilação.

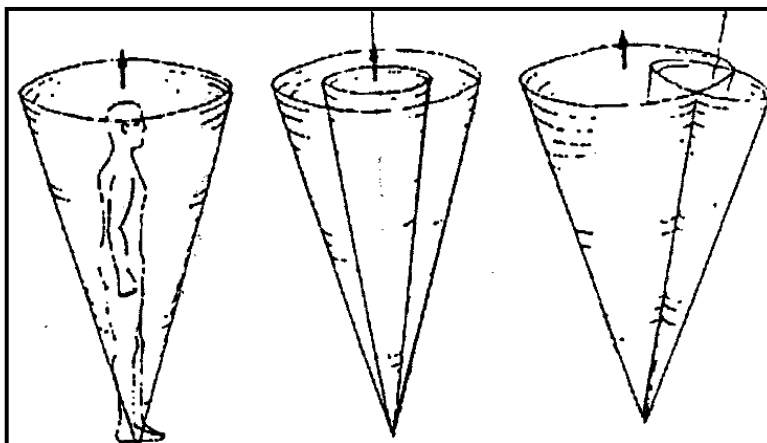


Figura 5: Relação entre limite de estabilidade, envoltório de oscilação e alinhamento do centro de gravidade. Fonte: Nashner (1989).



Além das estratégias do controle postural com a base de suporte estática, recentemente, Hof *et al.* (2007) descreveram 3 mecanismos fundamentais utilizados pelo corpo que pretende manter a estabilidade dinâmica, sendo eles: a) aumento da base de suporte; b) contra rotação de segmentos corporais; c) aplicação de uma força externa (i.e. segurar-se em algo estável).

Em adição, a informação sensorial e ação motora necessitam estar num relacionamento coerente e estável para que seja realizada qualquer atividade motora. Em muitas das atividades realizadas no dia-a-dia, este relacionamento ocorre de forma contínua, assim, o indivíduo capta as informações do ambiente e realiza a ação motora e esta própria ação influencia na captação das informações sensoriais e assim sucessivamente. Este relacionamento contínuo é chamado de ciclo percepção-ação (BARELA, 2000).

Quando um indivíduo realiza a tarefa de ficar em pé, aparentemente o sistema de controle postural parece não ter grandes dificuldades para manter a orientação e o equilíbrio postural, com base nas informações provenientes do ambiente e do seu próprio corpo. Contudo, onde a tarefa parece simples, é possível criar situações que dificultem a manutenção da capacidade do sistema de controle postural. Nesse caso, a informação sensorial é utilizada para estimar a oscilação corporal e, então, produzir atividade motora antecipatória com o objetivo de minimizar esta oscilação corporal (BARELA *et al.*, 2003).

Uma inter-relação entre os aspectos neurofisiológicos e biomecânicos é a base para um controle efetivo do equilíbrio, uma vez que uma resposta postural eficaz exige que todos os componentes estejam funcionando de maneira harmônica. Portanto, o controle postural deve ser visto como o resultado de um processo complexo que responde tanto às alterações ambientais como às biomecânicas (BARELA, 2000).

### 2.3. CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS

Ao pisar em um obstáculo, as sensações sinestésicas e dolorosas de uma pessoa idosa são menos intensas e os impulsos nervosos levam mais tempo para percorrer o arco reflexo e alcançar o músculo (CALLISAYA *et al.*, 2009). Depois de o sinal chegar até o músculo a produção de torque necessária para restabelecer o equilíbrio também será mais lenta, podendo não ocorrer em tempo hábil para evitar a perda do equilíbrio (LIN; WOOLLACOTT, 2005; PETRELLA *et al.*, 2005). Além disso, a resposta muscular precisa opor-se ao aumento da resistência passiva apresentada pelas estruturas do tecido conjuntivo dos músculos antagonistas, o que prejudica a extensão rápida e a

rotação das articulações em idosos. Outro aspecto é que indivíduos idosos apresentam diminuição dos reflexos de correção postural e aumento na oscilação corporal (LIN; WOOLLACOTT, 2005).

Os idosos apresentam maior deslocamento do centro de pressão (CP) e requerem mais tempo para reverterem a direção dos deslocamentos quando comparados aos indivíduos adultos jovens expostos a uma perturbação (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Para os autores, isso ocorre devido ao aumento no tempo de ativação muscular e redução da capacidade para atingir o pico de ativação muscular em resposta às alterações posturais. Dessa forma, os indivíduos mais velhos possuem estratégias de recuperação com períodos mais longos de ativação muscular do que adultos mais jovens, mostrando que idosos apresentam dificuldade para recuperar o equilíbrio pela lentidão na iniciação da resposta muscular durante um tropeço (THELEN *et al.*, 2000).

Há evidências que idosos ativam os músculos posturais responsáveis para recuperação de equilíbrio com intensidades mais baixas, mas mantêm a ativação por um período mais longo quando comparado com jovens adultos. Essa ativação muscular prolongada poderia ser considerada uma estratégia compensatória adotada pelo idoso para evitar grande deslocamento do centro de massa (CM) (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010).

Modificações nas estratégias de equilíbrio podem ser encontradas em idosos na ausência de perturbações externas e em base de sustentação diminuída (AMIRIDIS *et al.*, 2003). Achados posturográficos e eletromiográficos mostraram aumento da oscilação corporal em indivíduos idosos, bem como ativação da musculatura de tornozelo e quadril para manutenção do equilíbrio, enquanto indivíduos jovens precisaram utilizar somente a musculatura de tornozelo para o mesmo fim, mostrando que idosos fazem uso com maior frequência da estratégia de quadril e isto ocorre devido à produção insuficiente de torque dos músculos do tornozelo e a diminuição proprioceptiva dos membros inferiores (AMIRIDIS *et al.*, 2003).

Rogind *et al.* (2003) estudando a oscilação postural por meio da estabilometria em indivíduos entre 20 e 70 anos, observaram que, com o avanço da idade, houve um aumento da oscilação postural mostrando que com o envelhecimento, a base de suporte não é alterada, mas os limites de estabilidade diminuem sensivelmente (DUARTE; FREITAS, 2010).

Diferenças entre idosos caidores e não caidores têm sido relatadas. Achados mostraram que em base de sustentação diminuída, indivíduos que relataram quedas recorrentes apresentaram aumento da oscilação médio-lateral em testes laboratoriais, mostrando aumento da oscilação estática (MELZER; BNEJUVA; KAPLANSKI, 2004).

Além das alterações específicas em cada sistema, pode ocorrer, ainda a perda da redundância sensorial, ou seja, quando há ausência múltipla dos dados sensoriais ou a pesagem inflexível das informações sensoriais, que é a incapacidade de selecionar o sentido adequado para o controle postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011). Nestes casos, os indivíduos confiam unicamente em um dos sentidos e, quando este está diminuído ou ausente, não ocorre a organização sensorial em busca de outras informações (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2011).

Desta forma, quando há déficit ou mesmo ausência de um dos sistemas, a dependência nos remanescentes conseqüentemente aumenta. Como os três sistemas sensoriais sofrem alterações com o processo de envelhecimento normal e pelas doenças, como já exposto, há piora da redundância de informações e a escolha da informação sensorial pelo SNC pode ser insuficiente para produzir uma resposta rápida e correta em muitas situações que envolvem tarefas complexas e ambientes indesejáveis (PERRACINI, 1998).

A informação sensorial assume uma função fundamental no controle postural dos idosos e a integração dessas informações visuais, proprioceptivas e vestibulares torna-se necessária para gerar respostas apropriadas para a manutenção do equilíbrio (HORAK, 2006). Assim, fica claro que a inabilidade na recepção dos elementos sensoriais múltiplos pode ser um fator contribuinte para a instabilidade e, conseqüentemente, um forte risco para quedas (KONRAD; GIRARDI; HELFERT, 1999).

Portanto, as alterações que ocorrem no idoso, sejam elas pelo próprio processo do envelhecimento ou por doenças que acometem mais esta parcela da população, geram sérios distúrbios de equilíbrio, tornando-os mais suscetíveis às quedas e suas conseqüências (LIM, 2010).

## 2.4 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

A maneira mais comum de se estudar o controle postural é através da posturografia, observando o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante uma tarefa qualquer (DUARTE; FREITAS, 2010).

A posturografia é comumente dividida em posturografia estática, quando a postura ereta quieta do sujeito é estudada e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o centro de pressão (CP).

Dessa forma, a posturografia avalia o equilíbrio postural através da quantificação contínua das oscilações posturais obtidas por uma plataforma de força ou baropodômetro. Ambos detectam a oscilação do centro de pressão (CP) do corpo no sentido antero-posterior (eixo y) e médio-lateral (eixo x), expressa em (cm), e da área de oscilação do CP corporal, tendo o  $\text{cm}^2$  como unidade (ALFIERI; TEODORI; GUIRRO, 2006).

O movimento antero-posterior ou laterolateral do CP de um indivíduo em postura ereta, tem sido usado para proporcionar informação sobre a dinâmica do controle postural. Assim, para regular a posição do centro de gravidade durante a postura em pé, a teoria mais aceita é a de que o sistema de controle postural varia a posição do CP para controlar a posição do CG (MIDDLETON; SINCLAIR; PATTON, 1999).

A amplitude de deslocamento do CP tem sido mensurado e usado como um índice de instabilidade postural no ortostatismo durante condições fisiológicas, patológicas e de treinamento, sendo postulado que quanto menor a amplitude de deslocamento do CP melhor o equilíbrio corporal (NAKAMURA *et. al* 2001). Assim, grandes deslocamentos do CP têm sido frequentemente utilizados como indicativo de oscilação corporal aumentada e alterações no controle postural (FREITAS, 2005).

Os dados do centro de pressão adquiridos podem ser visualizados de duas formas: por um estatocinesigrama ou por um estabilograma. O estatocinesigrama é o mapa do CP na direção antero-posterior (ap) versus o CP na direção médio-lateral (ml), enquanto o estabilograma é a série temporal do CP em cada uma das direções: ap e ml (DUARTE; FREITAS, 2010).

A Figura 6 mostra uma avaliação posturográfica utilizando o programa de aquisição *Footwork* e o baropodômetro da marca Arquipélago.

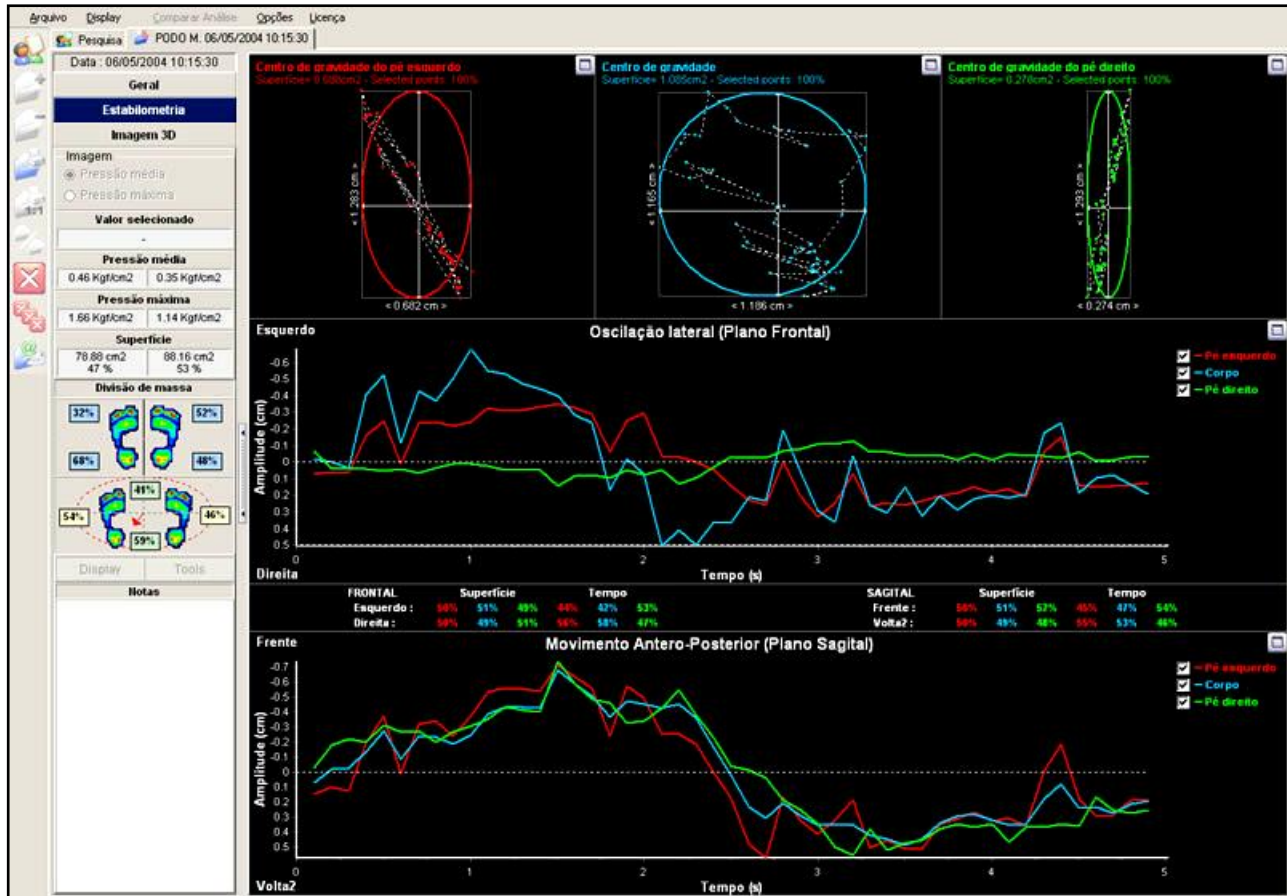


Figura 6: Mapa do deslocamento anteroposterior (ap) e mediolateral (ml) do centro de pressão (CP) através do estatocinesigrama (parte superior) e a série temporal do deslocamento do CP pela estabilimetria (parte inferior).

Fonte: Software aquisição *Footwork*.

Muitas variáveis podem ser derivadas do estatocinesigrama e estabilograma do CP. De acordo com Freitas e Duarte (2005), algumas dessas variáveis são redundantes, o que torna desnecessária a análise de todas conjuntamente, sendo que as principais variáveis utilizadas na investigação do controle postural são: trajetória (cm), desvio-padrão do deslocamento do CP (cm), amplitude de deslocamento do CP (cm), área (cm<sup>2</sup>), velocidade (cm/s) e frequência (Hz).

Outra forma de avaliar respostas do controle postural é através da eletromiografia de superfície, que envolve o estudo da função muscular a partir da detecção da atividade elétrica produzida pela despolarização das fibras musculares envolvidas na contração. A atividade elétrica é captada por um ou mais eletrodos sobre o músculo, em contração, que se tem interesse (CORREA; SANTOS; VELOSO, 2003).

O registro eletromiográfico requer um sistema de três fases: uma fase de entrada que inclui os eletrodos para captação do potencial elétrico do músculo em contração; uma fase de

processamento, durante a qual o pequeno sinal elétrico é amplificado; e uma fase de saída, na qual o sinal elétrico é convertido em sinais visuais e/ou auditivos, de modo que os dados possam ser visualizados, captados e analisados (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

As aplicações da eletromiografia de superfície são inúmeras, podendo ser usadas no estudo da função e disfunção do sistema muscular, na investigação de estratégias no recrutamento muscular em um determinado movimento, no estudo de técnicas que se propõe a gerar relaxamento muscular através de *biofeedback*, avaliação da atividade muscular durante atividades funcionais como a marcha, estudo do tempo de reação muscular, avaliações ergonômicas em condições de trabalho e a identificação da fadiga muscular (OCARINO *et al.*, 2005; GONÇALVES, 2006).

A Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (ISEK) preconiza que a colocação dos eletrodos sobre o músculo siga o método de referência anatômica recomendado pela *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (HERMENS *et al.*, 1999), que visa atingir a zona de inervação muscular e reduzir o risco de captação de músculos adjacentes (*cross-talk*). Esses pontos de referência ósseos podem ser visualizados na Figura 7.

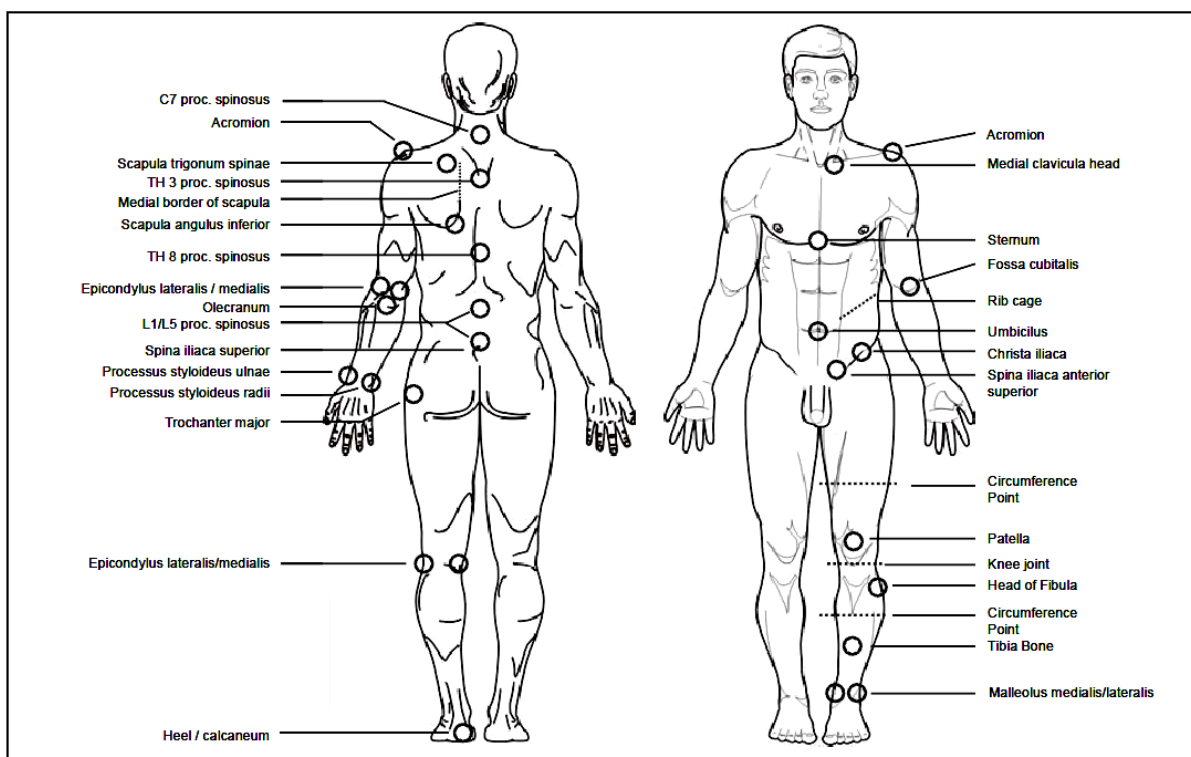


Figura 7: Referências ósseas anatômicas do corpo humano nas visões posterior e anterior.

Fonte: Konrad (2005).

O sinal EMG captado no corpo humano é um sinal analógico (um sinal contínuo no tempo) que então deve ser convertido para sinal digital (um sinal discreto, que é definido somente para certos intervalos de tempo), para poder ser registrado pelo computador. Para tanto, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal EMG, dependendo da tarefa e objetivos para posterior análise (KONRAD, 2005).

O sistema de registro típico para a eletromiografia consiste de um conjunto de eletrodos de superfície colocados em cima ou a uma curta distância do ponto motor. À medida que o potencial de ação na fibra muscular percorre o músculo, os eletrodos o registram devido à despolarização e a mudança ocorrida na voltagem. Assim, o sinal eletromiográfico é a soma dos potenciais de ação captados dentro da faixa de alcance dos eletrodos de registro (HAMIL; KNUTZEN, 1999).

Os eletrodos utilizados convertem o sinal bioelétrico resultante da despolarização do músculo em um potencial elétrico capaz de ser processado por um amplificador, ou seja, é processada a diferença no potencial elétrico entre os dois eletrodos de registro. A unidade de medida utilizada para a diferença de potencial eletromiográfico é o microvolt ( $1\mu\text{V} = 10^{-6} \text{ V}$ ). Ou seja, quanto maior a diferença de potencial, maior será a amplitude ou voltagem do potencial elétrico, conseqüentemente maior será a atividade muscular (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

Os sinais eletromiográficos são sinais tipicamente contínuos, sendo necessária sua transformação em sinais discretos por digitalização. A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma sequência de amostras instantâneas recolhidas a um ritmo constante. Para isso, são utilizados os conversores analógico-digitais para a digitalização (CORREA; SANTOS; VELOSO, 2003). Após a detecção do sinal, é utilizada uma média eletrônica para determinar a intensidade dos sinais eletromiográficos: a *Root-mean-square*, (RMS). Ela quantifica o sinal através da seguinte forma: elevam-se os dados ao quadrado, obtém-se a média dos valores resultantes e, finalmente, extrai-se a raiz quadrada do valor médio obtido. Esse parâmetro da eletromiografia é considerado por alguns pesquisadores o preferido para estimar a tensão elétrica (DE LUCA, 1997).

O tempo de reação muscular pode ser definido como o tempo ocorrido desde a perturbação até o início da resposta muscular reflexa (KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997; OSBORNE *et al.* 2001; COWLING; STEELE; MCNAIR, 2003; XU; LI; HONG, 2005; FONG; NG, 2006; LINFORD *et al.*, 2006; AKHBARI *et al.*, 2007; TOUMI, *et al.* 2007), possuindo ótima reprodutibilidade teste-reteste em pesquisa científica (COWAN; BENNELL; HODGES, 2000).

Para Linford *et al.* (2006), a ação dos estabilizadores dinâmicos após um teste de perturbação são dependentes do tempo de reação e do retardo eletromecânico do músculo. Diante da

sua importância biológica em determinar o tempo do início da resposta muscular diante de um distúrbio abrupto, como um escorregão ou um tropeço, o tempo de reação muscular é uma variável eletromiográfica de extrema relevância para a presente pesquisa, já que indivíduos mais velhos apresentam atraso na ativação muscular após uma perturbação (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010).

Indivíduos mais velhos ativam os músculos posturais responsáveis pela recuperação do equilíbrio com intensidades mais baixas (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Dessa forma, a amplitude do sinal EMG, que significa a quantidade média de atividade muscular em um período de tempo é outra variável importante para o presente estudo (DE LUCA, 1997).

Outra informação que a eletromiografia de superfície proporciona, é o tempo entre o distúrbio e o pico do sinal eletromiográfico (tempo ao pico EMG), que está diretamente relacionada com o aumento da produção de força muscular (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Nenhum estudo utilizando a avaliação dessa variável e o treinamento de equilíbrio foi encontrado.

## 2.5 AVALIAÇÃO DA ATIVAÇÃO CENTRAL – CAR (*CENTRAL ACTIVATION RATIO*)

Com a finalidade de avaliar possível falha de ativação central no *drive* neural motor, alguns autores têm sugerido utilizar uma relação entre a força máxima durante o teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e a força máxima de uma CIVM + pulso curto de eletroestimulação neuromuscular utilizando corrente elétrica (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996; STACKHOUSE *et al.*, 2000; DOUSSET; JAMMES, 2003).

A adição de um pulso elétrico muscular durante uma contração isométrica voluntária máxima consegue recrutar unidades motoras que somente uma CIVM não conseguiria, indicando que essa técnica pode ser utilizada para avaliar o recrutamento neuromuscular e uma possível falha de ativação central (STACKHOUSE *et al.*, 2000). Nenhum estudo foi encontrado realizando essa técnica em idosos, com o objetivo de avaliar o efeito de um determinado treinamento ou destreinamento sobre a capacidade de ativação muscular.

## 2.6 TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO EM SUPERFÍCIES INSTÁVEIS

O treinamento funcional em plataformas instáveis é muito utilizado na reabilitação e no condicionamento neuromuscular, sendo conhecido como treinamento de perturbação (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000; HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006; YAGGIE; CAMPBELL, 2006; MANSFIELD *et al.*, 2010). Este treinamento



utiliza plataformas instáveis para produzir oscilações corporais e desencadear uma resposta motora rápida (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000; HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006; LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009), proporcionando a melhora da reatividade muscular e do padrão de recrutamento neuromuscular (OSBORNE *et al.*, 2001; LINFORD *et al.*, 2006; YAGGIE; CAMPBELL, 2006, AKHBARI *et al.*, 2007), sendo portanto uma possibilidade de exercício para idosos.

Dessa forma, o treinamento de equilíbrio perturbado promove distúrbios no sistema sensorial, provocando respostas reativas motoras dinâmicas involuntárias para gerar controle neuromuscular em determinada articulação (HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006).

Para Fitzgerald, Axe e Snyder-Mackler (2000), esse treinamento promove o desenvolvimento de padrões compensatórios de proteção, produzindo respostas musculares involuntárias diante das forças desestabilizadoras. Na figura 8 podem ser visualizadas algumas formas de exercícios em plataformas instáveis.



Figura 8: Exemplos de exercícios em plataformas instáveis.

Fonte: Hurd; Chmielewski; Snyder-Mackler (2006).

Durante a realização do treinamento, a instabilidade dos movimentos proporciona situações de risco às articulações, assim, a ativação dos impulsos proprioceptivos que são integrados em vários centros sensório-motores regula automaticamente os ajustes na contração dos músculos posturais, mantendo o equilíbrio postural geral. As fibras musculares intrafusais, o órgão tendinoso de Golgi e os receptores articulares auxiliam na manutenção do equilíbrio e detecção da posição corporal (LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009).

Com o objetivo de gerar padrões de ativação muscular adequados, devem-se estimular posturas vulneráveis que necessitem de grande estabilização muscular preparatória e reativa e que gerem situações inesperadas (STRONJNIK; VENGUST; PAVLOVIC, 2002). Além disso, o treinamento de equilíbrio deve evoluir de maneira gradual, partindo de movimentos básicos, que enfatizam a estabilidade, o equilíbrio e a sensação de segurança para tarefas mais sofisticadas visando habilidade e função (LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009). O treinamento deve: (a) dificultar progressivamente as posturas de treinamento, de forma a reduzir a base de suporte (ex: bipodal evoluir para unipodal); (b) gerar movimentos dinâmicos que perturbam o centro de gravidade (ex: perturbações corporais); (c) exigir de músculos posturais (ex: permanecer na ponta dos pés) e (d) reduzir o input sensorial (ex: em pé com os olhos fechados) (ACSM, 2009).

Quanto mais próxima do objetivo do paciente forem as atividades a realizar, mais efetivo será o treinamento de equilíbrio (FITZGERALD, 2000). Dessa forma, atividades funcionais que tenham significado para o indivíduo deverão ser estimuladas no treinamento, pois serão mais facilmente integradas ao aprendizado motor. Como o movimento em cadeia cinética fechada (CCF) é caracterizado por movimentos multiarticulares, com a extremidade distal fixa e tipicamente com descarga de peso (FITZGERALD, 2000), a maioria dos exercícios de equilíbrio ocorre em CCF, pois promovem maior congruência articular, reduzem as forças de cisalhamento, estimulam proprioceptores e melhoram a estabilidade articular dinâmica (HURD; CHMIELEWSKI; SNYDER-MACKLER, 2006).

Com a finalidade de manter o controle postural e articular, várias estratégias são utilizadas durante o treinamento de equilíbrio utilizando superfícies instáveis (LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009). Alguns mecanismos reflexos são ativados, como por exemplo, o reflexo de proteção ligamento-muscular, em que os ligamentos presentes nas articulações também servem com órgãos sensoriais dinâmicos, gerando estímulos para o início da atividade muscular sinérgica, além de sua função passiva de limitar o movimento articular (RIEMANN; LEPHART, 2002b). Esse reflexo pode ser considerado um mecanismo de controle baseado em *feedback*, onde uma perturbação imposta à articulação estimula os mecanorreceptores que, por sua vez, enviam sinais aferentes até a medula e via ação nos motoneurônios alfa ativam os músculos antagonistas ao movimento articular gerado por essa perturbação (AQUINO *et al.*, 2004).

Outra estratégia utilizada com o objetivo da manutenção da estabilidade dinâmica é a ativação muscular anterior à sobrecarga articular, controlada pelo mecanismo de *feedforward*. Esta ocorre devido a informações sensoriais periféricas geradas em experiências pregressas que são

aprendidas, armazenadas e usadas para planejar e executar a atividade muscular adequada (RIEMANN; LEPHART, 2002b).

Por fim, outro mecanismo proposto de estabilidade dinâmica postural e articular é o mecanismo de ajuste dinâmico da rigidez envolvendo a participação dos mecanorreceptores articulares na regulação da rigidez articular através da co-contracção muscular, via sistema gama (AQUINO *et al.*, 2004). Johansson *et al.* (1990) propuseram que a estabilidade articular seria obtida através da contribuição dos mecanorreceptores periféricos para o ajuste contínuo e dinâmico da co-contracção dos músculos que agem sobre uma articulação. Esses receptores comunicam-se na medula com os motoneurônios gama e estimulam as fibras intrafusais do fuso muscular, assim, com o aumento da responsividade fusar, o fuso envia aferências para a medula, fazendo sinapse com o motoneurônios alfa (JOHANSSON *et al.*, 1991). A ação dos motoneurônios alfa sobre as fibras extrafusais influencia o estado de ativação muscular, promovendo a contração dos músculos em torno da articulação (RIEMANN; LEPHART, 2002b). A co-contracção resultante desse mecanismo aumenta a rigidez articular e conseqüentemente leva a um ganho de estabilidade (AQUINO *et al.*, 2004).

O protocolo de treinamento proposto no presente estudo baseia-se em algumas características: 1) tem como objetivo aspectos específicos das reações de recuperação do equilíbrio, que estão prejudicadas em idosos (MANSFIELD *et al.* 2007); 2) as perturbações geram desequilíbrios em várias direções e diferentes ângulos (OSBORNE *et al.* 2001); 3) as perturbações são imprevisíveis e, portanto, evitam adaptações que dependem de controle preditivo (MAKI *et al.*, 2008); 4) as perturbações foram aplicadas de forma que permitissem progressões, sempre evoluindo de uma tarefa simples para uma tarefa complexa, como por exemplo, o apoio bipodal para unipodal (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000; ACSM, 2009); 5) as perturbações apresentam fácil aplicabilidade prática, tendo em vista o custo e a praticidade do material utilizado para gerar a perturbação (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000).

Diversos estudos foram realizados utilizando dispositivos instáveis através do treinamento de perturbação em indivíduos jovens e atletas, que apresentavam instabilidade funcional de tornozelo (OSBORNE *et al.* 2001; MATSUSAKA *et al.* 2001; LINFORD *et al.*, 2006; AKHBARI *et al.*, 2007), na prevenção de entorses de tornozelo (VERHAGEN *et al.* 2004; VERHAGEN *et al.* 2005; MCGUINE; KEENE, 2006), após a reconstrução cirúrgica do ligamento cruzado anterior (REIDER *et al.* 2003) e no tratamento conservador após lesão do ligamento cruzado anterior (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000).

Aragão *et al.*, (2011) realizou um estudo envolvendo o treinamento de equilíbrio com idosos durante 14 semanas utilizando o mini-trampolim, mostrando que através dos mecanismos de aumento da base de suporte e contra-rotação dos segmentos, houve um aumento da capacidade do idoso em restabelecer o equilíbrio durante um teste de perturbação.

Dessa forma, apenas um estudo foi encontrado avaliando o efeito do treinamento utilizando esses dispositivos instáveis sobre o controle postural reativo (ARAGÃO *et al.*, 2011).

Portanto, o presente estudo se propõe investigar os efeitos de um programa de treinamento de equilíbrio e o destreinamento, sobre o comportamento neuromuscular, controle postural e mobilidade funcional em idosas ativas da comunidade.

### 3 MÉTODOS

#### 3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

A presente investigação trata-se de um estudo clínico randomizado através do modelo analítico experimental (MARQUES; PECCIN, 2005) com delineamento de grupos randomizados com testes pré e pós-treinamento (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2007), a fim de investigar o efeito de um programa de treinamento de equilíbrio sobre o controle postural e neuromuscular de idosas ativas da comunidade. A Figura 9 mostra o desenho experimental do estudo.

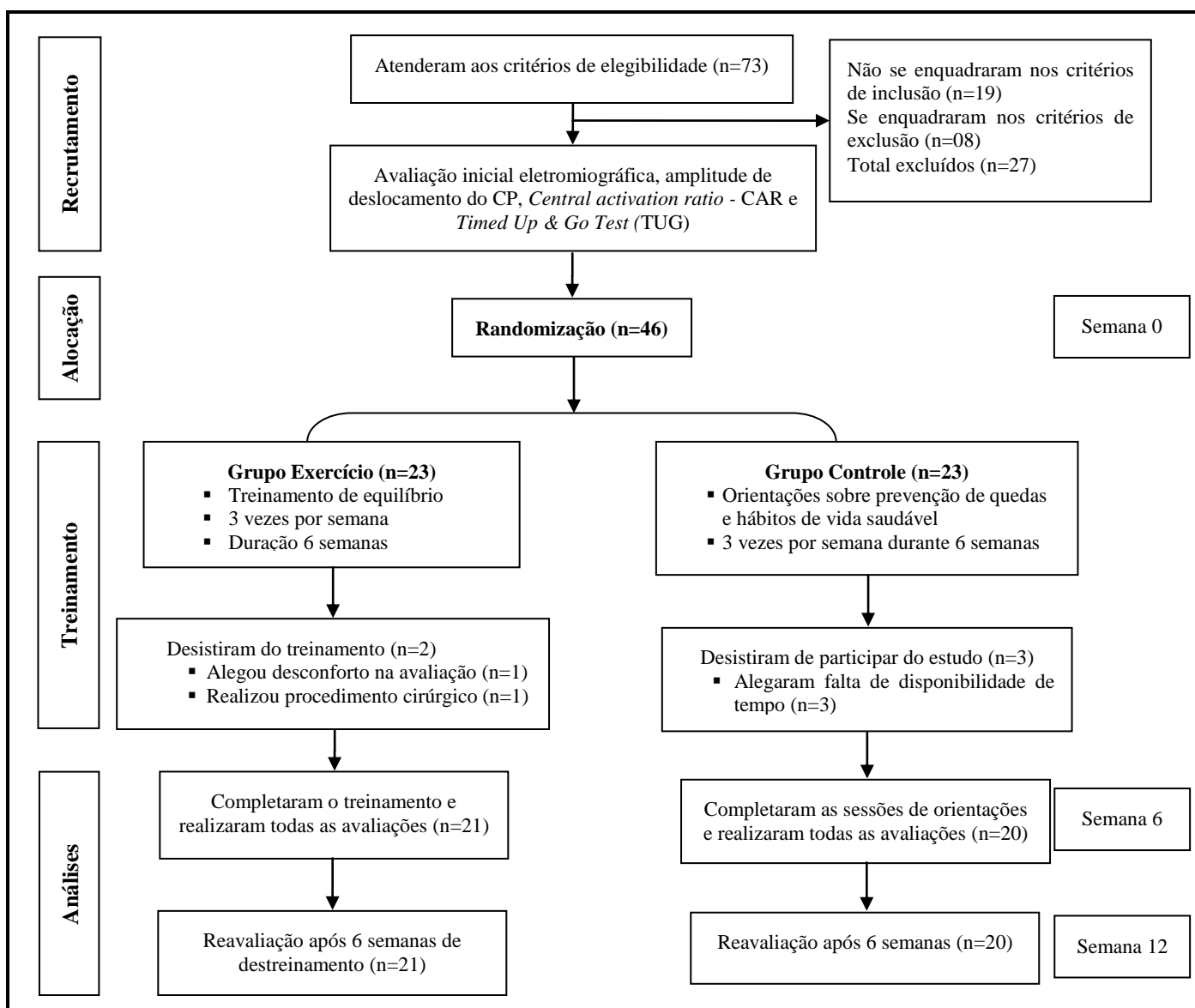


Figura 9: Desenho experimental do estudo.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual do Centro-Oeste (parecer 200/2011) e está registrada no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC) - RBR6HP5H9.

### 3.2 LOCAL DA PESQUISA

Os dados foram coletados no Laboratório de Comportamento Motor da Universidade Estadual do Centro-Oeste (UNICENTRO), localizado na cidade de Guarapuava-PR.

### 3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA E RANDOMIZAÇÃO

Foram selecionadas idosas com idade entre 65 e 80 anos, a partir do convite realizado em clubes, igrejas, SESC, programas da Universidade Aberta da Terceira Idade (UNATI) e em diversas associações presentes na cidade.

As participantes foram inicialmente esclarecidas sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa e aquelas que concordaram em participar voluntariamente assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conforme resolução nº196 de 1996 do Conselho Nacional de Saúde – CNS (Apêndice A).

As voluntárias foram randomicamente divididas em dois grupos: Grupo exercício (GE, n=21, idade =  $67,0 \pm 2,0$  anos, MCT =  $70,97 \pm 7,79$ , IMC =  $27,6 \pm 2,4$  kg m<sup>-2</sup>) e Grupo controle (GC, n=23, idade =  $67,9 \pm 3,1$  anos, MCT =  $67,2 \pm 8,7$  IMC =  $28,5 \pm 3,2$  kg m<sup>-2</sup>). A alocação dos sujeitos foi balanceada pelo escore do *Timed-up & Go test* - TUG (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991), sendo posteriormente classificadas em quartis e randomicamente separadas através da tabela de números aleatórios (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2007) formando o grupo exercício (TUG =  $10,2 \pm 1,3$ s) e o grupo controle (TUG =  $10,1 \pm 1,8$ s). Este procedimento foi realizado com a finalidade de formar dois grupos balanceados para o estudo, como preconiza Persch *et al.*, (2009). Não foi encontrada diferença entre os grupos para a idade, IMC e TUG utilizando o teste T independente ( $p > 0,05$ ).

Para a participação na pesquisa, os sujeitos atenderam aos critérios de inclusão e exclusão descritos a seguir.

#### 3.3.1 Critérios de Inclusão

- possuir idade entre 65-80 anos.

- ser do sexo feminino.
- ser considerada ativa de acordo com o Perfil de Atividade Humana – PAH (anexo A), com escore mínimo de 53 (SOUZA; MAGALHÃES; TEIXEIRA-SALMELA, 2006).
- apresentar boa funcionalidade nos membros inferiores, avaliado através do Questionário Algofuncional de Lequesne para a articulação do quadril (anexo C) com escore  $\leq 4$ , Questionário funcional do joelho - Lisholm (anexo D) com escore  $\geq 84$  e Questionário de função e sintoma do tornozelo e pé - *Foot and Ankle Outcome Score* – FAOS (anexo E) com escore  $\geq 84$ .
- ter condições de chegar ao local de desenvolvimento do estudo.
- realizar o treinamento de maneira independente, isto é, sem necessitar de auxílio de tecnologia assistida ou de pessoas para executar os exercícios propostos.
- concordar em participar da pesquisa mediante a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE.

### 3.3.2 Critérios de Exclusão

- portadores de insuficiências graves diagnosticadas: cardíaca, respiratória, renal, hepática, osteoporose severa, diabetes descompensada e hipertensão arterial descompensada (PA  $>140/90$  mmHg) conforme as Diretrizes Brasileiras de Hipertensão - DBH (2010).
- distúrbios cognitivos importantes que impedissem a compreensão/execução das atividades propostas, verificado pelo Mini Exame de Estado Mental (MEEM) com os seguintes valores de corte: 13 para analfabetos; 18 para indivíduos com 1 a 7 anos de escolaridade e 26 para 8 anos ou mais de escolaridade, segundo a versão adaptada por Bertolucci *et al.*, (1994). Esse teste avalia o estado cognitivo mediante seis itens: orientação temporal e espacial, memória imediata, cálculo, memória recente e linguagem (BRUCKI *et al.*, 2003).
- dor relatada pela participante em qualquer região corporal que limitasse o treinamento.
- alterações vestibulares relatadas pelo sujeito, vertigens ou tonturas atuais ou pregressas, verificado pelo teste de Romberg (THYSSEN *et al.*, 1982) e Teste de Fukuda (HONAKER; SHEPARD, 2009).
- patologia neurológica relatada pela participante.
- possuir prótese articular e/ou osteossíntese no membro inferior.
- história prévia de fratura nos membros inferiores e coluna vertebral.
- uso de medicamentos que afetam o equilíbrio (benzodiazepínicos e neurolépticos).
- deficiência da função visual sem correção de óculos ou lentes.

Para tal, foi realizada pelo próprio pesquisador uma avaliação clínico-funcional (Apêndice B), seguindo os critérios de inclusão e exclusão da pesquisa.

### 3.4 TAMANHO DA AMOSTRA

Com a finalidade de estabelecer o número de sujeitos da pesquisa necessário para aumentar o poder dos resultados e obter uma conclusão confiável, foi calculado o tamanho da amostra usando o programa G\*Power 3.1<sup>®</sup>. Um estudo piloto foi realizado previamente com 10 participantes, utilizando nível de confiança de 95%, nível de significância de 0.05 (erro tipo I), poder de 80% (erro tipo II). O tamanho do efeito usado foi de 0.40, sendo a variável tempo de reação do músculo tibial anterior com média  $\pm$  DP de  $91,83 \pm 10,51$ ms utilizada, resultando em 23 voluntárias para cada grupo.

### 3.5 AVALIAÇÃO

#### 3.5.1 Medidas Antropométricas

As técnicas utilizadas para a obtenção das medidas antropométricas foram realizadas conforme o *Anthropometric Standardization Reference Manual* (LOHMAN *et al.*, 1988). A estatura foi mensurada em centímetros (cm), em estadiômetro (Cardiomed<sup>®</sup>) com precisão de 0,1 cm, com o indivíduo em posição ortostática, com os pés descalços e unidos, com as superfícies posteriores do calcanhar, cinturas pélvica e escapular e região occipital em contato com o instrumento de medida, com a cabeça no plano horizontal de Frankfort, ao final de uma inspiração máxima. A massa corporal foi aferida em quilos (kg), em balança tipo plataforma (Plenna<sup>®</sup>), com capacidade máxima de 150 kg e precisão de 100 gramas, com o indivíduo descalço, sem agasalhos (blusas) ou objetos nos bolsos e posicionado em pé no centro da plataforma, com os braços ao longo do corpo. O IMC, expresso em kg por m<sup>2</sup>, foi calculado pela fórmula:  $IMC (kg/m^2) = \text{Peso (kg)} / \text{Estatura}^2 (m)$  como preconiza a Organização Mundial da Saúde (WHO, 2011b).

#### 3.5.2 Aparato de perturbação do equilíbrio

Com a finalidade de avaliar funcionalmente as variáveis eletromiográficas e estabilométricas das idosas, a proposta do estudo foi realizar uma perturbação abrupta em cadeia cinética fechada (i.e. simular um escorregão) no sentido anteroposterior, por meio de um aparato construído especialmente para esta pesquisa (Figura 10).



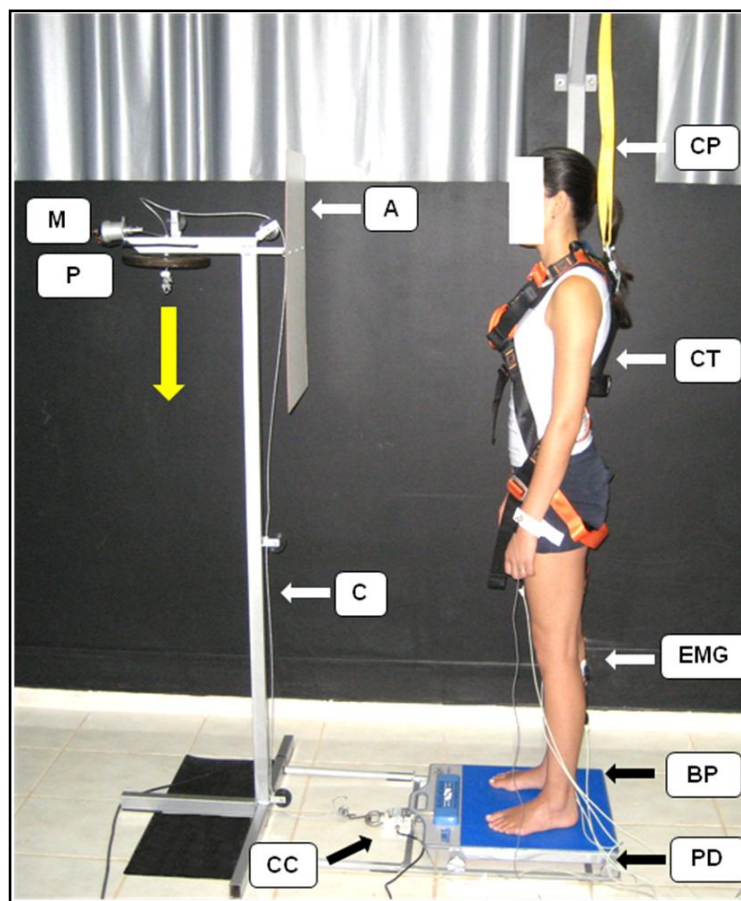


Figura 10: Aparato de perturbação utilizando uma plataforma móvel. CP: corda de proteção; CT: cinto torácico; EMG: eletrodos de eletromiografia; BP: baropodômetro; PD: plataforma deslizante; CC: célula de carga; C: cabo de aço; A: anteparo de madeira; P: peso; ↓ sentido da queda do peso; M: motor.

O aparato compreende uma plataforma de aço medindo 45x45cm de comprimento x largura que desliza sobre um trilho medindo 12 cm de comprimento. A força que move a plataforma é gerada pela queda de um peso de 5 kg a uma distância final de 25 cm do aparato. O peso está conectado à plataforma por um cabo de aço, de forma que a sua queda desloca rapidamente a plataforma móvel.

O cálculo do peso e a distância da sua queda foram obtidos após vários testes realizados no aparato, demonstrando aceleração da plataforma suficiente para desequilibrar e promover perturbação em pessoas que possuem massa corporal entre 60 e 90 kg. Testes prévios mostraram que a média do tempo de deslizamento da plataforma sobre o trilho de 12 cm foi de  $\pm 0,47$  segundos, com velocidade média  $\pm DP$  de  $24,8 \pm 3,8$  cm/s e aceleração  $\pm DP$  de  $54,7 \pm 5,8$  cm/s<sup>2</sup>.

Foi desenvolvido um sistema elétrico para acionamento da queda do peso, através de um motor acoplado na estrutura metálica e que estava preso a um pino de aço. Esse motor era acionado

através de uma bateria tracionando o pino e gerando a queda do peso. Para que a participante submetida à perturbação não soubesse quando ocorreria a queda do peso, foi acoplada a estrutura metálica um anteparo de madeira medindo 60 x 40 cm (comprimento x largura).

Para evitar o risco de queda as participantes utilizaram um cinto torácico (Figura 10) que estava fixo ao teto por uma corda de alta resistência, com o objetivo de evitar uma queda inesperada (MANSFIELD *et al.* 2010).

Para a mensuração da reprodutibilidade intraobservador do sistema de perturbação, foram realizadas 10 mensurações (em cada dia) do pico de força e velocidade da plataforma em dois dias diferentes, com um intervalo de três dias entre as coletas. Foi utilizado o coeficiente de correlação intraclass (CCI) e o intervalo de confiança (IC) de 95%. Foi encontrada boa replicabilidade para o pico de tensão detectada pela célula de carga (EMG System do Brasil), (CCI=0,785; IC<sub>95%</sub> 0,37 a 0,94,  $p=0,001$ ) e moderada a boa replicabilidade (CCI=0,73; IC<sub>95%</sub> 0,24 a 0,92,  $p=0,005$ ) quando analisada a velocidade da plataforma. O *standard error of measurement* (SEM) do pico de tensão da célula de carga e da velocidade da plataforma foi respectivamente de 0,27 e 0,30, sendo o *Minimal Detect Change* (MDC) respectivamente de 1,44 e 1,51.

Nas Figuras 11 e 12 são ilustrados os diagramas de dispersão com a plotagem dos valores médios do escore relacionado ao pico de força e velocidade da plataforma em dois dias diferentes. Este procedimento de análise proposto por Bland e Altman (1986) permite visualizar as diferenças médias e os limites extremos de concordância ( $\pm 1,96$  desvios-padrão da diferença) apresentados pelos picos de força e velocidade da plataforma. O limite de concordância para o pico de força foi de -0,73 a 1,07 e para a velocidade da plataforma foi -1,09 a 1,03.

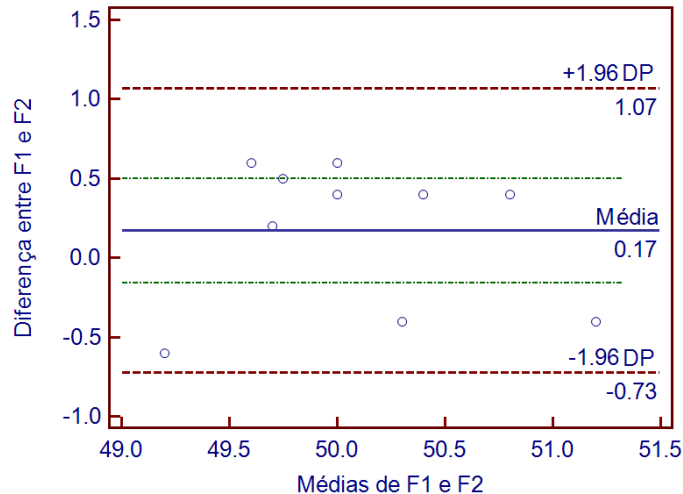


Figura 11: Comparação de medidas repetidas do pico de força, utilizando o gráfico de dispersão de Bland-Altman através do MedCalc<sup>®</sup> 12.2.1. A linha azul representa a média e a linha vermelha o  $DP \pm 1,96$ .

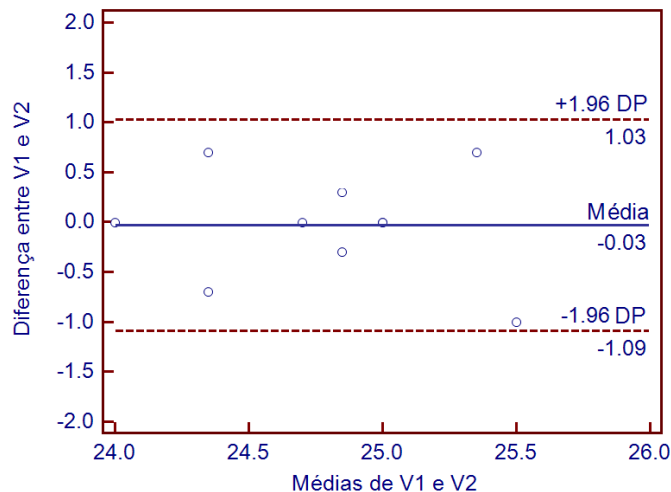


Figura 12: Comparação de medidas repetidas da velocidade da plataforma móvel, utilizando o gráfico de dispersão de Bland-Altman através do MedCalc<sup>®</sup> 12.2.1. A linha azul representa a média e a linha vermelha o  $DP \pm 1,96$ .

### 3.5.3 Avaliação temporal e magnitude da atividade eletromiográfica

Para avaliar o tempo de reação muscular (*onset* e tempo ao pico EMG), foi necessário saber quando ocorreria a perturbação do aparato, ou seja, o momento em que ocorreria o movimento abrupto da plataforma que desequilibraria a idosa. Dessa forma, uma célula de carga foi conectada à plataforma móvel, assim, o tempo de reação muscular e todas as variáveis eletromiográficas temporais foram detectadas após o instante inicial, caracterizado pelo pico de tensão ocasionado

pela queda do peso e captado pela célula de carga. Para a sincronização do eletromiógrafo com a célula de carga foi utilizado um software de aquisição de dados chamado WinDaqXL<sup>®</sup>.

Para a coleta, a participante permaneceu sobre a plataforma em posição ortostática, bipodal, estática, com os braços ao longo corpo, com o olhar horizontal e com 5 cm de distância entre os dois pés (FREITAS; KNIGHT; BARELA 2010). Para padronizar a posição dos pés em todas as coletas, conforme preconiza Chiari, Rocchi e Cappello (2002), foi utilizado um molde (Figura 13), que posiciona cada pé em 15° de rotação externa.

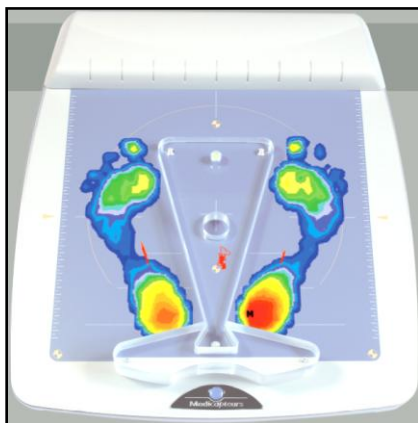


Figura 13: Molde de acrílico para padronizar o posicionamento dos pés.  
Fonte: Medicapture<sup>®</sup>.

Quando a participante estava posicionada e confortável, o sistema elétrico foi ativado permitindo a queda do peso, gerando o deslocamento abrupto da plataforma móvel que deslocou o sujeito, assim o registro eletromiográfico foi captado (Figura 14). Para assegurar que nenhuma atividade muscular antecipatória ocorresse, o examinador pediu à participante para ficar “mais relaxada possível” e observou no monitor a presença de qualquer atividade muscular.

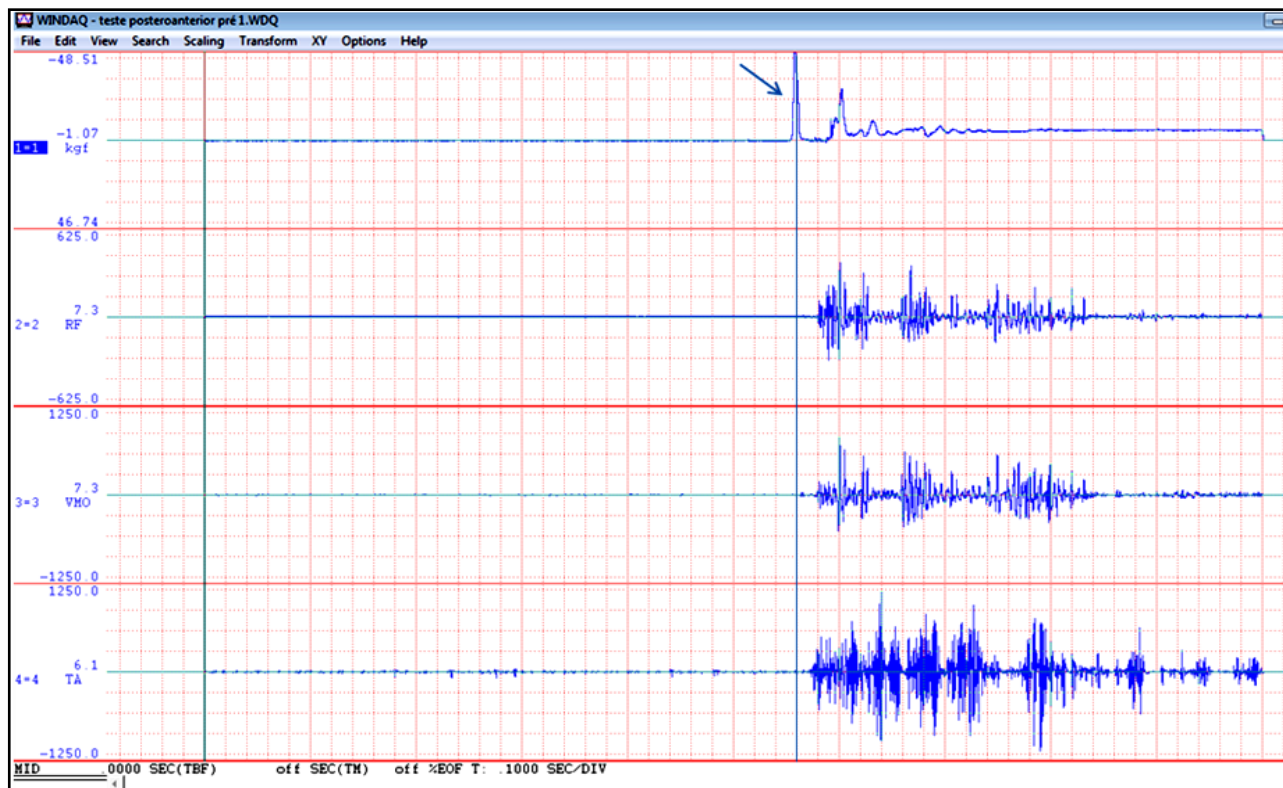


Figura 14: Aquisição do sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos RF, VMO e TA durante o teste de perturbação abrupta posteroanterior, mostrando o momento da perturbação (seta) e posteriormente a atividade muscular EMG.

Fonte: Windaq®

Como a maioria das quedas em idosos ocorre no plano sagital (KIM; ASHTON-MILLER, 2009), os músculos escolhidos para serem avaliados são aqueles mais utilizados nas estratégias do quadril e tornozelo, durante um distúrbio no plano sagital (HU, WOOLLACOTT, 1994), sendo eles: reto femoral (RF), semitendinoso (ST), vasto medial oblíquo (VMO), gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SO) e tibial anterior (TA) do membro inferior dominante (LINFORD *et al.*, 2006).

Como observado no estudo piloto realizado previamente e como os músculos supracitados apresentam diferentes localizações anatômicas, para uma completa avaliação muscular, foram realizadas duas perturbações abruptas da plataforma móvel, uma no sentido anterior e a outra no sentido posterior. No sentido anterior, foram avaliados os músculos RF, VMO e TA e no sentido posterior os músculos ST, GM e SO.

Para determinar o início da ativação muscular (*onset*) foi utilizada uma rotina em Matlab® 7.0 na qual os traçados eletromiográficos selecionados foram inicialmente filtrados (filtro Butterworth, terceira ordem), submetidos à retificação total do sinal com frequência de corte de 8 Hz e a detecção do início de ativação ocorreu por meio do instante de tempo em que o sinal

ultrapassou 7% do pico do sinal eletromiográfico após a perturbação (FREITAS; KNIGHT; BARELA 2010), conforme mostrado na Figura 15.

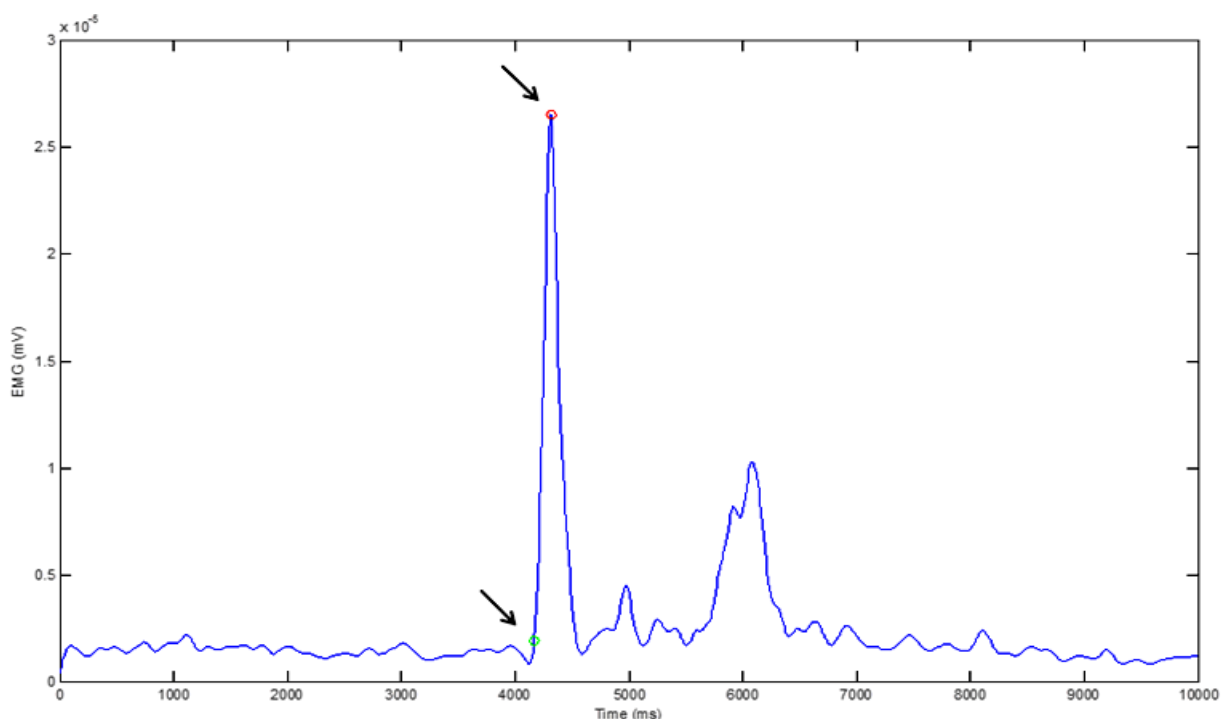


Figura 15: Gráfico do sinal eletromiográfico (EMG) durante o teste de perturbação abrupta, mostrando o tempo de reação muscular (*onset*) (seta de baixo) e o pico de ativação EMG (seta de cima).

Fonte: Matlab 7.5 (*MatWorks*)<sup>®</sup>

Para avaliar o tempo ao pico do sinal eletromiográfico (tempo ao pico EMG), foi utilizada uma rotina em Matlab<sup>®</sup> 7.5 na qual os traçados eletromiográficos selecionados foram inicialmente filtrados (filtro Butterworth, terceira ordem), submetidos à retificação total do sinal com frequência de corte de 8 Hz e foi determinado pelo tempo do distúrbio até o pico do sinal EMG (Figura 15).

Eletrodos autoadesivos da marca *Meditrace*<sup>®</sup> 100 foram colocados nos músculos específicos pelo método de referência anatômica como recomendado pela *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (HERMENS *et al.*, 1999), com o objetivo de atingir a zona de inervação e reduzir o risco de *cross-talk*. Os eletrodos foram fixados com esparadrapo para não ocorrer artefatos de movimento durante a contração muscular. Foi realizada a marcação com caneta dermatográfica em volta do eletrodo (Figura 16), para reconhecimento do local exato de colocação dos eletrodos após o período de treinamento e destreino, sendo que a cada cinco dias foi realizada uma remarcação para manutenção da tinta na pele.



Figura 16: Colocação dos eletrodos autoadesivos e marcação com caneta dermatográfica.

Os sinais biológicos foram obtidos utilizando um Eletromiógrafo de 8 canais (*EMG System Brasil LTDA*), com ganho de amplificação do sinal em 2000x, filtro analógico passa banda de 20 a 500 Hz e relação de rejeição de modo comum  $> 120$  dB. Todos os dados foram processados usando um software específico para aquisição do sinal (*WinDaqXL*), digitalizados por placa de conversão A/D de 12 bits de resolução com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal e com uma variação de entrada de 5 mV. Eletrodos autoadesivos da marca *Meditrace*<sup>®</sup>, bipolares do tipo ativo com distância de 20 mm entre eles foram usados (DE LUCA, 1997), sendo o eletrodo de referência colocado no punho contralateral do membro inferior avaliado. Em todas as coletas, o local de colocação dos eletrodos foi identificado e preparado pelo mesmo pesquisador.

Os dados foram analisados através do programa de processamento de sinais, *Matlab 7.5 (MatWorks)*. A atividade eletromiográfica foi mensurada usando os valores da *Root Mean Square (RMS)*. Em todos os procedimentos relativos à coleta, o registro e o tratamento do sinal EMG, foram seguidas as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (*ISEK*) relativas ao emprego da eletromiografia de superfície.



### 3.5.4 Avaliação estabilométrica dinâmica

A amplitude máxima de deslocamento do centro de pressão foi obtida no momento da movimentação da plataforma nas direções anteroposterior e posteroanterior em dois momentos diferentes. Foi utilizada somente a amplitude de deslocamento do CP no plano sagital durante a perturbação devido: (1) ao movimento da plataforma móvel ocorrer no sentido anterior e posterior, (2) as maiores oscilações corporais na postura semi-estática ocorrem na direção anteroposterior (DUARTE, 2000) e (3) a maioria das quedas em idosos ocorre nessa direção (KIM; ASHTON-MILLER, 2009), principalmente anteriormente (BLAKE *et al.*, 1988). Foram realizadas duas coletas em cada sentido (com intervalo de 1 minuto), utilizando a média do deslocamento do CP como preconiza Duarte e Freitas (2010).

Para a análise estabilométrica foi utilizado um baropodômetro eletrônico da marca Arquipelago<sup>®</sup> (Figura 17), fabricação francesa, com dimensões de 575 x 450 x 25 mm e superfície ativa de 400mm x 400mm. Possui revestimento de policarbonato e suas características eletrônicas são: 2704 captadores capacitivos calibrados, frequência de 150Hz, conversão analógico-digital de 16bits, medida do captador de 7,62 x 7,62 mm e pressão máxima por captador de 100N/cm<sup>2</sup>.



Figura 17: Baropodômetro eletrônico.

O baropodômetro foi colocado em cima da plataforma de aço confeccionada para a pesquisa (Figura 18). Conforme testes realizados previamente no estudo piloto com voluntários jovens, não houve movimentação do baropodômetro sobre a plataforma móvel durante a perturbação, devido a estabilização pela massa corporal do indivíduo e pela superfície do baropodômetro ser anti-deslizante.





Figura 18: Acoplamento do baropodômetro eletrônico à plataforma móvel.

### 3.5.5 Falha de ativação central – CAR (*Central activation ratio*)

Para avaliar a falha de ativação muscular é necessário estabelecer uma relação entre a força máxima durante o teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e a força máxima CIVM + pulso curto de eletroestimulação neuromuscular utilizando corrente elétrica (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996; DOUSSET; JAMMES, 2003) (Figura 19).

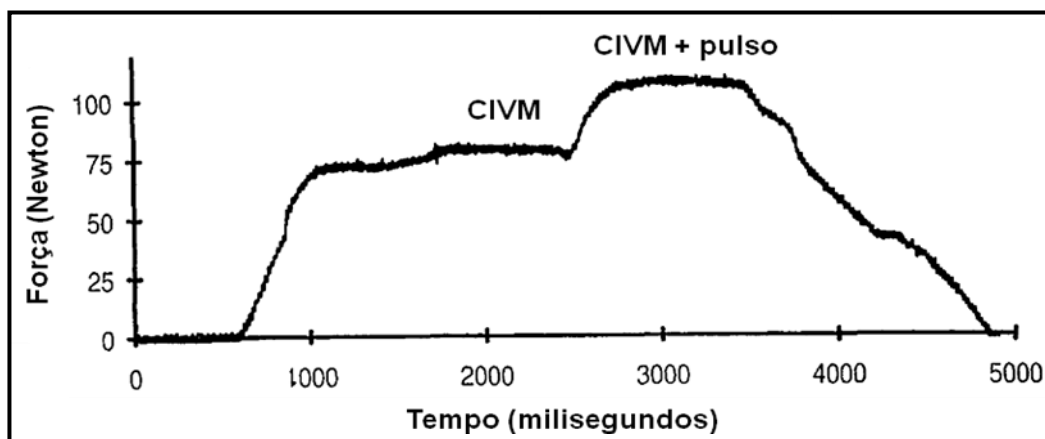


Figura 19: Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) associada à adição de um pulso de eletroestimulação (CIVM + pulso). (Adaptado de Kent-Braun e Le Blanc 1996).

Foi solicitada à participante da pesquisa que realizasse uma CIVM de 5 segundos, e durante essa contração foi sobreposto um pulso elétrico (no terceiro segundo) através de um eletroestimulador (NEURODYN<sup>®</sup> - marca Ibramed) no ponto motor do músculo (Figura 20), com

duração de 1 segundo, 50 Hz e largura do pulso de  $500\mu\text{s}$  (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996). Os grupos musculares avaliados por meio dessa relação foram os dorsiflexores (na posição neutra do tornozelo) e flexores plantares do tornozelo (na posição de 10 graus de flexão plantar do tornozelo), por serem grupos muito ativados no treinamento de equilíbrio utilizando dispositivos instáveis (FERREIRA *et al.* 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2012).

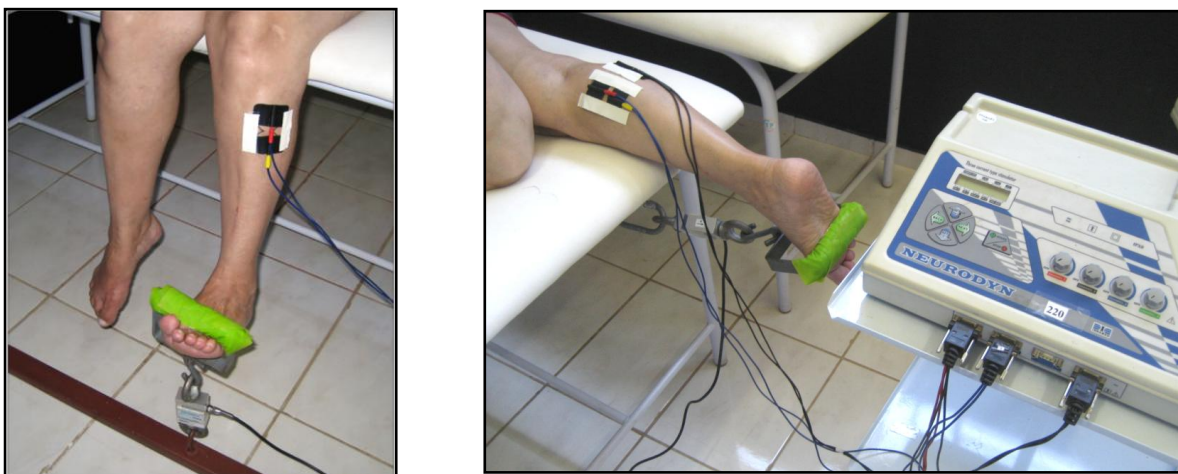


Figura 20: Avaliação da falha de ativação central (CAR) dos músculos dorsiflexores (à esquerda) e flexores plantares do tornozelo (à direita).

Para ocorrer aumento do CAR, a força muscular durante uma CIVM não deve alterar durante a adição do pulso elétrico muscular, indicando relação igual a 1, mostrando que voluntariamente, o músculo se encontra na sua ativação máxima. Em contrapartida, quanto menor essa relação (CAR), maior é a falha de ativação central (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996).

### 3.5.6 Avaliação Funcional e Risco de Quedas

Testes funcionais também são utilizados para avaliar os principais componentes relacionados com o risco de quedas em idosos, como o teste funcional *Timed Up & Go test – TUG* (anexo F), já que este teste inclui a habilidade de ajustar o centro de gravidade continuamente sobre uma base de suporte em movimento (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991), sendo um excelente instrumento de avaliação para aplicar em uma população idosa (NAKAMURA *et al.*, 1999).

Outro aspecto importante na escolha deste instrumento prende-se ao fato dessa tarefa estar diretamente relacionada com atividades da vida diária e que, ao mesmo tempo, é um bom simulador de atividades de risco de quedas, como caminhar, levantar e sentar em uma cadeira (NAKAMURA *et al.*, 1999).

Dessa forma, a mobilidade funcional e o risco de queda foram avaliadas por meio do *Timed up and go test* – TUG (ALEXANDRE *et al.*, 2012; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991), que consiste em levantar-se de uma cadeira sem a ajuda dos braços e andar rapidamente em ritmo confortável e seguro a uma distância de três metros, dar a volta, retornar e sentar. Ao iniciar o teste a participante permaneceu com o dorso apoiado no encosto da cadeira e ao final, encostou novamente. Após a instrução “vá” para iniciar o teste, o tempo foi cronometrado (em segundos) até o momento em que o sujeito apoiou novamente o dorso na cadeira (BOHANNON, 2006). O teste foi realizado uma vez para familiarização e uma segunda vez para tomada de tempo.

Para a realização deste teste foi necessário uma cadeira com suporte para os braços, um cronômetro, e um cone para indicar a distância de 3 metros do local onde se encontrava a cadeira (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991) (Figura 21).

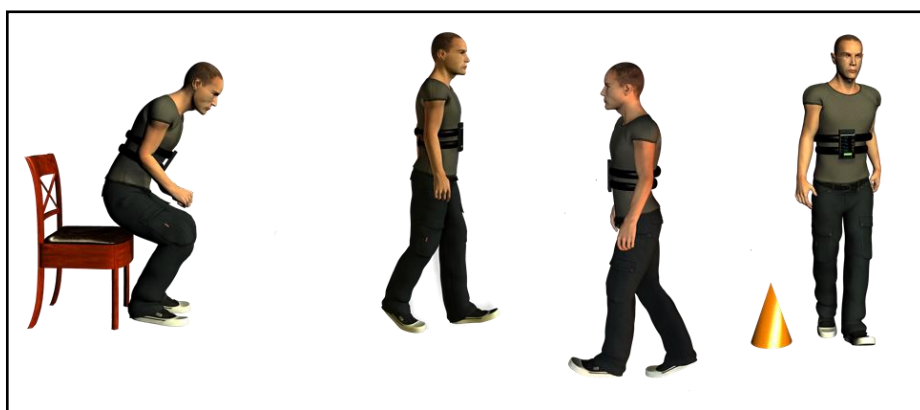


Figura 21: Avaliação do *Timed up and go test* - TUG.

Recentemente Alexandre *et al.*, (2012) encontraram o valor do ponto de corte de 12,47 segundos do TUG, como sendo o melhor valor predito para o risco de quedas em idosos para a população brasileira. Este estudo reportou que valores do TUG maiores que 12,47 segundos indicariam um maior risco de quedas da população idosa (ALEXANDRE *et al.*, 2012).

Desta forma, de acordo com a literatura, pode-se considerar que o TUG permite avaliar a combinação de equilíbrio; velocidade da marcha e capacidade funcional, com destaque neste último e ainda, existe relação entre o TUG e risco de quedas (ALEXANDRE *et al.*, 2012; BOHANNON, 2006; PODSIADLO; RICHARDSON 1991).

### 3.6 PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO

As sessões de treinamento foram realizadas em grupos de 12 participantes (devido à segurança das idosas) e foram supervisionadas individualmente por um pesquisador (uma participante para cada pesquisador). Foi realizado aquecimento utilizando uma bicicleta estacionária nos primeiros 10 minutos em 40-60% da frequência cardíaca de reserva (WOODS *et al.*, 2007).

Posteriormente as participantes realizaram um circuito com diversos exercícios proprioceptivos, utilizando dispositivos específicos para o treinamento de equilíbrio simulando um terreno instável (FITZGERALD *et al.* 2000; COOPER *et al.*, 2005). Foram utilizados seis dispositivos instáveis em cada dia de treinamento: disco proprioceptivo (OSBORNE *et al.* 2001), balancim, prancha de equilíbrio (COOPER *et al.*, 2005), Bosu<sup>®</sup> (YAGGIE; CAMPBELL, 2006), Bosu invertido<sup>®</sup> (LAUDNER; KOSCHNITZKY, 2010) e mini-trampolim (ARAGÃO *et al.* 2005) (Figura 22). A sequência dos aparelhos proprioceptivos foi randomizada por meio de tabela de números aleatórios (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2007) a cada dia de treinamento, para que a participante não se acostumasse com a mesma sequência, minimizando um possível efeito adaptativo.

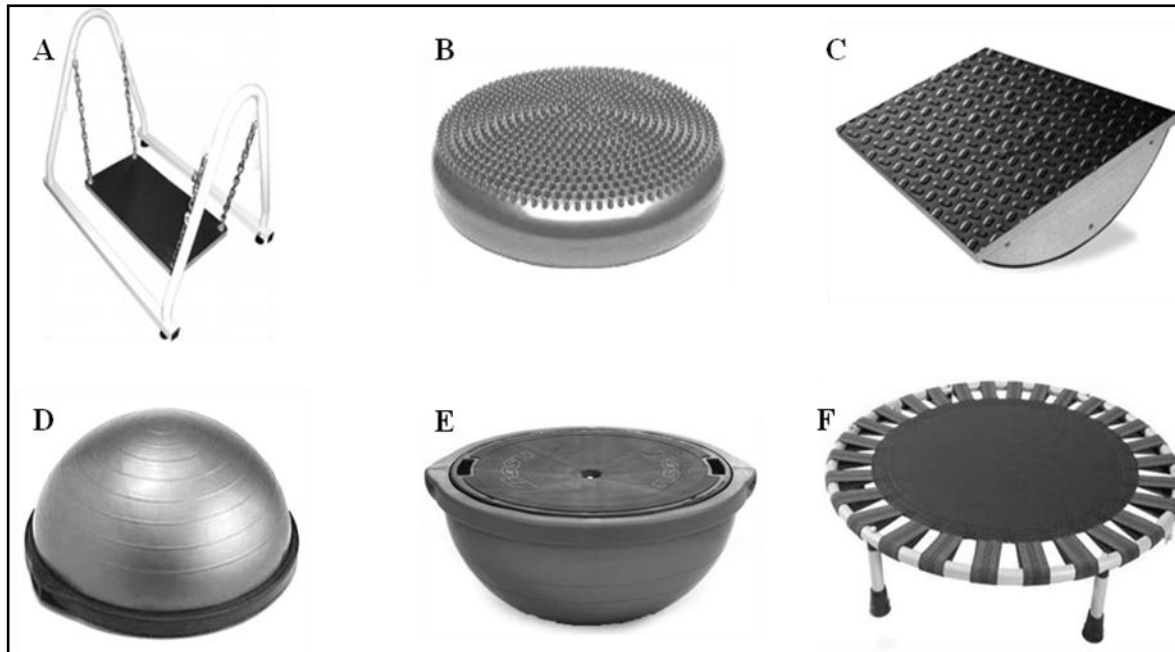


Figura 22: Dispositivos de perturbação: a) balancim, b) disco proprioceptivo, c) prancha de equilíbrio, d) Bosu<sup>®</sup>, e) Bosu<sup>®</sup> invertido, f) mini-trampolim.

O protocolo de exercícios consistiu de 4 repetições de 1 minuto de duração (VERHAGEN *et al.*, 2004; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011) para cada dispositivo e 1 minuto de

repouso entre cada repetição. O tempo total do treinamento foi de aproximadamente 40 minutos sendo realizado 3 vezes por semana (MANSFIELD *et al.* 2010; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011) com no mínimo um dia de repouso entre as sessões, durante 6 semanas consecutivas (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000; COOPER *et al.*, 2005; LINFORD *et al.*, 2006; MANSFIELD *et al.* 2010; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011). Como o objetivo do estudo foi analisar o efeito neural do treinamento, tal período justifica-se pelas possíveis modificações neurais ocorrerem nas primeiras seis semanas de treinamento, sendo que após esse período modificações musculares passam a ser predominantes (MORITANI; DEVRIES, 1979; ENOKA, 1997; CARPINELLI; OTTO; WINETT, 2004).

Com a finalidade de proteger as idosas durante o treinamento de equilíbrio, foi utilizado o material etileno vinil acetato (EVA) para apoiar os dispositivos instáveis (Figura 23).



Figura 23: Circuito de dispositivos instáveis para o treinamento de equilíbrio.

Os indivíduos foram submetidos ao treinamento de equilíbrio (Tabela 1) com progressão de dificuldade como preconizam alguns autores (COOPER *et al.*, 2005; PAGE, 2006; CARDINALE; NEWTON; NOSAKA, 2011). Todos os participantes foram orientados durante o treinamento a permanecer na posição ortostática, olhando para frente e com uma flexão de 15° de joelho para evitar o bloqueio automático do joelho que ocorre na posição de extensão do joelho (VOIGHT, COOK, 2003), sendo esta posição articular monitorada através de um goniômetro enquanto estavam sobre os dispositivos de treinamento.

TABELA 1: Protocolo do treinamento de equilíbrio.

<b>Técnica</b>	<b>Repetições/ duração</b>	<b>Direção do movimento</b>	<b>Plano de movimento</b>	<b>Aplicação</b>
Disco proprioceptivo	4x/1 minuto	Multidirecional	Triplanar	Bipodal/unipodal
Bosu <sup>®</sup>	4x/1 minuto	Multidirecional	Triplanar	Bipodal/unipodal
Bosu <sup>®</sup> invertido	4x/1 minuto	Multidirecional	Triplanar	Bipodal/unipodal
Balancim	4x/1 minuto	Horizontal	Transversal	Bipodal/unipodal
Mini-trampolim	4x/1 minuto	Multidirecional	Triplanar	Bipodal/unipodal
Tábua de equilíbrio	4x/1 minuto	Anteroposterior	Sagital	Bipodal/unipodal

O treinamento de equilíbrio foi progressivo, assim, na fase inicial (1° e 2° semana), os dispositivos foram aplicados na posição bipodal sem deslocamentos do centro de gravidade (CG). Na fase intermediária (3° e 4° semana) ocorreu a progressão para apoio bipodal com deslocamentos multidirecionais do CG pelo pesquisador na 3ª semana, evoluindo para unipodal sem deslocamentos do CG na 4ª semana. Na fase final (5° e 6° semana) foram usados apoio unipodal sem deslocamentos do CG.

Apesar do disco proprioceptivo, do mini-trampolim e do Bosu<sup>®</sup> apresentarem as mesmas características multidirecionais, eles foram adicionados por gerarem diferentes níveis de ativação muscular do tornozelo (FERREIRA *et al.* 2010). O Bosu<sup>®</sup> foi inflado e normalizado de acordo com a massa corpórea da participante, com a finalidade de ter a mesma quantidade de ar relativa para todos os sujeitos da pesquisa.

Na terceira semana foram adicionadas ao treinamento pequenas perturbações (“empurrões”) diretamente na região pélvica da participante, com a finalidade de progredir o treinamento de equilíbrio através do deslocamento abrupto do centro de gravidade, conforme preconiza o American College of Sports Medicine - ACSM (2009). A intensidade do deslocamento produzido pelo pesquisador foi aquela que visualmente “perturbou” o indivíduo a ponto de gerar uma resposta rápida da participante. Para padronizar a quantidade de deslocamentos realizados sobre a participante durante o treinamento de equilíbrio, foi utilizado um metrônomo na frequência de 0,2Hz, produzindo 1 deslocamento a cada 5 segundos (FITZGERALD; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000). Durante o treinamento de equilíbrio, foram observadas duas reações de controle

postural: 1- controle do centro de gravidade utilizando as estratégias de quadril e/ou tornozelo e 2 - estratégia rápida do passo.

As idosas do grupo controle participaram de palestras sobre riscos de quedas e hábitos de vida saudáveis e atividades lúdicas durante 40 minutos, 3 vezes por semana, durante 6 semanas. Todas as participantes foram orientadas a não participar de outros programas de exercícios físicos, bem como não mudar seus hábitos cotidianos durante a realização da pesquisa. Todas as coletas de dados da referente pesquisa, assim como todo o treinamento foram realizadas no período matutino e vespertino, sempre pelos mesmos pesquisadores. No final do estudo (após o período de destreinamento), todas as participantes do grupo controle foram convidadas a participar do treinamento de equilíbrio, conforme recomendação do Comitê de Ética em Pesquisa.

### 3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

A estatística descritiva e inferencial foi realizada utilizando o programa SPSS<sup>®</sup> 20.0 para Windows. Os dados foram avaliados quanto à normalidade e homogeneidade por meio do teste de Shapiro-Wilk e Levene respectivamente.

A ANOVA mista (*Split-plot*) foi usada para comparar o momento (PRÉ vs PÓS vs PÓS6) com o grupo (exercício vs controle) para as variáveis paramétricas (TUG, deslocamento do centro de pressão, tempo de reação muscular e tempo de ativação ao pico de ativação) ou seja, a interação. Para essa análise, foi verificada a esfericidade através do teste de Mauchly ( $p > 0,05$ ). Quando esse valor foi menor que 0,05, os valores corrigidos de Greenhouse-Geisser foram obtidos. Para melhor interpretação dos resultados e principalmente das interações foram realizadas intergrupos (ANOVA *one-way*) e intragrupo (ANOVA medidas repetidas), nesse último caso, utilizou-se o Teste de Bonferroni como *post-hoc* (FIELD, 2009).

Para os dados não paramétricos (amplitude EMG e CAR) foi realizada a ANOVA de Friedman para analisar os três momentos de avaliação para cada músculo. Quando o teste de Friedman mostrou-se significativo, foram realizados testes de Wilcoxon como *post hoc* (considerando-se como significativas para essa análise um valor de  $p < 0,05/3 = 0,0167$ ). Para esses dados foi ainda realizado o teste U de Mann Whitney para comparação das avaliações entre os grupos. Foram consideradas significativas as análises com valor de  $p < 0,05$  (FIELD, 2009).

Foi utilizado o programa G\*Power 3.1 para calcular o tamanho da amostra. O coeficiente de correlação intraclass (CCI), o cálculo do intervalo de confiança (IC) para 95%, e o gráfico de

dispersão de Bland-Altman foram realizados para avaliar a reprodutibilidade e a confiabilidade do sistema de perturbação utilizado na pesquisa. O ICC foi calculado por meio do programa SPSS® 20.0.



## 4 RESULTADOS

### 4.1 MOBILIDADE FUNCIONAL - TUG

O tempo do teste funcional mostrou interação significativa grupo x medida ( $F_{1,44,56,43} = 14,98$ ;  $p < 0,0001$ ). Analisando cada grupo separadamente (medidas repetidas) houve melhora somente no GE ( $F_{1,22,24,70} = 36,40$ ,  $p < 0,0001$ ) (Figura 24). Isto é, o tempo do TUG após o período de treinamento foi significativamente menor comparado ao pré-treinamento ( $p < 0,0001$ ). Porém, esse efeito não foi mantido após o período de destreinamento ( $p < 0,0001$ ) e nenhuma diferença foi encontrada comparando o grupo exercício com o grupo controle ( $p > 0,05$ ). A média, o desvio-padrão, o Coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e o erro de medida padrão (SEM) são mostrados na Tabela 2.

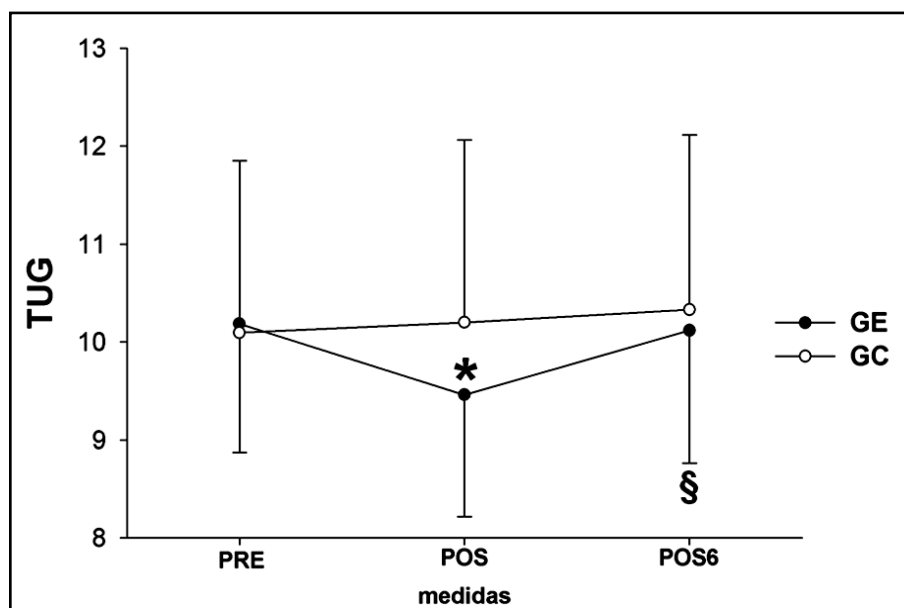


Figura 24: Comparação do tempo em segundos obtido no *Timed-Up and Go Test* (TUG) do grupo exercício (GE) e grupo controle (GC) antes do treinamento (PRE), após o treinamento (POS) e após o período de destreinamento (POS6). Os valores médios são apontados e as barras verticais indicam o erro padrão. (\*) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os momentos PRÉ x PÓS. (§) Diferença significativa entre os momentos PÓS x PÓS6 (ANOVA de medidas repetidas e Bonferroni como *post hoc*).

### 4.2 FALHA DA ATIVAÇÃO CENTRAL – *CENTRAL ACTIVATION RATIO* (CAR)

A figura 25a mostra que o grupo exercício apresentou uma redução na falha da ativação central dos músculos dorsiflexores de tornozelo ( $Fr = 25,02$ ,  $p < 0,0001$ ), sendo que houve aumento

do CAR após o treinamento ( $p < 0,05$ ), o qual foi mantido após o destreinoamento ( $p > 0,05$ ). Para os músculos flexores plantar do tornozelo o CAR também apresentou melhora ( $Fr = 23,64$ ,  $p < 0,0001$ ) (Figura 25b), com aumento do CAR após o treinamento ( $p < 0,05$ ), mas com redução dos valores após o destreinoamento ( $p < 0,05$ ; Tabela 2). Contudo, na comparação entre grupos GC x GE houve diferença somente após o treinamento, com aumento dos valores apenas para os músculos flexores plantares ( $U = 105$ ,  $p < 0,05$ ), porém o efeito não foi mantido após o período de destreinoamento ( $U=115$ ,  $p < 0,05$ ).

Em relação ao grupo controle na análise intragrupo não houve diferença significativa para os músculos dorsiflexores e flexores plantares de tornozelo ( $p > 0,05$ ).

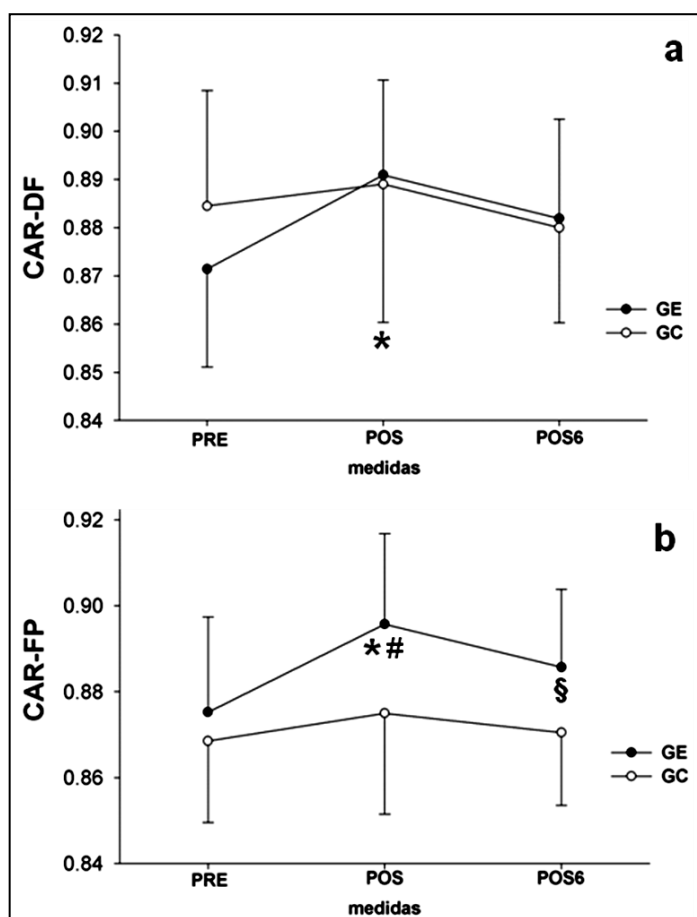


Figura 25: Comparação da falha de ativação central (CAR) do grupo muscular: (a) dorsiflexor e (b) flexor plantar do tornozelo do grupo exercício (GE) e grupo controle (GC) antes do treinamento (PRE), após o treinamento (POS) e após o período de destreinoamento (POS6). Os valores médios são apontados e as barras verticais indicam o erro padrão. (\*) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os momentos PRÉ x PÓS (Friedman ANOVA, Wilcoxon como *post hoc*). (#) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no momento PÓS entre GE x GC (U de Mann Whitney). (§) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os momentos PÓS x PÓS6 (Friedman ANOVA, Wilcoxon como *post hoc*).

TABELA 2. Média  $\pm$  DP do TUG e CAR mensurados antes (PRÉ), após (PÓS) e 6 semanas após (PÓS6) o treinamento de equilíbrio no grupo exercício e controle. O Coeficiente de correlação intraclass (CCI) e o erro de medida padrão (SEM) também foram apresentados para cada variável.

GRUPO	VARIÁVEL	PRÉ	PÓS	PÓS6	CCI	SEM	
EXERCÍCIO	Timed-up & Go test (seg)	10,19 $\pm$ 1,31	9,46 $\pm$ 1,24 <sup>a</sup>	10,12 $\pm$ 1,36 <sup>b</sup>	0,872	0,58	
	CAR	Dorsiflexores	0,871 $\pm$ 0,02	0,891 $\pm$ 0,02 <sup>a</sup>	0,882 $\pm$ 0,02	0,660	0,007
		Flexores Plantares	0,875 $\pm$ 0,02	0,896 $\pm$ 0,02 <sup>ac</sup>	0,886 $\pm$ 0,02 <sup>b</sup>	0,600	0,01
CONTROLE	Timed-up & Go test (seg)	10,1 $\pm$ 1,8	10,2 $\pm$ 1,9	10,3 $\pm$ 1,8	0,950	0,51	
	CAR	Dorsiflexores	0,85 $\pm$ 0,02	0,889 $\pm$ 0,03	0,880 $\pm$ 0,02	0,844	0,01
		Flexores Plantares	0,869 $\pm$ 0,02	0,875 $\pm$ 0,02	0,871 $\pm$ 0,02	0,690	0,01

(a) Diferença significativa entre os momentos PRÉ x PÓS e (b) PÓS x PÓS6 (Friedman  $p < 0,05$ / Wilcoxon como *post hoc*  $\alpha/3$ ). (c) Diferença significativa (U Mann Whitney,  $p < 0,05$ ) no momento PÓS entre o GE x GC.

#### 4.3 CONTROLE POSTURAL - DESLOCAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO (CP)

O deslocamento anteroposterior (AP) do CP mostrou interação significativa grupo x medida ( $F_{2,78} = 9,17$ ;  $p < 0,0001$ ) (Figura 26a). O deslocamento anteroposterior do CP no GE foi menor após o período de treinamento quando comparado com o pré-treinamento ( $p < 0,0001$ ). Porém esse efeito foi perdido após o período de destreinamento (PÓS x PÓS6,  $p = 0,003$ , tabela 3). Adicionalmente, na comparação entre grupos, o deslocamento AP do GE foi menor em relação ao GC somente após o programa de treinamento ( $F_{1,39} = 4,60$ ,  $p = 0,038$ ), mas não após o destreinamento ( $F_{1,39} = 0,46$ ,  $p = 0,50$ ).

Em contraste, o deslocamento posteroanterior (PA) do centro de pressão não mostrou diferença na interação grupo x medida ( $F_{2,78} = 3,01$ ;  $p = 0,056$ ) (Figura 26b). Porém, na análise de medidas repetidas para cada grupo houve redução somente no GE após o protocolo de treinamento ( $F_{2,40} = 5,28$ ,  $p = 0,009$ ), também perdendo o efeito após o período de destreinamento (PÓS x PÓS6,  $p = 0,02$ , tabela 3).

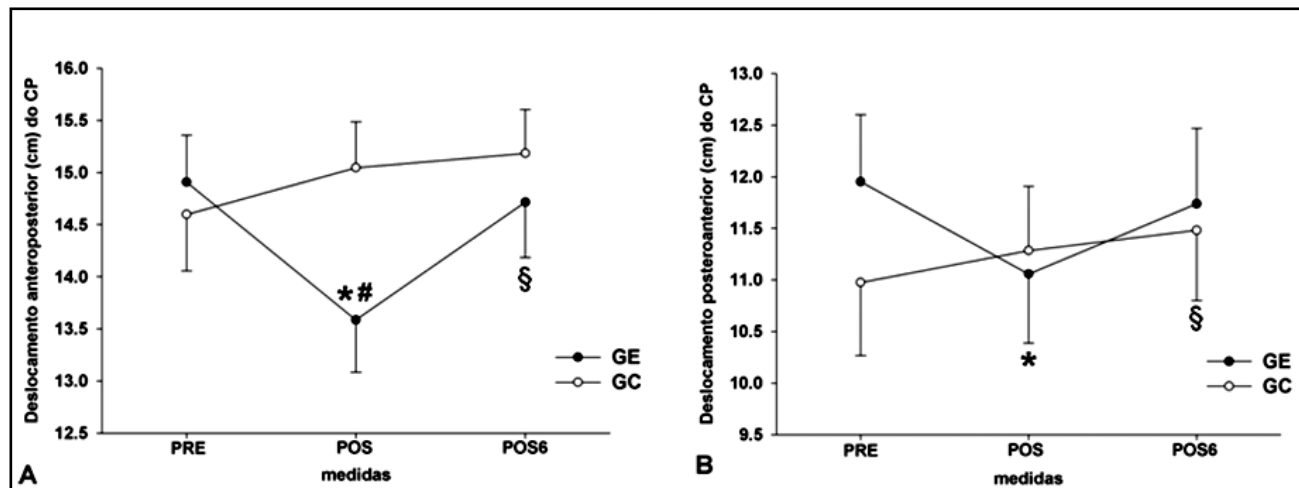


Figura 26: Comparação da amplitude de deslocamento: (A) anteroposterior - AP e (B) posteroanterior - PA do grupo exercício (GE) e grupo controle (GC) antes do treinamento (PRE), após o treinamento (POS) e após o período de destreinamento (POS6). Os valores médios são apontados e as barras verticais indicam o erro padrão. (\*) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os momentos PRÉ x PÓS (Friedman ANOVA, Wilcoxon como *post hoc*). (#) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no momento PÓS entre GE x GC (U de Mann Whitney). (§) Diferença significativa entre os momentos PÓS x PÓS6 (ANOVA de medidas repetidas e Bonferroni como *post hoc*).

#### 4.4 VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS

##### 4.4.1 Tempo de reação eletromiográfico (*onset* EMG)

O tempo de reação muscular dos músculos RF, VMO e ST após o treinamento de equilíbrio não mostrou diferenças significativas ou interações entre medidas e entre grupos ( $p > 0,05$ ) (Figura 27). Em contraste, o tempo de reação do TA após o treinamento mostrou interação grupo x medida ( $F_{2,78} = 6,52$ ;  $p = 0,002$ ). Essa análise indica que o tempo de reação do TA foi reduzido após o período de intervenção apenas para o grupo exercício ( $p < 0,05$ ), e esta redução foi sustentada após o período de destreinamento (PÓS x PÓS6,  $p > 0,05$ ). Para esse músculo, o GE também mostrou menor tempo de reação comparado ao GC após o treinamento ( $F_{1,39} = 7,525$ ,  $p = 0,009$ ) e destreinamento ( $F_{1,39} = 4,67$ ,  $p = 0,03$ ) como mostrado na Tabela 3.

Como observado com o músculo TA, o tempo de reação dos músculos GM e SO no grupo GE mostrou diferenças significativas entre as medidas ( $F_{1,40,28,12} = 6,04$ ,  $p = 0,013$  para o GM; ( $F_{2,40} = 20,61$ ,  $p = 0,000$  for SO). Ambos os músculos mostraram redução após o treinamento de equilíbrio ( $p < 0,05$ ), entretanto, essa redução foi mantida apenas para o músculo GM após o período de destreinamento (PÓS x PÓS6,  $p > 0,05$ ). Não houve diferença significativa na interação grupo x

medida para os músculos GM ( $F_{1,55,60,58} = 1,80$ ,  $p = 0,18$ ) e SO ( $F_{2,78} = 2,43$ ,  $p = 0,09$ ), sem diferença entre o GC e o GE para todas as análises ( $p > 0,05$ ).

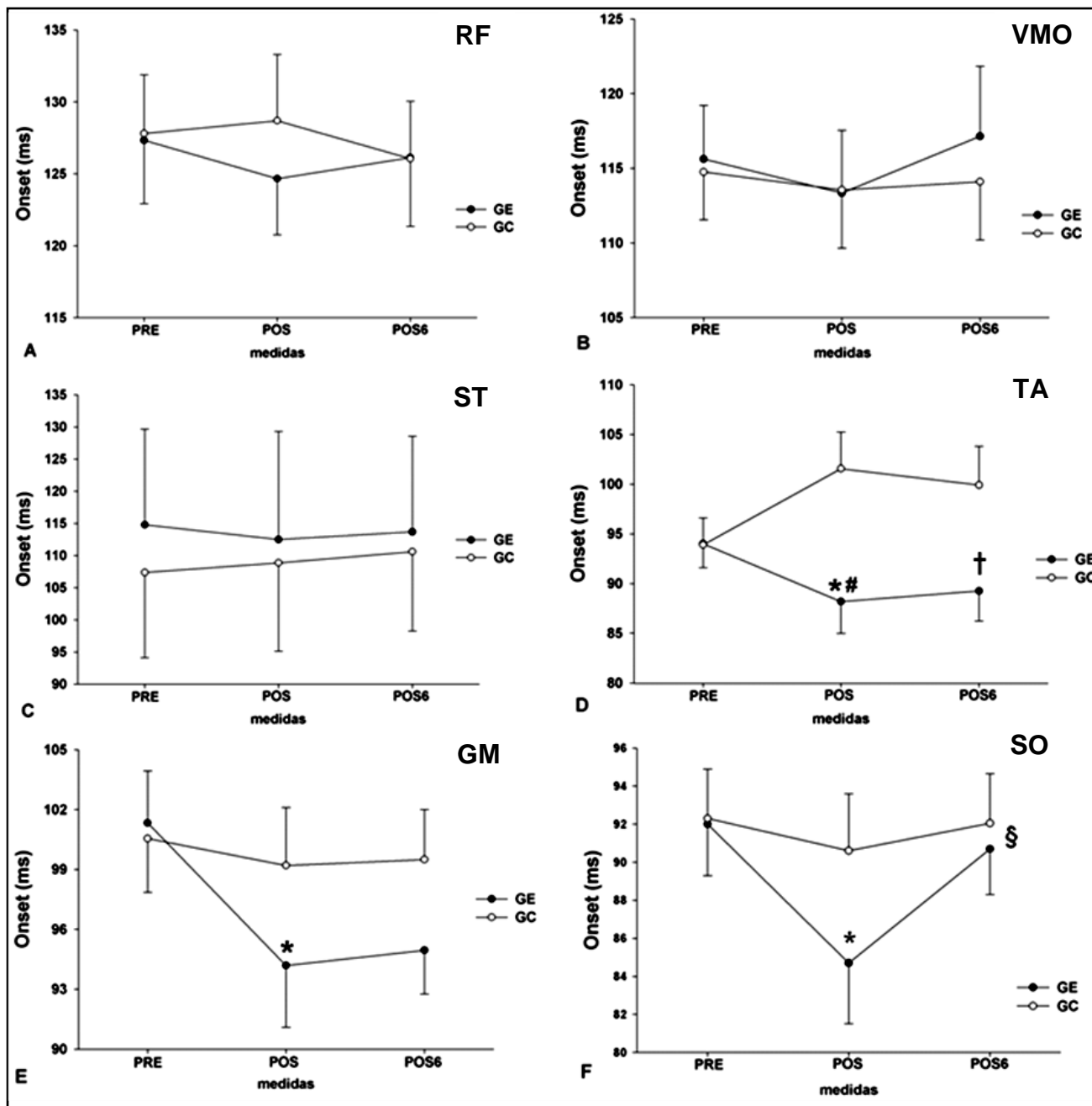


Figura 27: Comparação dos tempos de reação muscular (*onset*) dos músculos RF (a); VMO (b); ST (c); TA (d); GM (e); SO (f) do grupo exercício (GE) e grupo controle (GC) antes do treinamento (PRE), após o treinamento (POS) e após o período de destreino (POS6). Os valores médios são apontados e as barras verticais indicam o erro padrão. (\*) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os momentos PRÉ x PÓS (ANOVA, Bonferroni como *post hoc*). (#) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no momento PÓS entre GE x GC (U de Mann Whitney). (§) Diferença significativa

( $p < 0,05$ ) nos momentos PÓS x PÓS6 (ANOVA, Bonferroni como *post hoc*). (†) Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no momento PÓS6 entre GE x GC (U de Mann Whitney).

#### 4.4.2 Tempo ao pico de ativação EMG

#### 4.4.2 Tempo ao pico de ativação EMG

O tempo ao pico de ativação EMG dos músculos RF, VMO, ST e SO não mostrou diferenças ou interações significativas entre as medidas e entre os grupos ( $p > 0,05$ ) após o treinamento. Contudo, o músculo TA mostrou interação grupo x medida significativa ( $F_{1,74,67,99} = 10,30$ ,  $p = 0,0001$ ) (Tabela 3) com diferenças somente para o GE ( $F_{1,39} = 20,61$ ,  $p = 0,000$ ), indicando que o tempo ao pico de ativação EMG do TA foi reduzido após o período de intervenção somente no GE ( $p < 0,05$ ). Essa redução foi sustentada após o período de destreinamento ( $p < 0,05$ ). Esses valores foram 17% inferiores após a intervenção e 13% menores mesmo após o destreinamento no GE em relação ao GC ( $p < 0,05$  para ambas as análises).

O tempo ao pico de ativação EMG do músculo GM após o treinamento mostrou diferença significativa entre as medidas ( $F_{2,78} = 14,29$ ;  $p < 0,001$ ) e interação grupo x medida ( $F_{2,78} = 20,73$ ;  $p < 0,001$ ), apresentando uma diminuição dos valores para o GM imediatamente após o treinamento, com diferenças no PÓS entre GE e GC ( $p < 0,05$ ). Entretanto, essa redução foi perdida após o período de destreinamento ( $p < 0,05$ ).

TABELA 3. Média  $\pm$  DP dos deslocamentos AP e PA e parâmetros eletromiográficos temporais (*onset* EMG e tempo ao pico EMG) mensurados antes (PRÉ), após (PÓS) e 6 semanas após (PÓS6) o treinamento no grupo exercício e controle. O Coeficiente de correlação intraclass (CCI) e o erro de medida padrão (SEM) também foram apresentados para cada variável.

GRUPO	VARIÁVEL	PRÉ	PÓS	PÓS6	CCI	SEM	
EXERCÍCIO	Estabilometria (cm)	Deslocamento AP	14,91 $\pm$ 2,11	13,58 $\pm$ 2,37 <sup>a,c</sup>	14,71 $\pm$ 2,50 <sup>b</sup>	0,95	0,45
		Deslocamento PA	11,96 $\pm$ 3,06	11,05 $\pm$ 3,13 <sup>a</sup>	11,73 $\pm$ 3,44 <sup>b</sup>	0,97	0,55
	Onset EMG (ms)	RF	127,33 $\pm$ 19,99	124,66 $\pm$ 17,86	126,14 $\pm$ 21,88	0,87	7,21
		VMO	115,61 $\pm$ 21,88	113,33 $\pm$ 19,35	117,14 $\pm$ 21,37	0,75	9,50
		ST	114,76 $\pm$ 14,87	112,47 $\pm$ 16,81	113,66 $\pm$ 14,90	0,91	4,65
		TA	94,00 $\pm$ 11,22	88,19 $\pm$ 14,52 <sup>a,c</sup>	89,23 $\pm$ 13,94 <sup>d</sup>	0,93	3,49
		GM	101,33 $\pm$ 11,78	94,19 $\pm$ 14,21 <sup>a</sup>	94,95 $\pm$ 10,12	0,84	4,80
		SO	92,00 $\pm$ 12,16	84,66 $\pm$ 14,48 <sup>a,b</sup>	90,66 $\pm$ 10,79	0,90	3,95
	Tempo ao pico EMG (ms)	RF	115,38 $\pm$ 17,29	107,28 $\pm$ 23,27	112,57 $\pm$ 18,30	0,88	6,79
		VMO	131,14 $\pm$ 22,08	130,09 $\pm$ 26,54	132,52 $\pm$ 19,49	0,90	7,18
		ST	110,85 $\pm$ 20,19	103,08 $\pm$ 19,70	107,90 $\pm$ 21,30	0,86	7,63
		TA	144,71 $\pm$ 23,73	127,71 $\pm$ 20,21 <sup>a,c</sup>	130,09 $\pm$ 17,08 <sup>d</sup>	0,92	5,66
		GM	128,52 $\pm$ 14,65	111,71 $\pm$ 13,55 <sup>a,b,c</sup>	117,61 $\pm$ 13,96	0,95	3,13
		SO	129,66 $\pm$ 17,64	126,95 $\pm$ 13,85	127,95 $\pm$ 15,42	0,84	6,24
	CONTROLE	Estabilometria (cm)	Deslocamento AP	14,60 $\pm$ 2,40	15,04 $\pm$ 1,94	15,18 $\pm$ 1,85	0,91
Deslocamento PA			10,97 $\pm$ 3,15	11,28 $\pm$ 2,76	11,48 $\pm$ 3,05	0,93	0,79
Onset EMG (ms)		RF	127,80 $\pm$ 18,22	128,70 $\pm$ 20,65	126,05 $\pm$ 18,02	0,72	10,05
		VMO	114,75 $\pm$ 14,09	113,55 $\pm$ 17,60	114,10 $\pm$ 17,48	0,80	7,33
		ST	107,35 $\pm$ 13,24	108,85 $\pm$ 13,72	110,60 $\pm$ 12,36	0,82	5,56
		TA	93,90 $\pm$ 11,88	101,55 $\pm$ 16,63	99,90 $\pm$ 11,52	0,72	8,10
		GM	100,55 $\pm$ 12,29	99,20 $\pm$ 13,08	99,50 $\pm$ 11,00	0,80	5,41
		SO	92,30 $\pm$ 11,78	90,60 $\pm$ 13,52	92,05 $\pm$ 11,77	0,91	3,72
Tempo ao pico EMG (ms)		RF	123,86 $\pm$ 18,23	121,30 $\pm$ 21,31	122,20 $\pm$ 18,47	0,93	5,11
		VMO	131,15 $\pm$ 23,02	132,40 $\pm$ 19,07	133,75 $\pm$ 17,39	0,88	6,86
		ST	111,60 $\pm$ 16,80	113,55 $\pm$ 14,58	112,80 $\pm$ 12,29	0,90	4,62
		TA	142,20 $\pm$ 18,72	144,35 $\pm$ 21,67	143,05 $\pm$ 15,31	0,85	7,20
		GM	124,35 $\pm$ 16,26	125,45 $\pm$ 17,37	127,70 $\pm$ 15,33	0,91	4,89
		SO	124,30 $\pm$ 16,96	123,25 $\pm$ 13,83	123,00 $\pm$ 12,45	0,90	4,55

(a) Diferença significativa (ANOVA de medidas repetidas e Bonferroni como *post hoc*  $p < 0,05$ ) nos momentos PRÉ x PÓS do mesmo grupo ( $p < 0,05$ ); (b) Diferença significativa nos momentos PÓS x PÓS6 do mesmo grupo ( $p < 0,05$ ); (c) Diferença significativa no momento PÓS do GE x GC ( $p < 0,05$ ); (d) Diferença significativa no momento PÓS6 do GE x GC ( $p < 0,05$ ).

#### 4.4.3 Amplitude de ativação eletromiográfica

Os valores das médias e desvio-padrão para a amplitude eletromiográfica estão apresentados na Tabela 4. No momento inicial da perturbação (0-200ms) houve diferenças significativas entre medidas PRÉ x PÓS no GE para os músculos TA, GM e SO identificadas pelo teste de ANOVA de Friedman ( $p = 0,000$  para todas as análises). Através dos testes *post hoc*, pode-se observar um aumento da amplitude EMG após o treinamento para os músculos GM (13%) e SO (17%), mas com redução dos valores e perda do efeito após o destreinamento para ambos ( $p = 0,000$ ). Contudo, o músculo TA ( $p = 0,000$ ), apresentou aumento da amplitude de ativação entre PRÉ x PÓS (17%  $p = 0,010$ ), o qual se manteve após o período de destreinamento, pois não houve diferença nos valores nos momentos PÓS x PÓS6 ( $p = 0,168$ ).

Na fase intermediária (201-400ms) da amplitude do sinal EMG, observou-se diferenças nos músculos TA ( $p=0,000$ ), GM ( $p=0,038$ ) e SO ( $p = 0,001$ ) para o GE. Após o treinamento, houve aumento da ativação nos músculos TA (10%  $p = 0,005$ ), GM (8%  $p = 0,002$ ) e SO (10%  $p = 0,001$ ). Entretanto, após o destreinamento, os músculos TA e GM mantiveram esse aumento (PÓS x PÓS6:  $p = 0,052$  e  $p = 0,056$ , respectivamente), mas o músculo SO apresentou redução da amplitude EMG (PÓS x PÓS6:  $p = 0,002$ ).

Na análise de comparação entre grupos, o GE apresentou maior ativação comparado ao GC após o treinamento na fase inicial (0-200ms) para os músculos TA (17%  $p = 0,046$ ), GM (13%  $p = 0,007$ ) e SO (19%  $p = 0,000$ ) e na fase intermediária (201-400ms) apenas para o músculo SO (10%  $p = 0,047$ ). Os demais músculos estudados não apresentaram diferença significativa para nenhuma das variáveis analisadas. No momento tardio (401-600ms) não houve diferença significativa intra e entre grupos em nenhuma avaliação para nenhum dos músculos analisados ( $p > 0,05$ ).



TABELA 4. Média  $\pm$  DP da amplitude de ativação eletromiográfica ( $\mu$ V), mensurados antes (PRÉ), após (PÓS) e 6 semanas após (PÓS6) o treinamento nos grupos exercício e controle.

Grupo	Amplitude EMG (RMS)		PRÉ	PÓS	PÓS6
			Média $\pm$ DP		
Exercício	0-200ms	RF	57,47 $\pm$ 19,08	58,19 $\pm$ 19,14	55,90 $\pm$ 16,95
		VMO	51,52 $\pm$ 19,94	56,52 $\pm$ 22,12	53,09 $\pm$ 17,47
		ST	58,61 $\pm$ 17,84	73,47 $\pm$ 15,50	62,71 $\pm$ 14,73
		TA	150,04 $\pm$ 32,61	166,85 $\pm$ 30,06 <sup>ac</sup>	164,42 $\pm$ 26,01
		GM	74,57 $\pm$ 18,83	87,52 $\pm$ 16,24 <sup>ac</sup>	79,14 $\pm$ 18,03 <sup>b</sup>
		SO	66,90 $\pm$ 20,25	84,47 $\pm$ 16,13 <sup>ac</sup>	70,14 $\pm$ 16,17 <sup>b</sup>
	201-400ms	RF	32,33 $\pm$ 21,77	34,57 $\pm$ 20,51	33,71 $\pm$ 18,84
		VMO	33,57 $\pm$ 14,09	36,57 $\pm$ 17,89	35,09 $\pm$ 14,87
		ST	34,42 $\pm$ 14,98	35,14 $\pm$ 13,91	33,19 $\pm$ 9,66
		TA	80,52 $\pm$ 24,92	90,19 $\pm$ 21,04 <sup>a</sup>	88,23 $\pm$ 28,90
		GM	35,42 $\pm$ 15,81	43,23 $\pm$ 19,33 <sup>a</sup>	39,57 $\pm$ 18,39
		SO	40,00 $\pm$ 12,91	49,90 $\pm$ 19,99 <sup>ac</sup>	42,04 $\pm$ 15,09 <sup>b</sup>
	401-600ms	RF	16,57 $\pm$ 7,29	17,71 $\pm$ 7,44	17,23 $\pm$ 7,34
		VMO	21,80 $\pm$ 13,36	22,76 $\pm$ 15,37	22,38 $\pm$ 14,84
		ST	20,38 $\pm$ 11,30	21,61 $\pm$ 8,05	20,23 $\pm$ 9,04
		TA	50,23 $\pm$ 22,94	53,23 $\pm$ 22,60	52,09 $\pm$ 21,39
		GM	23,61 $\pm$ 16,73	27,38 $\pm$ 14,77	24,19 $\pm$ 13,10
		SO	17,71 $\pm$ 6,42	18,42 $\pm$ 4,06	17,28 $\pm$ 4,98
Controle	0-200ms	RF	56,10 $\pm$ 15,61	55,15 $\pm$ 15,19	54,30 $\pm$ 14,50
		VMO	48,15 $\pm$ 14,41	50,15 $\pm$ 13,16	48,55 $\pm$ 11,28
		ST	69,80 $\pm$ 19,31	71,85 $\pm$ 15,42	68,60 $\pm$ 16,29
		TA	152,55 $\pm$ 30,43	149,05 $\pm$ 28,85	150,80 $\pm$ 32,81
		GM	76,75 $\pm$ 18,62	74,70 $\pm$ 16,20	74,30 $\pm$ 16,73
		SO	67,95 $\pm$ 18,25	65,35 $\pm$ 14,62	64,10 $\pm$ 13,30
	201-400ms	RF	32,50 $\pm$ 18,47	32,85 $\pm$ 14,46	31,30 $\pm$ 15,59
		VMO	36,85 $\pm$ 12,81	34,95 $\pm$ 16,25	33,90 $\pm$ 13,32
		ST	33,10 $\pm$ 11,32	31,00 $\pm$ 10,55	31,10 $\pm$ 8,68
		TA	81,15 $\pm$ 31,63	83,55 $\pm$ 26,42	80,05 $\pm$ 31,09
		GM	34,50 $\pm$ 14,56	36,15 $\pm$ 14,49	36,10 $\pm$ 14,38
		SO	38,60 $\pm$ 10,48	39,55 $\pm$ 17,59	38,05 $\pm$ 12,19
	401-600ms	RF	16,55 $\pm$ 7,41	15,85 $\pm$ 5,23	15,10 $\pm$ 5,10
		VMO	20,60 $\pm$ 11,28	22,25 $\pm$ 13,13	23,85 $\pm$ 12,88
		ST	17,95 $\pm$ 5,96	18,30 $\pm$ 5,88	17,40 $\pm$ 5,14
		TA	51,20 $\pm$ 20,15	52,30 $\pm$ 20,53	49,00 $\pm$ 18,52
		GM	20,20 $\pm$ 13,03	22,45 $\pm$ 14,25	21,05 $\pm$ 10,80
		SO	16,30 $\pm$ 4,34	17,20 $\pm$ 5,72	16,75 $\pm$ 5,05

(a) Diferenças significativas entre momentos PRÉ x PÓS e (b) PÓS x PÓS6 (Friedman  $p < 0,05$ / Wilcoxon como *post hoc a/3*), (c) Diferenças significativas no momento PÓS entre GE e GC (U Mann Whitney  $p < 0,05$ ).

## 5 DISCUSSÃO

A finalidade do presente estudo foi investigar o efeito do treinamento de equilíbrio baseado em perturbação e destreinamento sobre o controle neuromuscular reativo e controle postural em idosas ativas da comunidade. Assim, duas perguntas podem ser formuladas: (1) O treinamento de equilíbrio por seis semanas utilizando um circuito com dispositivos instáveis poderia melhorar a resposta reativa neuromuscular, o controle postural e a mobilidade funcional de mulheres idosas ativas? (2) Caso houvesse modificações das variáveis com o treinamento, haveria manutenção dessas variáveis após o período de seis semanas de destreinamento?

Observou-se que as amplitudes de deslocamentos do centro de pressão reduziram com o treinamento de equilíbrio, apesar de somente o deslocamento anteroposterior apresentar diferença significativa quando comparado ao grupo controle. Este resultado sugere melhora no controle postural, o qual poderia impedir o deslocamento horizontal excessivo do centro da massa.

Certamente, a redução do deslocamento do centro de pressão é o objetivo principal da resposta postural imediatamente após uma perturbação abrupta na finalidade de evitar uma queda (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010), já que idosos apresentam maior deslocamento do centro de pressão comparado a indivíduos jovens (TOLEDO; BARELA, 2010). Isto pode ser atribuído à diminuição temporal da atividade muscular e aumento da amplitude de ativação eletromiográfica dos músculos do tornozelo encontrados no presente estudo após o treinamento de equilíbrio. Dessa forma, uma ativação muscular mais rápida nos músculos do tornozelo proporcionada pelo treinamento pode ter reduzido o deslocamento excessivo do centro de pressão durante o teste de perturbação abrupta, como nos achados de Freitas, Knight, Barela, (2010) e Nakamura *et al.*, (2001).

Idosos institucionalizados também podem melhorar seu controle postural com treinamento de equilíbrio de curto prazo, apresentando um menor tempo para estabilização do centro de pressão após uma perturbação abrupta da plataforma móvel (BIERYLA; MADIGAN 2011). O treinamento proposto por um circuito de dispositivos instáveis pode aprimorar os mecanismos de estabilidade dinâmica diante de perturbações repentinas, principalmente por utilizar: (1) o aumento abrupto da base de suporte e (2) a contra-rotação dos segmentos corporais (ARAGÃO *et al.*, 2011). O mecanismo do aumento da base de suporte foi estimulado através do treinamento perturbado, gerando constantemente nas participantes desequilíbrios bruscos, estimulando de forma rápida e reflexa a estratégia do passo. O segundo mecanismo de estabilização dinâmica (contra-rotação dos segmentos corporais) foi estimulado pelo simples fato da participante permanecer em pé

(inicialmente bipodal e posteriormente unipodal) nos dispositivos instáveis, realizando contrações musculares para gerar estabilidade e torque nos segmentos articulares frente às diversas mudanças no centro de massa durante o treinamento (HOF *et al.* 2007).

Neste estudo pode-se observar também que o grupo exercício mostrou um tempo de reação mais rápido nos músculos do tornozelo (tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo) após o treinamento de equilíbrio, principalmente o músculo tibial anterior que ainda sustentou essa redução após o período de destreinamento. Os resultados talvez foram melhores para o músculo tibial anterior devido o treinamento com superfícies instáveis como o mini-trampolim, a prancha de equilíbrio e o balancim ativar preferencialmente o músculo tibial anterior em relação aos outros músculos do tornozelo (FERREIRA *et al.*, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2012).

A respeito do tempo ao pico eletromiográfico, ambos os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial tiveram uma redução média de 17% após o treinamento comparado ao grupo controle, permanecendo essa redução após o período de destreinamento somente para o músculo TA. A melhora da reatividade muscular pode ser atribuída aos idosos que realizaram o treinamento durante as seis semanas. Essa variável mostra quão rápido os músculos alcançam o nível de ativação máxima e consequentemente geram torque articular após perturbação abrupta com a finalidade de estabilizar as articulações (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Em relação ao músculo tibial anterior, alguns estudos mostraram que o torque máximo está preservado na sexta década da vida (MCNEIL *et al.*, 2007) e que adultos mais velhos, podem gerar um torque similar da articulação do tornozelo quando comparados a adultos jovens após uma perturbação utilizando uma plataforma móvel (GU *et al.*, 1996). Isso mostra que o tempo de reação muscular pode ser uma variável importante em relação a força muscular no restabelecimento do controle postural após um teste de perturbação.

Para isso, uma rápida e apropriada ativação muscular diminui as chances de um deslocamento excessivo do centro de massa, podendo gerar uma redução do tempo ao pico EMG (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010), principalmente na população idosa quando o sistema nervoso central e periférico sofrem alterações devido ao envelhecimento (MELZER *et al.*, 2004; CALLISAYA *et al.*, 2009). Desmielinização, perda de fibras axonais e degeneração dos neurônios motores das fibras rápidas são problemas comuns que podem levar a uma diminuição na velocidade da condução nervosa (RIVNER *et al.*, 2001) e diminuição do pico de ativação muscular, especialmente após a quinta década de vida (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010). Além disso, a lentidão no tempo de reação muscular é caracterizada pela redução no processo de excitação-

contração incluindo uma lenta liberação do cálcio pelo retículo sarcoplasmático e diminuição da atividade de enzimas metabólicas como a creatina kinase e ATPase da actomiosina (PROCHNIEWICZ *et al.*, 2005; KACZOR *et al.*, 2006).

Alguns estudos tem mostrado que o tempo de reação muscular do fibular longo e tibial anterior de indivíduos jovens pode ser modificado com o treinamento de equilíbrio (OSBORNE *et al.*, 2001; LINFORD *et al.*, 2006; AKHBARI *et al.*, 2007). Nosso estudo mostrou que o tempo de reação muscular e o tempo ao pico de ativação EMG pode ser treinado e modificado em idosas através do treinamento de equilíbrio, inclusive nenhum estudo prospectivo controlado e randomizado foi encontrado avaliando o efeito do treinamento de equilíbrio sobre variáveis eletromiográficas temporais.

Para essa população, a melhora dessas variáveis temporais pode ajudar a evitar uma queda, pois uma resposta muscular reativa rápida é essencial durante um escorregamento ou tropeço (VAN DEN BOGERT *et al.*, 2002). Além disso, o treino dos mecanismos responsáveis pelo controle postural desenvolvido por meio de um circuito de exercícios de equilíbrio poderia promover a melhora do desempenho específica das respostas envolvidas em reações de estabilidade frente a uma perturbação inesperada (ARAMPATZIS *et al.*, 2008).

Da mesma forma que as variáveis temporais, os resultados da amplitude de ativação eletromiográfica do presente estudo mostraram um aumento da ativação dos músculos distais (TA, GM e SO) após o treinamento de equilíbrio. Entretanto, esse aumento foi mais expressivo na fase inicial (0-200ms) após a perturbação abrupta da plataforma, possivelmente porque os dispositivos de treinamento instáveis e as perturbações corporais geradas pelos pesquisadores estimularam uma resposta muscular rápida. Outro fator importante para explicar essa maior ativação do momento inicial a perturbação, se dá ao fato do treinamento de equilíbrio ser baseado em perturbações rápidas e progressivas (i.e. inicialmente sem perturbações evoluindo com perturbações e bipodal evoluindo para unipodal) produzindo maiores instabilidades e visualmente exigindo respostas mais rápidas das idosas participantes.

De acordo com Maki *et al.* (2003), as respostas reativas compensatórias são reações importantes para impedir as quedas, pelo fato de serem mais rápidas do que os movimentos voluntários (MANSFIELD *et al.*, 2010), sendo eficientes em controlar o deslocamento do CM gerado por perturbações abruptas (FREITAS; KNIGHT; BARELA, 2010).

Os achados do presente estudo também mostraram que o treinamento de equilíbrio aumentou a relação de ativação central (CAR) dos dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo,

indicando uma redução da falha da ativação central. Esse aumento do CAR pode ter ocorrido devido ao aumento da atividade muscular EMG do tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo proporcionado pelo treinamento de equilíbrio. Outros fatores como aumento da frequência de ativação muscular ou inibição do reflexo Órgão tendinoso de Golgi (OTG) podem ter gerado uma maior ativação central (KENT-BRAUN; LE BLANC 1996). Esses dados são importantes já que existem alterações decorrentes do envelhecimento como a redução da frequência de disparo das unidades motoras causadas pela redução da excitabilidade dos motoneurônios (KLASS *et al.*, 2008)

Nenhum estudo foi encontrado relacionando o treino de equilíbrio e a falha de ativação central na população idosa. Os resultados do CAR podem indicar adaptações neurais devido ao treinamento (MORITANI; DEVRIES, 1979), já que a capacidade de gerar força varia de acordo com a maquinaria contrátil e *output* dos motoneurônios para os músculos. Neste contexto podemos postular que o treinamento proposto pelo presente estudo melhorou a capacidade do sistema nervoso central de gerar estímulos aos músculos dos membros inferiores, ocorrendo devido aos desafios impostos pelos dispositivos instáveis usados de forma repetida no treinamento.

A redução da falha de ativação central, principalmente nos flexores plantares quando comparado o GE com o GC é um achado importante. Já que estudos prévios indicam que na primeira fase de uma reação de recuperação após um tropeço, a perna de suporte gera um momento maior em flexão plantar para gerar força necessária para uma adequada estratégia de passo do membro contralateral (PIJNAPPELS *et al.*, 2005b).

Há evidências que indicam que os regimes de treinamento envolvendo exercícios físicos podem contribuir para uma melhora na ativação de neurônios motores, bem como impulsos neurais (PIJNAPPELS *et al.*, 2005c), os quais podem ter impacto positivo sobre o sistema nervoso, contribuindo como estratégia de controle postural dinâmico durante o restabelecimento do equilíbrio seguido de uma perturbação postural (PIJNAPPELS *et al.*, 2005b; PIJNAPPELS *et al.*, 2008).

Assim, o protocolo de treinamento utilizando diversos dispositivos instáveis pode ter promovido o aprendizado motor por meio de mediação do SNC caracterizado pelo aumento da ativação muscular eletromiográfica e redução da falha de ativação central dos músculos do tornozelo, melhorando algumas características relacionadas ao controle postural.

Em relação à mobilidade funcional avaliada através do *Timed Up & Go Test* (TUG), houve melhora para o grupo exercício, porém essa melhora foi muito pequena (0,73 segundos) após o treinamento. Essa melhora poderia ser maior se o treinamento de equilíbrio fosse dinâmico, já que o

TUG é um teste que avalia a agilidade e mobilidade funcional dinâmica (ALEXANDRE *et al.*, 2012).

Entretanto, exercícios de equilíbrio estático utilizados no presente estudo, podem ser importantes para aprimorar a mobilidade funcional, sendo caracterizado pela diminuição no tempo de execução do TUG. Além disso, essa pequena melhora no teste de mobilidade pode ter ocorrido devido ao aumento da atividade eletromiográfica dos músculos TA, GM e SO e à redução da falha de ativação central dos músculos dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo.

Para Alexandre *et al.*, (2012), o TUG mostra ser uma medida adequada para avaliar o risco de quedas em idosos, indicando que o ponto de corte de 12,47s parece ser o melhor valor preditivo para a população idosa brasileira. Todos os indivíduos neste estudo mostraram um tempo menor que 12,47 segundos para o TUG tanto antes quanto após o treinamento. Isso poderia estar relacionado ao fato das participantes do estudo ser consideradas fisicamente ativas como um critério para a sua inclusão. Esse teste pode ser uma ferramenta útil para avaliar o efeito do exercício antes e após o treinamento, assim como caracterizar pela deficiência da mobilidade e agilidade o risco de quedas em idosos.

Através de uma meta-análise, Bohannon (2006) estabeleceu valores normativos de referência para o TUG. A média de tempo do TUG para indivíduos com menos de 60 anos de idade foi de 9,4 (8,9-9,9) segundos, entre 60-69 anos 8,1 (7,1-9,0) segundos, para 70-79 anos 9,2 (8,2-10,2) segundos e 80-99 anos foi de 11,3 (10,0-12,7) segundos. Esses valores não corroboram com os nossos achados, pois mesmo as idosas sendo fisicamente ativas foram encontrados para o GE os valores de  $10,19 \pm 1,31$  segundos pré-treinamento e  $9,46 \pm 1,24$  segundos no pós-treinamento com média de idade  $67,9 \pm 3,1$  anos. Contudo, esses valores podem ser usados para identificar déficits possivelmente subclínicos na mobilidade de idosos, assim como os fatores determinantes de força e equilíbrio (BOHANNON, 2006).

Considerando que a mobilidade é um importante componente das atividades de vida diária, reduzir o tempo de execução do TUG é fundamental, pois idosos com mobilidade comprometida apresentam risco aumentado de dependência, o que poderia levar à institucionalização e diminuição da qualidade de vida (FRANK; PATLA, 2003).

Nossos resultados confirmam, pelo menos em parte, a primeira hipótese sobre a eficácia do treinamento de equilíbrio utilizado neste estudo em reduzir a amplitude de deslocamento do centro de pressão, o tempo de reação muscular, o tempo de ativação ao pico EMG, do aumento da

atividade eletromiográfica durante o teste de perturbação abrupta, redução da falha de ativação central e redução do tempo do TUG.

Entretanto, o efeito do treinamento gerou alterações nos parâmetros eletromiográficos somente nos músculos distais, possivelmente devido ao treinamento em superfícies instáveis e em cadeia cinética fechada recrutar preferencialmente os músculos do tornozelo, especialmente o tibial anterior (FERREIRA *et al.*, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2012). Assim, essa seletividade do treinamento pelos músculos do tornozelo sugere que o exercício realizado utilizando o circuito de dispositivos instáveis está mais relacionado à ativação dos flexores plantares e dorsiflexores de tornozelo, não sendo suficiente para gerar aumento de ativação (temporal ou na magnitude) nos músculos da articulação do quadril (reto femoral e semitendinoso) e no joelho (reto femoral e vasto medial obliquo).

Pode-se ainda atribuir essa melhora do treinamento apenas nos músculos da articulação do tornozelo devido ao teste de perturbação abrupta utilizada no presente estudo gerar um rápido deslocamento da plataforma e conseqüentemente produzir maior magnitude de perturbação na articulação do tornozelo, já que essa articulação é a primeira a receber a desestabilização abrupta gerada pelo rápido movimento da plataforma, perturbando inicialmente as articulações distais e posteriormente as proximais. Isso pode ser evidenciado pela sequência temporal ascendente de ativação muscular tanto antes como após o treinamento, demonstrando que os músculos do tornozelo foram os primeiros a serem ativados (TA, GM e SO), seguidos do joelho (VMO) e quadril (RF e ST).

Resultados semelhantes foram encontrados em um estudo utilizando o mini-trampolim no treinamento de equilíbrio em idosos durante 14 semanas, no qual observou-se aumento do torque isométrico nos músculos flexores plantares de tornozelo, mas não nos extensores do joelho, mostrando que esses dispositivos instáveis podem recrutar preferencialmente os músculos distais do membro inferior (ARAGÃO *et al.*, 2011).

Sabe-se que indivíduos idosos apresentam uma redução das estratégias de tornozelo e compensam essa dificuldade utilizando preferencialmente as estratégias de quadril para permanecer em pé quando comparado aos jovens (AMIRIDIS *et al.*, 2003; TOLEDO; BARELA 2010). Essa redução pode estar relacionada à lentidão em estabilizar a articulação do tornozelo durante um teste de perturbação que possa levar a uma queda (MAKI *et al.*, 2008).

Dessa forma, os achados encontrados nesse estudo, através do aumento da ativação muscular do tornozelo nos primeiros 200 ms durante o teste de perturbação, redução nos tempo de

ativação muscular (*onset* e tempo ao pico EMG) do tornozelo e redução da falha de ativação central de dorsiflexores e flexores plantares de tornozelo mostram que o treinamento de equilíbrio melhorou a capacidade neuromuscular dessa articulação, sendo importante para melhorar o controle postural de idosas.

Essa melhora na ativação muscular gerada pelo treinamento de equilíbrio pode ter estimulado algumas estratégias de controle articular dinâmico do tornozelo, como, o reflexo de proteção ligamento-muscular, no qual os dispositivos instáveis podem ter estimulado os mecanorreceptores que, via ação nos motoneurônios alfa ativam os músculos antagonistas ao movimento articular gerado por essa perturbação (RIEMANN; LEPHART, 2002b).

O mecanismo de ajuste dinâmico da rigidez envolvendo a participação dos mecanorreceptores articulares na regulação da rigidez articular através da co-contração muscular (AQUINO *et al.*, 2004), pode ser mais um dos mecanismos estimulados com o treinamento. Johansson *et al.* (1991) propuseram que a estabilidade articular diante de perturbações seria obtida através da contribuição dos mecanorreceptores periféricos para o ajuste contínuo e dinâmico da co-contração dos músculos que agem sobre uma articulação, via sistema alfa-gama.

A segunda hipótese do estudo em relação ao período de destreinamento não pode ser confirmada, pois não houve manutenção após seis semanas sem exercício para a maioria das variáveis analisadas, isto pode estar relacionado à deterioração contínua do envelhecimento, ou talvez seis semanas de treinamento de equilíbrio seja um período curto para produzir efeito em longo prazo. Dessa forma, um regime regular de exercícios (isto é, sem uma longa pausa) pode ser necessário para sustentar os benefícios obtidos imediatamente após o treinamento.

Idosos institucionalizados de alto risco para quedas melhoraram seu controle postural com treinamento de equilíbrio de curto prazo, conseguindo manter esse efeito após um mês de destreinamento (BIERYLA; MADIGAN 2011). Essa manutenção pode ter ocorrido devido os idosos serem institucionalizados, tendo o treinamento de equilíbrio forte impacto sobre o sistema de controle postural e também o tempo de destreinamento ser curto. No presente estudo como as idosas eram consideradas ativas, a ausência de qualquer atividade durante seis semanas foi suficiente para perder os efeitos adquiridos durante o treinamento.

Entretanto, o CAR dos músculos dorsiflexores (sendo o principal músculo o tibial anterior), o tempo de reação e o tempo ao pico EMG do músculo TA e a atividade eletromiográfica do músculo GM na fase intermediária (201-400ms) mantiveram seus efeitos após 6 semanas sem exercício. Inversamente, muitas das variáveis eletromiográficas não foram mantidas após o período



de destreinamento, particularmente aquelas relacionadas aos músculos GM e SO, talvez isso explique porque os deslocamentos do centro de pressão não foram mantidos nesse período.

Assim, seis semanas sem nenhum exercício gerou reduções da capacidade reativa muscular e no controle postural, demonstrando ocorrer uma perda progressiva da capacidade muscular e postural do idoso em um curto intervalo de tempo (MELZER *et al.*, 2004). Dessa maneira, a manutenção do treinamento de equilíbrio pode melhorar e/ou manter o controle postural reativo em idosas da comunidade.

## 5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Algumas limitações foram encontradas no presente estudo. Primeiramente, o treinamento de equilíbrio realizado foi estático (base de sustentação fixa), assim, o treinamento de equilíbrio dinâmico (i.e., exercícios de perturbações inesperadas durante a marcha), poderia gerar resultados mais expressivos, inclusive mantendo os ganhos após o período de destreinamento.

Outro ponto importante seria a avaliação com uma perturbação abrupta durante a marcha, já que músculos do membro inferior seriam avaliados de forma dinâmica e específica para tal atividade, uma vez que a maioria das quedas ocorre durante a marcha (PIJNAPPELS *et al.*, 2008). Sugere-se também que para estudos futuros, sejam acrescentadas avaliações semanais após o período de destreinamento com o objetivo de analisar exatamente quando e como as perdas ocorreram.

Outro fator limitante foi a característica da amostra do estudo, que com a finalidade de evitar interações de patologias sobre os achados e pela dificuldade do treinamento evidenciada no estudo piloto, foram selecionadas idosas saudáveis e ativas. Idosas com as características do presente estudo não representam a maioria da população idosa propensa às quedas, portanto, a generalização dos achados do presente estudo deve ser vista com cautela.

## 6 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Pode-se concluir que o treinamento de equilíbrio proposto melhorou a capacidade reativa muscular (tempo de reação muscular e tempo ao pico de ativação EMG) e a ativação eletromiográfica do tornozelo, principalmente na fase inicial (0-200ms) após o teste de perturbação abrupta. Entretanto, não houve alteração dos músculos do quadril e joelho para a maioria das variáveis analisadas, inclusive na atividade eletromiográfica para todos os músculos no momento tardio à perturbação (401-600ms). Essa melhora na capacidade muscular (tanto reativa como na magnitude) pode explicar a melhora no controle postural, já que houve a redução do deslocamento do centro de pressão anteroposterior e posteroanterior durante o teste de perturbação abrupta. A mobilidade funcional também melhorou com o treinamento de equilíbrio reduzindo o risco de quedas.

Ficou demonstrado que um período de seis semanas de destreinamento foi suficiente para reverter a melhora alcançada no controle postural e neuromuscular reativo com o treinamento de equilíbrio em idosas, mostrando a importância do treinamento contínuo para essa população.

Apesar das limitações do presente estudo, acredita-se que os resultados encontrados possam ter esclarecido importantes questões acerca do impacto do treinamento de equilíbrio utilizando um circuito de dispositivos instáveis sobre as respostas posturais de idosas frente a um teste de perturbação abrupto. Este estudo mostrou que o treinamento de equilíbrio proposto pode minimizar as deficiências neuromusculares específicas do envelhecimento e melhorar o controle postural, fornecendo importante informação sobre o comportamento neuromuscular frente a uma perturbação inesperada em idosas.

Esse estudo abre a possibilidade de aplicação do mesmo protocolo em idosos não ativos, entretanto sugere-se maior tempo de adaptação, ajustes no grau de dificuldade dos exercícios de equilíbrio e progressão de forma mais lenta e gradual.

## REFERÊNCIAS

- AHMED, A.F. **Effect of sensorimotor training on balance in elderly patients with knee osteoarthritis.** Journal of Advanced Research, v. 2, n. 4, p. 305-311, 2011.
- AKHBARI, B.; TAKAMJANI, I. E.; SALAVATI, M.; SANJARI, M.A. **A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles.** Physical Therapy in Sport, v.8, p.117-129, 2007.
- ALEXANDRE, TS, MEIRA, DM; RICO, N.C, MIZUTA, SK. **Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 16, n. 5, p. 381-8, 2012.
- ALFIERI, F.M.; TEODORI, R.M.; GUIRRO, R.R.J. **Estudo baropodométrico em idosos submetidos à intervenção fisioterapêutica.** Fisioterapia em Movimento, v.19, n.2, p.67-74, 2006.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE - ACMS. **Exercise and Physical Activity for Older Adults.** Medicine & Science in Sports & Exercise, p. 1510-1530, 2009.
- AMIRIDIS, I.G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. **Age-induced modifications of static postural control in humans.** Neuroscience Letters, v.350, p.137-140, 2003.
- AQUINO, C.F.; VIANA, S.O.; FONSECA, S.T.; BRICIO, R.S.; VAZ, D.V. **Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular.** R. bras. Ci e Mov, v.12, n. 2, p. 35-42, 2004.
- ARAGÃO, F.A.; KARAMANIDIS, K.; VAZ, M.A.; ARAMPATZIS, A. **Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 21, n. 3, p. 512-518, 2011.
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K.; MADEMLI, L. **Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly.** Journal of Biomechanics, v.41, n.8, p.1754-1761, 2008.
- ARNOLD, C.M.; SRAN, M.M.; HARRISON *et al.* **Exercise for fall risk reduction in community-dwelling older adults: a systematic review.** Physiotherapy Canada, v. 60, n. 4, p. 358-372, 2008.
- BARELA, J.A. **Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural.** Revista Paulista de Educação Física. v.3, p.79-88, 2000.
- BARELA, J.A.; POLASTRI, P.F.; FREITAS JÚNIOR, P.B.; GODOI, D. **Efeito da exposição visual no acoplamento entre informação visual e controle postural em bebê.** Revista Paulista de Educação Física. v.17, n.1, p.16-31, 2003.
- BARNETT, A.; SMITH, B.; LORD, S.R.; WILLIAMS, M.; BAUMAND, A. **Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: a randomized controlled trial.** Age and Ageing, v.32, p.407-414, 2003.

BARRY, B.K.; CARSON, R.G. **Transfer of resistance training to enhance rapid coordinated force production by older adults.** *Experimental Brain Research*, v.159, p.225–238, 2004.

BERTOLUCCI, P.H.F.; BRUCKI, S.M.D.; CAMPACCI, S.R.; JULIANO, Y. **Mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade.** *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, v.52, p: 1-7, 1994.

BIERYLA, K.A.; MADIGAN, M.L. **Proof of concept for perturbation-based balance training in older adults at a high risk for falls.** *Arch Phys Med Rehabil*, v. 92, p. 841-834, 2011.

BLAKE, A.J.; MORGAN, K.; BENDALL, M.J.; DALLOSSO, H.; EBRAHIM, S.B.J.; ARIE T.H.D. *et al.* **Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors.** *Age Ageing*, v. 17, n. 6, p. 365–72, 1988.

BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. **Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.** *Lancet*, v.8, p.307-10, 1986.

BOHANNON, R.W. **Reference values for the timed up and go test: A descriptive meta-analysis.** *Journal of Geriatric Physical Therapy*, v. 29, n.2, p.64-68, 2006.

BRUCKI, S.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P.H.F.; OKAMOTO, I.H. **Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil.** *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v.61, n.3-B, p.777-781, 2003.

CALLISAYA, M.L.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M.D.; MCGINLEY, J.L.; LORD, S.R.; SRIKANTH, V.K. **A population-based study of sensorimotor factors affecting gait in older people.** *Age and Ageing*, v.38, p.290-295, 2009.

CARDINALE, M.; NEWTON, R.; NOSAKA, K. **Strength and conditioning: Biological principles and practical applications.** 1<sup>th</sup>. Chichester, Wiley-Blackwell, 2011.

CARPINELLI, R.N.; OTTO, R.M; WINETT, R.A. **A critical analysis of the ACMS position stand on resistance training: insufficient evidence to support recommended training protocols.** *Journal of Exercise Physiology*, v.7, n.3, p.01-61, 2004.

CARVALHO, J.A.M; RODRÍGUEZ-WONG, L.L. **A transição da estrutura etária da população brasileira na primeira metade do século XXI.** *Cadernos de Saúde Pública*, v.24, n.3, p.597-605, 2008.

CASSILHAS, R.C.; VIANA, V.A.R.; GRASSMANN, V.; SANTOS, R.T.; SANTOS, R.F.; TUFIK, S.; MELLO, M.T. **The impact of resistance exercise on the cognitive function of the elderly.** *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v.39, n.8, p.1401-1407, 2007.

CHAM, R.; REDFERN, M.S. **Lower extremity corrective reactions to slip events.** *Journal of Biomechanics*, v.34, p.1439-1445, 2001.

CHAN, K.M.; PANG, C.H.E.; DING, Y.Y.; CHOO, P. **Epidemiology of falls among the elderly community-dwellers in Singapore.** *Singapore Medicine Journal*, v.38, n.10, p.427-431, 1997.

- CHANDLER, J.M. **Equilíbrio e quedas no idoso: Questões sobre a avaliação e o tratamento.** In: GUCCIONE, A. A. *Fisioterapia Geriátrica*. 2º ed. São Paulo: Guanabara-Koogan, p.265-277, 2002.
- CHEN, H.C.; SCHULTZ, A.B.; ASHTON-MILLER, J.A.; GIORDANI, B.; ALEXANDER, N.B.; GUIRE, K.E. **Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults.** *Journal of Gerontology*, v.51 A, n.3, 1996.
- CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. **Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement.** *Clinical Biomechanics*, v.17, p.666–677, 2002.
- CLEMSON, L.; MACKENZIE, L.; BALLINGER, C.; CLOSE, J.C.T; CUMMING, R.G. **Environmental interventions to prevent falls in community-dwelling older people: A meta-analysis of randomized trials.** *Aging Health*, v.20, p.954-971, 2008.
- COOPER, R.L.; TAYLOR, N.F.; FELLER, J.A. **A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament.** *Research in Sports Medicine*, v.13, p.217-230, 2005.
- CORDERO F.A.; KOOPMAN, H.F.J.M.; VAN DER HELM, F.C.T. **Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations.** *Gait Posture*, v.18, p.47–59, 2003.
- CORREA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. **Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha, processamento e aplicações cinesiológicas.** Lisboa: Edições FMH, 2003. 2p.
- COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W. **The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task.** *Physical Therapy in Sport*, v.1, p.129-136, 2000.
- COWLING, E. J.; STEELE, J.R.; MCNAIR. P.J. **Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing.** *British Journal of Sports Medicine*, v.37, p.126–130, 2003.
- CRUZ, D.T.; RIBEIRO, L.C.; VIEIRA, M.T.; TEIXEIRA, M.T.B.; BASTOS, R.R.; LEITE, I.C.G. **Prevalência de quedas e fatores associados em idosos.** *Revista de Saúde Pública*, v.46 p.138-146, 2012.
- DE LUCA, C.J. **Use of the surface electromyography in biomechanics.** *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, p.135-163, 1997.
- DELBAERE, K.; STURNIEKS, D.L.; CROMBEZ, G.; LORD, S.R. **Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people.** *Journal of Gerontology Series A Biological Science and Medical Science*, v.64, n.2, p.237–242, 2009.
- DEVEREUX, K.; ROBERTSON, D.; BRIFFA, N.K. **Effects of a water-based program on women 65 years and over: A randomised controlled trial.** *Australian Journal of Physiotherapy*, v.51, p. 102-108, 2005.
- DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO – DBH.** *Revista Brasileira de Hipertensão*, v.17, n.1, p.07-10, 2010.

DOURIS, P.; SOUTHARD, V.; VARGA, C.; SCHAUSS, W.; GENNARO, C.; REISS, A. **The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults.** Journal of Geriatric Physical Therapy, v.26, n.1, p.01-06, 2003.

DOUSSET, E.; JAMMES, Y. **Reliability of burst superimposed technique to assess central activation failure during fatiguing contraction.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v.13, n.2, p.103-111, 2003.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática.** Tese de Livre Docência, USP. São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. **Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v.14, n.3, p.183-92, 2010.

EKMAN, L.L. **Neurociências Fundamentos para a Reabilitação.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

ENOKA, R.M. **Neural adaptations with chronic physical activity.** Journal of Biomechanics, v.30, n.5, p.447-455, 1997.

ERGEN, E.; ULKAR, B. **Proprioception and ankle injuries in soccer.** Clinical Sports Medicine, v.27, p.195-217, 2008.

FABRÍCIO, S.C.C.; RODRIGUES, R.A.P.; COSTA JÚNIOR, M.L. **Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público.** Revista de Saúde Pública, v.38, n.1, p.17-24, 2004.

FATOUROS, I.G.; KAMBAS, A.; KATRABASAS, I.; NIKOLAIDIS, K.; CHATZINIKOLAOU, A.; LEONTSINI, D.; TAXILDARIS, K. **Strength training and detraining effects on muscular strength, anaerobic power, and mobility of inactive older men are intensity dependent.** Br J Sports Med, v. 39, p. 776-780, 2005.

FERREIRA, L.A.B.; PEREIRA, W.M.; ROSSI, L.P.; KERPERS, I.I.; PAULA JR, A.R.; OLIVEIRA, C.S. **Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed.** Journal of Bodywork & Movement Therapies, *available online*, November 2010.

FIELD A. **Discovering Statistics Using SPSS.** Sage publications: Thousand Oaks, 2009.

FITZGERALD, G.K.; AXE, M.J.; SNYDER-MACKLER, L. **The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physically active individuals.** Physical Therapy, v.80, n.2, p.128-140, 2000.

FONG, S-M.; NG, G.Y. **The effects on sensorimotor performance and balance with Tai Chi training.** Archives Physical Medicine and Rehabilitation, v.87, p.82-87, 2006.

FRANK, J.S.; PATLA, A.E. **Balance and mobility challenges in older adults: Implications for preserving community mobility.** American Journal of Preventive Medicine, v. 25, p.157-163, 2003.

FREITAS, P.B.; KNIGHT, C.A.; BARELA, J.A. **Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v.20, n.4, p. 693-700, 2010.

FREITAS, SMSF. **Coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta.** Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

FRONTERA, W.R.; BIGARD, X. **The benefits of strength training in the elderly.** Science & Sports, v.17, p.109-16, 2002.

GARDNER, M.M.; ROBERTSON, M.C.; CAMPBELL, A.J. **Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomised controlled trials.** British Journal of Sports Medicine, v.34, p.7-17, 2000.

GILLESPIE, L.D.; ROBERTSON, M.C.; GILLESPIE, W.J.; LAMB, S.E.; GATES, S.; CUMMING R.G.; ROWE, B.H. **Interventions for preventing falls in older people living in the community.** Cochrane Database Syst Rev, v. 15, n. 2, 2009.

GONÇALVES, M. **Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular.** Revista Brasileira de Educação Física, v.20, n.5, p.30-36, 2006.

GRABINER, M.D.; OWINGS, T.M. PAVOL, M.J. **Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults.** Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, v.60, n.11, p.1447-50, 2005.

GU, M.J.; SCHULTZ, A.B.; SHEPARD, N.T.; ALEXANDER, N.B. **Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics.** Journal of Biomechanics, v. 29, n. 3, p. 319-29, 1996.

GUIMARÃES, J.M.N; FARINATTI, P.T.V. **Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.11, n.5, p.299-305, 2005.

GUSTAFSON, A.S.; NOAKSSON, A.C.G.; KRONHED, A.C.G.; MÖLER, M.; MÖLER, C. **Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80.** Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, v.32, p.168-72, 2000.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano.** São Paulo: Manole, 1999. 145p.

HAUTIER C, BONNEFOY M. **Training for older adults.** Annales de Readaptation et de Medecine Physique, v.50, n.6, p.475-9, 2007.

HERMENS, H.J. ; FREKIS, B.; MERLETTI, R.; STEGMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; KLUG, C.D.; HÄGG, G. SENIAM – **European Recommendations for Surface Electromyography,** 1999.

HOF, A.L. **The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance.** Journal of Biomechanics, v.40, n.2, p.451-7, 2007.

HONAKER, J.A.; SHEPARD, N.T. **Fukuda Stepping Test: Sensitivity and Specificity.** *Journal of the American Academy of Audiology*, v.20, p.311-314, 2009.

HORAK F.B. **Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?** *Age and Ageing*, v.35-S2, p.ii7-ii9, 2006.

HOWE, T.E.; ROCHESTER, L.; NEIL, F.; SKELTON, D.A.; BALLINGER, C. **Exercise for improving balance in older people.** *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2011, Issue 11. Art. No.: CD004963. DOI: 10.1002/14651858.CD004963.pub3.

HSIAO-WECKSLER, E.T. **Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method.** *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, p.179–187, 2008.

HU, M.H.; WOOLLACOTT, M.H. **Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses.** *Journal of Gerontology*, v.49, n.2, p. 62-71, 1994.

HURD, W.J.; CHMIELEWSKI, T.L.; SNYDER-MACKLER, L. **Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes.** *Knee Surgery of Sports Traumatology Arthroscopy*, v.14, p.60–69, 2006.

IBGE. **Estimativas de projeção da população.** Projeções 1980-2060. 2010.

IMOTO, A.M.; PECCIN, M.S.; RODRIGUES, R.; MIZUSAKI, J.M. **Tradução e validação do questionário FAOS – Foot and ankle outcome score para língua portuguesa.** *Acta Ortopédica Brasileira*, v.17, n.4, p.232-5, 2009.

ISEK, International Society of Electrophysiology and Kinesiology. MERLETTI, R. **Standards for Reporting EMG data.** *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, 1999.

JACOBSON, B.H.; THOMPSON, B.; WALLACE, T.; BROWN, L.; RIAL, C. **Independent static balance training contributes to increased stability and functional capacity in community-dwelling elderly people: a randomized controlled trial.** *Clinical Rehabilitation*, v.25, p.549-556, 2011.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P. **A sensory role for the cruciate ligaments.** *Clin Orthop*, v. 268, p. 161-178, 1990.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P. **Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint.** *Crit Rev Biomed Engineering*, v. 18, n. 5, p. 341-368, 1991.

KACZOR, J.J.; ZIOLKOWSKI, W.; ANTOSIEWICZ, J.; HAC, S.; TARNOPOLSKY, M.A.; POPINIGIS, J. **The effect of aging on anaerobic and aerobic enzyme activities in human skeletal muscle.** *Journals of Gerontology Series A Biological Sciences and Medicine Science*, v. 61, n. 4, p. 339–44, 2006.



KALAPOTHARAKOS, V.I.; SMILIOS, I.; PARLAVATZAS, A.; TOKMAKIDIS, S.P. **The effect of moderate resistance strength training and detraining on muscle strength and power in older men.** Journal of Geriatric Physical Therapy, v. 30, p. 03-07, 2009.

KENT-BRAUN, J.A.; LE BLANC, R. **Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans.** Muscle & Nerve, v.19, p.861-869, 1996.

KIM, K.J.; ASHTON-MILLER, J.A. **Segmental dynamics of forward fall arrests: a system identification approach.** Clinical Biomechanics, v.24, p.348–354, 2009.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. **Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions.** Journal of Applied Physiology, v. 104, n. 3, p. 739-46, 2008.

KONRAD, H.R., GIRARDI, M.; HELFERT, R. **Balance and aging.** Laryngoscope, v.109, n.9, p.1454-1460, 1999.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography.** Noraxon Inc. USA, 2005.

KONRADSEN, L.; VOIGT, M.; HOJSGAARD, C. **Ankle inversion injuries the role of the dynamic defense mechanism.** The American journal of Sports Medicine, v. 25, n.1, p.54-58, 1997.

LAUDNER, K.G.; KOSCHNITZKY, M.M. **Ankle muscle activation when using the Both Sides Utilized (BOSU) balance trainer.** Journal of Strength & Conditioning Research, v. 24, n. 1, p. 218-22, 2010.

LEONARD, C.T.; MATSUMOTO, T.; DIEDRICH, P.M.; MCMILLAN, J.A. **Changes in neural modulation and motor control during voluntary movement of older individuals.** Journal of Gerontology, v.52A, n.5, 1997.

LEPORACE, G.; METSAVAHT, L.; SPOSITO M.M.M. **Importância do treinamento da propriocepção e do controle motor na reabilitação após lesões músculo-esqueléticas.** Acta Fisiátrica, v.16, n.3, p.126-131, 2009.

LIM, S.C. **Elderly fallers: What do we need to do?** Proceedings of Singapore Healthcare, v.19, n.2, p.154-158, 2010.

LIN, S.; WOOLLACOTT, M. **Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly.** Age and Ageing, v.34, p.358–363, 2005.

LINFORD, C.W.; HOPKINS, J.T.; SCHULTHIES, S.S.; FRELAND, B.; DRAPER, D.O.; HUNTER, I. **Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle.** Archives of Physical of Medicine and Rehabilitation, v.87: p.395-401, 2006.

LOHMAN, T.G.; ROCHE, A.F.; MARTORELL, R. **Anthropometric Standardization Reference. Manual.** Chicago: Human Kinetics Books, 1988.

MAGEE, D.J.; SUEKI, D. **Manual para avaliação musculoesquelética**. 1º ed: São Paulo, Elsevier, 2012.

MAKI, B.E.; CHENG, K.C.C; MANSFIELD, A.; SCOVIL, C.Y; *et al.* **Preventing falls in older adults: New interventions to promote more effective change-in-support balance reactions**. Journal of Electromyography and Kinesiology, v.18, p.243-254, 2008.

MAKI, B.E.; MCILROY, W.E. **Control of compensatory stepping reactions: Age related impairment and the potential for remedial intervention**. Physiotherapy Theory and Practice, v.15, n.2, p.69-90, 1999.

MAKI, B.E.; MCILROY, W.E.; FERNIE, G.R. **Change-in-support reactions for balance recovery**. Engineering in Medicine and Biology Magazine, v.22, n.2, p.20-26, 2003.

MANSFIELD, A.; PETERS, A.L.; LIU, B.A., MAKI, B.E. **Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial**. Physical Therapy, v.90, n.4, p. 476-491, 2010.

MANSFIELD, A.; PETERS, A.L.; LIU, B.A.; MAKI, B.E. **A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial**. Geriatrics, v.7, n.12, p. 1-14, 2007.

MARQUES, A.P.; PECCIN, M.S. **Pesquisa em fisioterapia: a prática baseada em evidências e modelos de estudos**. Fisioterapia & pesquisa, v.2, n.1, p. 43-48, 2005.

MARX, F.C.; OLIVEIRA, L.M.; BELLINI, C.G.; RIBEIRO, M.C.C. **Tradução e validação cultural do questionário algofuncional de Lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa**. Revista Brasileira de Reumatologia, v. 46, n.4, p.253-260, 2006.

MATSUSAKA, N.; YOKOYAMA, S.; TSURUSAKI, T.; INOKUCHI, S.; OKITA, M. **Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle**. The American Journal of Sports Medicine, v.29, n.1, 2001.

MCGUINE, T.A.; KEENE, J.S. **The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes**. The American Journal of Sports Medicine, v.34, n.7, 2006.

MCILROY, W.E.; MAKI, B.E. **Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations**. Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, v.51, n.6, p. 289-96, 1996.

MCNEIL. C.J.; VANDERVOORT, A.A.; RICE, C.L. **Peripheral impairments cause a progressive age-related loss of strength and velocity-dependent power in the dorsiflexors**. Journal of Applied Physiology, v. 102, n. 5, p. 1962-8, 2007.

MELZER, I.; BENJUYA, B.; KAPLANSKI, J. **Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers**. Age and Ageing, v.33, p.602-607, 2004.

MIAN, O.S.; BALZOPoulos, V.; MINETTI, A.E.; NARICI, M.V. **The impact of physical training on locomotor function in older people**. Sports Medicine, v.37, n.8, p.683-701, 2007.

MIDDLETON, J.; SINCLAIR, P.; PATTON, R. **Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform.** *Clinical of Biomechanics*, v.14, p.357-360, 1999.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica. **Envelhecimento e saúde da pessoa idosa.** Brasília (DF): 2009. Disponível em: [http://portal.saude.gov.br/portal/saude/visualizar\\_texto.cfm?idtxt=33674&janela=1](http://portal.saude.gov.br/portal/saude/visualizar_texto.cfm?idtxt=33674&janela=1).

MISZKO, T.A.; CRESS, M.E.; SLADE, J.M.; COVEY, C.J.; AGRAWAL, S.K.; DOERR, C.E. **Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults.** *Journals of Gerontology.*, v.58, p.171-5, 2003.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. **Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain.** *American Journal of Physical Medicine*, v.58, n.3, p.115-130, 1979.

MORRIS, M.; OSBORNE, D.; HILL, K.; KENDIG, H.; LUNDGREN-LINDQUIST, B.; BROWNING, C.; REID, J. **Predisposing factors for occasional and multiple falls in older Australians who live at home.** *Australian Journal of Physiotherapy*, v.50, p.153-159, 2004.

MYERS, A.H.; YOUNG, Y.; LANGLOIS, J. A. **Prevention of falls in the elderly.** *Bone* v.18, n.1 Suppl, p.87S-101S, 1996.

NAKAMURA, D.M.; HOLM, M.B.; WILSON, A. **Measures of balance and fear of falling in the elderly: a review.** *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, v.15, p.17-32, 1999.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. **The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation.** *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.11, p.395-403, 2001.

NASHNER, L.M. **Sensory neuromuscular and biomechanical contributions to human balance.** In: DUNCAN, P.W. *Balance: proceedings of the American Physical Therapy Association forum.* Nashville, p. 5-12, 1989.

NITZ, J.C.; CHOY, N.L. **The efficacy of a specific balance-strategy training program for preventing falls among older people: a pilot randomized controlled trial.** *Age and Ageing*, v.33, p.52-58, 2004.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, E. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** Barueri: Manole, 2010.

OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; VAZ, D.V.; AQUINO, C.F.; BRÍCIO R.S.; FONSECA S.T. **Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação.** *Revista Fisioterapia Brasil*, v.6, n.4, p. 305-309, 2005.

OLIVEIRA, D.C.S. REZENDE, P.A.M.; SILVA, M.R.S.; LIZARDO, F.B.; SOUSA, G.C. *et al.* **Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados.** *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 18, n. 4, p. 261-266, 2012.

OSBORNE, M. D.; CHOU, L. S.; LASKOWSKI, E.R.; SMITH, J.; KAUFMAN, K.R. **The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain.** American Journal of Sports Medicine, v.29, p.627-632, 2001.

PAGE, P. **Sensoriomotor training: A global approach for balance training.** Journal of Bodywork and Movement Therapies, v.10, p.77-84, 2006.

PAVOL, M.J.; OWINGS, T.M.; FOLEY, K.T.; *et al.* **Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults.** Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, v.56, n.7, p.M428-37, 2001.

PAVOL, M.J.; RUNTZ, E.F.; EDWARDS, B.J.; PAI, Y.C. **Age influences the outcome of a slipping perturbation during initial but not repeated exposures.** Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, v.57, n.8, p.M496-503, 2002.

PECCIN, M.S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. **Questionário específico para sintomas do joelho "Lysholm knee scoring scale" Tradução e validação para a língua portuguesa.** Acta Ortopédica Brasileira v.14, p.268-272, 2006.

PERRACINI, M.R. **Equilíbrio e controle postural em idosos.** Revista Brasileira de Postura e Movimento, v.2, n.4, p.130-142, 1998.

PERSCH, L.N.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A.L.F. **Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: A randomized controlled trial.** Clinical Biomechanics, v.24, p.819-825, 2009.

PETRELLA, J.K., KIM, JS., TUGGLE, C., HALL, S.R., BAMMAN, M.M. **Age difference in knee extension power, contractile velocity and fatigability.** Journal of Applied Physiology, v. 98, p. 211-220, 2005.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. **How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping.** Journal of Biomechanics, v.38, n.3, p.627-634, 2005b.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M.F.; VAN DIEËN, J. H. **Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers.** Gait and Posture, v.21, n.4, p.388-394, 2005a.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M.F.; VAN DIEËN, J.H. **Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects.** Experimental Brain Research, v.160, n.3, p.326-33, 2005c.

PIJNAPPELS, M.; REEVES, N.D.; MAGANARIS, C.N.; DIEËN, J.H. **Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v.18, p.188-196, 2008.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. **The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons.** Journal of the American Geriatrics Society, v.39, p.142-148, 1991.

PROCHNIEWICZ, E.; THOMAS, D.D.; THOMPSON, L.V. **Age-related decline in actomyosin function.** The Journals of Gerontology Series A : Biological Sciences and Medicine Science, v. 60, n. 4, p. 425–31, 2005.

REBOUÇAS, M.; PEREIRA, M.G. **Indicadores de saúde para idosos: comparação entre o Brasil e os Estados Unidos.** Revista Panamericana de Salud Pública, v.23, n.4, p.237–46, 2008.

REID, K.F.; CALLAHAN, D.M.; CARABELLO, R.J.; PHILLIPS, E.M.; FRONTERA, W.R.; FIELDING, R.A. **Lower extremity power training in elderly subjects with mobility limitations: a randomized controlled Trial.** Aging Clinical and Experimental Research., v.20, n.4, p.337–343, 2008.

REIDER, B.; ARCAND, M.A.; DIEHL, L.H.; MROCZEK, K.; ABULENCIA, A.; STROUD, C.; PALM, M.B.S.; GILBERTSON, J.P.T.; STASZAK, P.P.T. **Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction.** The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v.19, p.2-12, 2003.

RICE, J.; KEOGH, J.W.L. **Power training: Can it improve functional performance in older adults? A systematic review.** International Journal of Exercise Science., v.2, n.2, p.131-151, 2009.

RIEMANN, B.L.; LEPHART, S.M. **The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability.** Journal of Athletic Training, v.37, n.1, p.71-79, 2002a.

RIEMANN, B.; LEPHART, S.M. **The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability.** Journal of Athletic Training, v.37, p.80-84, 2002b.

RIVNER, M.H.; SWIFT, T.R.; MALIK, K. **Influence of age and height on nerve conduction.** Muscle Nerve, v.24, p.1134-1141, 2001.

ROBINOVITCH, S.N.; HELLER, B.; LUI, A.; CORTEZ, J. **Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy.** Journal of Neurophysiology, v.88, p.613–620, 2002.

ROGERS, M.W.; HEDMAN, L.D.; JOHNSON, M.E.; CAIN, T.D.; HANKE, T.A. **Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults.** Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, v.56, n.9, p. 589-94, 2001.

ROGIND, H.; LYKKEGAARD, J.J.; BLIDDAL, H.; DANNESKIOLD-SAMSOE, B. **Postural sway in normal subjects aged 20–70 years.** Clinical Physiology and Functional Imaging, v. 23, n. 3, p. 171–176, 2003.

RUGELJ, D. **The effect of functional balance training in frail nursing home residents.** Archives of Gerontology and Geriatrics, v.50, p.192–197, 2010.

RYALL, J.G.; SCHERTZER, J.D.; LYNCH, G.S. **Cellular and molecular mechanisms underlying age-related skeletal muscle wasting and weakness.** Biogerontology, v.9, p.213-228, 2008.

SANTOS, M.J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A.S. **The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1: Electromyographic analysis.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v.20, p.388–397, 2010.

SHERRINGTON, C.; WHITNEY, J.C.; LORD, S.R.; HERBERT, R.D.; CUMMING, R.G.; CLOSE, J.C.T. **Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis.** Journal of American Geriatrics Society, v.56, p.2234–2243, 2008.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Motor Control: Translating research into clinical practice**, 4<sup>ed</sup>, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

SMEESTERS, C.; HAYES, W.C.; MCMAHON, T.A. **The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time.** Journal of Biomechanics, v.34, p.589–95, 2001.

SOHNG, K.Y.; CHOI, J.H.; SONG, H.H.; MOON, J.S. **A meta-analysis of exercise programmes for preventing falls in older people.** Asian Journal of Nursing Studies, v. 8, n. 1, p. 3-15, 2005.

SOUZA, A.C.; MAGALHÃES, L.C.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. **Adaptação transcultural e análise das propriedades psicométricas da versão brasileira do Perfil de Atividade Humana.** Cadernos de Saúde Pública, v.22, n.12, p.2623-2636, 2006.

STACKHOUSE, S.K.; DEAN, J.C.; SAMUEL, B.S.; LEE, C.K.; BINDER-MACLEOD, S.A. **Measurement of central activation failure of the quadriceps femoris in healthy adults.** Muscle and Nerve, v. 23, p. 1706–1712, 2000.

STRONJNIK, V.; VENGUST, R; PAVLOVIC, V. **The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain.** Cellular and Molecular Biology Letters. v.7, n.1, p.170-171, 2002.

TAKESHIMA, N.; ROGERS, M.E.; WATANABE, E.; BRECHUE, W.F. OKADA, A.; YAMADA, T.; ISLAM, M.M.; HAYANO, J. **Water-based exercise improves health-related aspects of fitness in older women.** Med. Sci. Sports Exerc., v.33, n.3, p.544-551, 2002.

THELEN, D.G.; MURIUKI, M.; JAMES, J.; SCHULTZ, A.B.; ASHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N.B. **Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall.** Journal of Electromyography and Kinesiology, v.10, p.93-101, 2000.

THOMAS, JR; NELSON, JK; SILVERMAN, S. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física.** 5<sup>a</sup>. Ed, Porto Alegre: Artmed, 2007.

THYSSEN, H.H.; BRYNSKOV, J.; JANSEN, E.C.; MÜNSTER-SWENDSEN, J. **Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test.** Acta Neurologica Scandinavica, v.66, p.100-4, 1982.

TIEDEMANN, A.; SHERRINGTON, C.; CLOSE, J.C.T.; LORD, S.R. **Exercise and Sports Science Australia Position Statement on exercise and falls prevention in older people.** Journal of Science and Medicine in Sport, v.14, p. 489-495, 2011.

TINETTI, M.E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S.F. **Risk factors for falls among elderly persons living in the community.** The New England Journal of Medicine, v.319, n.26, p.1701-7, 1988.

TOKMAKIDIS, S.P.; KALAPOTHARAKOS, V.I.; SMILIOS, I.; PARLAVANTZAS, I. **Effects of detraining on muscle strength and mass after high or moderate intensity of resistance training in older adults.** Clinical Physiology and Functional Imaging, v. 24 n. 4, p. 316–319, 2009.

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

TORAMAN, N.F. **Short term and long term detraining: is there any difference between young-old and old people?** Br J Sports Med, v. 39, p. 561–564, 2005.

TORAMAN, N.F.; AYCEMAN, N. **Effects of six weeks of detraining on retention of functional fitness of old people after nine weeks of multicomponent training.** Br J Sports Med; v. 39, p. 565–568, 2005.

TOUMI, H.; POUMARAT, G.; BENJAMIN, M; BEST, T.; F'GUYER, S.; FAIRCLOUGH, J. **New insights into the function of the vastus medialis with clinical implications.** Medicine & Science in Sports & Exercise, v.39, n.7, p.1153-1159, 2007.

UENO, M.; KAWAI, S.; MINO, T, KAMOSHITA, H. **Systematic review of fall-related factors among the house-dwelling elderly in Japan.** Nippon Ronen Igakkai Zasshi, v.43, n.1, p.92-101, 2006.

VAN DEN BOGERT A.J., PAVOL M.J., GRABINER M.D. **Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip.** Journal of Biomechanics, v. 35, p. 199–205, 2002.

VAN DER BIJ A.K.; LAURANT, M.G.; WENSING, M. **Effectiveness of physical activity interventions for older adults.** American Journal of Preventive Medicine., v.22, n.2, p.120-33, 2002.

VERHAGEN, E.; TULDER, M.; BEEK, A.J.; BOUTER, L.M.; MECHELEN, W. **An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball.** British Journal of Sports Medicine v.39, p.111-115, 2005.

VERHAGEN, E.; VAN DER BEEK, A.; TWISK, J.; BOUTER, L.; BAHR, R.; VAN MECHELEN, W. **The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial.** American Journal of Sports Medicine, v.32, p 1385-1393, 2004.

VOIGHT, M.L.; COOK, G. **Controle neuromuscular deficiente: treinamento de reativação neuromuscular.** In: Prentice WE, Voight ML. Técnicas de Reabilitação musculoesquelética. Porto Alegre: Artmed; p.91-118, 2003.

WESTLAKE, K.P.; CULHAM, E.G. **Sensory-specific balance training in older adults: effect on proprioceptive reintegration and cognitive demands.** *Physical Therapy*, v.87, p.1274–1283, 2007.

WHO. World Health Organization. Geneva: **World health statistics 2011.** Disponível em <http://www.who.int/whosis/whostat/2011/en/index.html>. Acessado em 20/08/2011a.

WHO. World Health Organization. **Obesity: Preventing and Managing the Global Epidemic.** Report of the WHO Consultation of Obesity. Geneva: World Health Organization, 2011b.

WOLF, S.L.; BARNHART, H.X.; KUTNER, N.G.; MCNEELY, E.; COOGLER, C.; XU, T. **Selected as the best paper in the 1990s: reducing frailty and falls in older persons: an investigation of tai chi and computerized balance training.** *Journal of the American Geriatrics Society*, v.51, p.1794–1803, 2003.

WOODS, K.; BISHOP, P.; JONES, E. **Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury.** *Sports Medicine*, v. 37, n.12, p. 1089-1099, 2007.

WOOLLEY, S.M.; RUBIN, A.M.; KANTNER, R.M.; ARMSTRONG, C.W. **Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry.** *Journal of Otolaryngology*, v.22, n.5, p. 368-375, 1993.

WU, G. **Evaluation of the effectiveness of Tai Chi for improving balance and preventing falls in the older population - a review.** *Journal of the American Geriatrics Society*, v.50, n.4, p.746-754, 2002.

WU, G.; ZHAO, F.; ZHOU, X.; WEI, L. **Improvement of isokinetic knee extensor strength and reduction of postural sway in the elderly from long-term Tai Chi exercise.** *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.83, n.10, p.1364-1369, 2002.

YAGGIE, J.A.; CAMPBELL, B.M. **Effects of balance training on selected skills.** *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, n. 21, p. 422-428, 2006.

XU, D.Q; LI, J.X.; HONG, Y. **Effect of regular Tai Chi and jogging exercise on neuromuscular reaction in older people.** *Age and Ageing*, v.34, p.439–444, 2005.

ZHONG, S.; CHEN, C.N.; THOMPSON, L.V. **Sarcopenia of ageing: functional, structural and biochemical alterations.** *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.11, p: 91-97, 2007.



## ANEXO A

### PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA (PAH) (SOUZA; MAGALHÃES; TEIXEIRA-SALMELA, 2006)

Atividades	Ainda faço	Parei de fazer	Nunca fiz
1. Levantar e sentar em cadeiras ou cama (sem ajuda)			
2. Ouvir rádio			
3. Ler livros, revistas ou jornais			
4. Escrever cartas ou bilhetes			
5. Trabalhar numa mesa ou escrivaninha			
6. Ficar de pé por mais de um minuto			
7. Ficar de pé por mais de cinco minutos			
8. Vestir e tirar a roupa sem ajuda			
9. Tirar roupas de gavetas ou armários			
10. Entrar e sair do carro sem ajuda			
11. Jantar num restaurante			
12. Jogar baralho ou qualquer jogo de mesa			
13. Tomar banho de banheira sem ajuda			
14. Calçar sapatos e meias sem parar para descansar			
15. Ir ao cinema, teatro ou a eventos religiosos ou esportivos			
16. Caminhar 27 metros (um minuto)			
17. Caminhar 27 metros, sem parar (um minuto)			
18. Vestir e tirar a roupa sem parar para descansar			
19. Utilizar transporte público ou dirigir por 1 hora e meia (158 quilômetros ou menos)			
20. Utilizar transporte público ou dirigir por $\pm$ 2 horas (160 quilômetros ou mais)			
21. Cozinhar suas próprias refeições			
22. Lavar ou secar vasilhas			
23. Guardar mantimentos em armários			
24. Passar ou dobrar roupas			
25. Tirar poeira, lustrar móveis ou polir o carro			
26. Tomar banho de chuveiro			
27. Subir seis degraus			
28. Subir seis degraus, sem parar			
29. Subir nove degraus			
30. Subir 12 degraus			
31. Caminhar metade de um quarteirão no plano			
32. Caminhar metade de um quarteirão no plano, sem parar			
33. Arrumar a cama (sem trocar os lençóis)			
34. Limpar janelas			
35. Ajoelhar ou agachar para fazer trabalhos leves			
36. Carregar uma sacola leve de mantimentos			
37. Subir nove degraus, sem parar			
38. Subir 12 degraus, sem parar			
39. Caminhar metade de um quarteirão numa ladeira			
40. Caminhar metade de um quarteirão numa ladeira, sem parar			
41. Fazer compras sozinho			
42. Lavar roupas sem ajuda (pode ser com máquina)			
43. Caminhar um quarteirão no plano			
44. Caminhar dois quarteirões no plano			

45. Caminhar um quarteirão no plano, sem parar
46. Caminhar dois quarteirões no plano, sem parar
47. Esfregar o chão, paredes ou lavar carro
48. Arrumar a cama trocando os lençóis
49. Varrer o chão
50. Varrer o chão por cinco minutos, sem parar
51. Carregar uma mala pesada ou jogar uma partida de boliche
52. Aspirar o pó de carpetes
53. Aspirar o pó de carpetes por cinco minutos, sem parar
54. Pintar o interior ou o exterior da casa
55. Caminhar seis quarteirões no plano
56. Caminhar seis quarteirões no plano, sem parar
57. Colocar o lixo para fora
58. Carregar uma sacola pesada de mantimentos
59. Subir 24 degraus
60. Subir 36 degraus
61. Subir 24 degraus, sem parar
62. Subir 36 degraus, sem parar
63. Caminhar 1,6 quilômetro ( $\pm 20$  minutos)
64. Caminhar 1,6 quilômetro ( $\pm 20$  minutos), sem parar
65. Correr 100 metros ou jogar peteca, vôlei, beisebol
66. Dançar socialmente
67. Fazer exercícios calistênicos ou dança aeróbia por cinco minutos, sem parar
68. Cortar grama com cortadeira elétrica
69. Caminhar 3,2 quilômetros ( $\pm 40$  minutos)
70. Caminhar 3,2 quilômetros, sem parar ( $\pm 40$  minutos)
71. Subir 50 degraus (dois andares e meio)
72. Usar ou cavar com a pá
73. Usar ou cavar com pá por cinco minutos, sem parar
74. Subir 50 degraus (dois andares e meio), sem parar
75. Caminhar 4,8 quilômetros ( $\pm 1$  hora) ou jogar 18 buracos de golfe
76. Caminhar 4,8 quilômetros ( $\pm 1$  hora), sem parar
77. Nadar 25 metros
78. Nadar 25 metros, sem parar
79. Pedalar 1,6 quilômetro de bicicleta (dois quarteirões)
80. Pedalar 3,2 quilômetros de bicicleta (quatro quarteirões)
81. Pedalar 1,6 quilômetro, sem parar
82. Pedalar 3,2 quilômetros, sem parar
83. Correr 400 metros (meio quarteirão)
84. Correr 800 metros (um quarteirão)
85. Jogar tênis/frescobol ou peteca
86. Jogar uma partida de basquete ou de futebol
87. Correr 400 metros, sem parar
88. Correr 800 metros, sem parar
89. Correr 1,6 quilômetro (dois quarteirões)
90. Correr 3,2 quilômetros (quatro quarteirões)
91. Correr 4,8 quilômetros (seis quarteirões)
92. Correr 1,6 quilômetro em 12 minutos ou menos
93. Correr 3,2 quilômetros em 20 minutos ou menos
94. Correr 4,8 quilômetros em 30 minutos ou menos

Score: Inativo < 53; Moderadamente ativo 53-74; Ativo >74.

## ANEXO B

**MINIEXAME DO ESTADO MENTAL (MEEM)**  
(BERTOLUCCI; BRUCKI; CAMPACCI, 1994).

ITENS	Pontuação Obtida	Pontuação Máxima
<b>ORIENTAÇÃO TEMPORAL</b> Que ano estamos? Em que mês estamos? Que dia do mês é hoje? Que dia da semana é hoje? Qual a estação do ano?	( )	5
<b>ORIENTAÇÃO ESPACIAL</b> Em que estado estamos? Em que país? Em qual cidade? Em que bairro, ou rua próxima? Que lugar é este aqui?	( )	5
<b>MEMÓRIA IMEDIATA</b> Repetir as 3 palavras: gelo, leão, vaso	( )	3
<b>ATENÇÃO E CÁLCULO</b> subtração de setes seriadamente $100-7 = 93-7 = 86-7 = 79-7 = 72-7 = 65$	( )	5
<b>MEMÓRIA RECENTE</b> Quais as três palavras que você repetiu antes?	( )	3
<b>LINGUAGEM</b> Mostrar um relógio de pulso e uma caneta e pedir os nomes	( )	2
Repetir: "nem aqui, nem ali, nem lá"	( )	1
Comando: Pegue este papel com a mão direita (1 ponto), dobre-o ao meio (1 ponto) e coloque-o no chão (1 ponto).	( )	3
Leia e obedeça: "feche os olhos"	( )	1
Escreva uma sentença (ela deve conter sujeito e verbo, não precisa corrigir erros gramaticais)	( )	1
Copie o desenho (estará correto se existirem 10 ângulos, dos quais dois devem estar interseccionados)	( )	1
<b>TOTAL DE PONTOS</b>	( )	30



## ANEXO C

QUESTIONÁRIO ALGOFUNCIONAL DE LEQUESNE (MARX *et al.*, 2006)

QUADRO I  
QUESTIONÁRIO ALGOFUNCIONAL DE LEQUESNE (APLICAR SEPARADAMENTE PARA JOELHO E QUADRIL)

**Dor ou desconforto**

• Durante o descanso noturno:		
- nenhum ou insignificante		0
- somente em movimento ou em certas posições		1
- mesmo sem movimento		2
• rigidez matinal ou dor que diminui após se levantar		
- 1 minuto ou menos		0
- mais de 1 minuto porém menos de 15 minutos		1
- mais 15 minutos		2
• depois de andar por 30 minutos		0 - 1
• enquanto anda		
- nenhuma		0
- somente depois de andar alguma distância		1
- logo depois de começar a andar e aumenta se continuar a andar		2
- depois de começar a andar, não aumentando		1
• ao ficar sentado por muito tempo (2 horas)	(somente se quadril)	0 - 1
• enquanto se levanta da cadeira, sem ajuda dos braços	(somente se joelho)	0 - 1

**Máxima distância caminhada/andada (pode caminhar com dor):**

- sem limite		0
- mais de 1 km, porém com alguma dificuldade		1
- aproximadamente 1 km (em + ou - 15 minutos)		2
- de 500 a 900 metros (aproximadamente 8 a 15 minutos)		3
- de 300 a 500 metros		4
- de 100 a 300 metros		5
- menos de 100 metros		6
- com uma bengala ou muleta		1
- com 2 muletas ou 2 bengalas		2

**Atividades do dia-a-dia/vida diária (Aplicar somente para quadril)\***

- colocar as meias inclinando-se para frente		0 - 2*
- pegar um objeto no chão		0 - 2*
- subir ou descer um andar de escadas		0 - 2*
- pode entrar e sair de um carro		0 - 2*

**Atividades do dia-a-dia/vida diária (aplicar somente para joelho)\***

- consegue subir um andar de escadas		0 - 2*
- consegue descer um andar de escadas		0 - 2*
- agachar-se ou ajoelhar-se		0 - 2*
- consegue andar em chão irregular / esburacado		0 - 2*

\*Sem dificuldade: 0

Com pouca dificuldade: 0,5

Com dificuldade: 1

Com muita dificuldade: 1,5

Incapaz: 2

**Soma da pontuação**

Extremamente grave (igual ou maior que 14 pontos)

Muito grave (11 a 13 pontos)

Grave (8 a 10 pontos)

Moderada (5 a 7 pontos)

Pouco acometimento (1 a 4 pontos)

## ANEXO D

### ESCALA DE LYSHOLM (PECCIN *et al.*, 2006)

#### **Mancar (5 pontos)**

Nunca = 5  
 Leve ou periodicamente = 3  
 Intenso e constantemente = 0

#### **Apoio (5 pontos)**

Nenhum = 5  
 Bengala ou muleta = 2  
 Impossível = 0

#### **Travamento (15 pontos)**

Nenhum travamento ou sensação de travamento = 15  
 Tem sensação, mas sem travamento = 10  
 Travamento ocasional = 6  
 Frequente = 2  
 Articulação (junta) travada no exame = 0

#### **Instabilidade (25 pontos)**

Nunca falseia = 25  
 Raramente, durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados = 20  
 Frequentemente durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados (ou incapaz de participação) = 15  
 Ocasionalmente em atividades diárias = 10  
 Frequentemente em atividades diárias = 5  
 Em cada passo = 0

#### **Dor (25 pontos)**

Nenhuma = 25  
 Inconstante ou leve durante exercícios pesados = 20  
 Marcada durante exercícios pesados = 15  
 Marcada durante ou após caminhar mais de 2 Km = 10  
 Marcada durante ou após caminhar menos de 2 Km = 5  
 Constante = 0

#### **Inchaço (10 pontos)**

Nenhum = 10  
 Com exercícios pesados = 6  
 Com exercícios comuns = 2  
 Constante = 0

#### **Subindo escadas (10 pontos)**

Nenhum problema = 10  
 Levemente prejudicado = 6  
 Um degrau cada vez = 2  
 Impossível = 0

#### **Agachamento (5 pontos)**

Nenhum problema = 5  
 Levemente prejudicado = 4  
 Não além de 90 graus = 2  
 Impossível = 0

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

**Quadro de pontuação:** Excelente: 95 – 100; Bom: 84 – 94; Regular: 65 – 83; Ruim: < 64

## ANEXO E

FAOS – FOOT AND ANKLE OUTCOME SCORE (IMOTO *et al.*, 2009)

Quadro 1 – Versão final em português do questionário FAOS

QUESTIONÁRIO FAOS (Foot and Akle Outcome Score) para avaliação da função e sintomas do tornozelo e pé.	
DOR	
P1 Qual a frequência que você sente dor no pé ou tornozelo?	Nunca, Mensalmente, Semanalmente, Diariamente, Sempre
Qual a intensidade de dor que você sentiu na última semana durante as seguintes atividades?	
P2. Rodando sobre o seu pé ou tornozelo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P3. Forçando o pé completamente para baixo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P4. Forçando o pé completamente para cima	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P5. Andando em superfície plana	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P6. Subindo ou Descendo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P7. Em repouso na cama	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P8. Ao sentar-se/deitar-se	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P9. Em pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
OUTROS SINTOMAS	
S1 Qual o grau de rigidez do seu pé/tornozelo logo quando você acorda?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
S2 Qual o grau de rigidez após sentar, deitar ou ao descansar mais tarde durante o dia?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
S3. Você tem inchaço no seu pé/tornozelo?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S4. Você sente ranger, estalar ou qualquer outro tipo de som quando o movimenta o pé?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S5. O seu pé trava ou fica bloqueado aos movimentos?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S6. Você consegue forçar o seu pé completamente para baixo?	Sempre, Frequentemente, Às vezes, Raramente, Nunca
S7. Você consegue forçar o seu pé completamente para cima?	Sempre, Frequentemente, Às vezes, Raramente, Nunca
ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIA - Qual a dificuldade que você sentiu na última semana:	
A1. Descendo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A2. Subindo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A3. Levantando-se a partir da posição sentada	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A4. Em pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A5. Curvando-se para pegar um objeto no chão	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A6. Andando em superfícies planas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A7. Entrando e saindo do carro	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A8. Indo às compras	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A9. Colocando meias	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A10. Levantando-se da cama	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A11. Tirando as meias	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A12. Virando-se na cama, mantendo a mesma posição do tornozelo/pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A13. Entrando ou saindo do banho	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A14. Sentando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A15. Sentando e levantando do vaso sanitário	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A16. Realizando tarefas domésticas pesadas (deslocando caixas pesadas, esfregando o chão, etc)	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A17. Realizando tarefas domésticas leves (cozinhando, varrendo etc)	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
ESPORTES E RECREAÇÕES FUNCIONAIS	
Qual a dificuldade que você sentiu nesta última semana:	
Sp1. Agachando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp2. Correndo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp3. Pulando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp4. Mudando de direção sobre o seu tornozelo/pé lesionado	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp5. Ajoelhando-se	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
QUALIDADE DE VIDA EM RELAÇÃO AO PÉE TORNOZELO	
Q1. Com que frequência que você tem percebido os problemas do seu tornozelo/ pé?	Nunca, mensalmente, semanalmente, diariamente, sempre
Q2. Você tem modificado seu estilo de vida para evitar atividades potencialmente danosas para o seu pé e tornozelo?	Não, um pouco, Moderadamente, muito, totalmente
Q3. O quanto você está incomodado com a falta de confiança no seu tornozelo/ pé?	Não, um pouco, Moderadamente, muito, totalmente
Q4. No geral, quanto de dificuldade você tem com o seu tornozelo/pé?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema

## ANEXO F

### TIMED UP & GO TEST - TUG (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991)

**Instrução:** sujeito sentado em uma cadeira (de aproximadamente 45 cm de altura), com apoio de braços, com as costas apoiadas, usando seus calçados usuais e seu dispositivo de auxílio à marcha. Após o comando “vá”, deve se levantar da cadeira e andar um percurso linear de três metros, com passos seguros, virar, retornar em direção à cadeira e sentar-se novamente.

**Tempo gasto na tarefa:** \_\_\_\_\_ segundos

**Ponto de corte para o risco de queda:** 12,47 segundos (ALEXANDRE *et al.*, 2012).

**APÊNDICE A**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE**

Eu, Luciano Pavan Rossi, venho convidá-lo a participar da pesquisa intitulada “**Efeito do treinamento de equilíbrio baseado em perturbação sobre o controle neuromuscular reativo de idosas ativas**”. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental. O fisioterapeuta realiza vários exercícios de equilíbrio para prevenção de quedas em idosos. Esses exercícios têm por finalidade deixar os músculos da perna mais rápidos diante de um escorregão ou um tropeço. O objetivo deste estudo é verificar se há melhora no equilíbrio e na agilidade dos músculos após o treinamento de equilíbrio que utiliza diferentes solos irregulares ou instáveis. Neste estudo será utilizado um grupo controle ou placebo (que receberão orientações sobre a prevenção de quedas e qualidade de vida saudável). Isto significa que você terá a chance de receber o treinamento de equilíbrio (grupo intervenção) ou apenas orientações (grupo controle). Após a realização do estudo, caso aceite, todo o grupo controle poderá participar do treinamento de equilíbrio. A duração da pesquisa será de 6 semanas, 3x por semana e aproximadamente 40 minutos de duração. Para isso será utilizado um aparelho chamado eletromiógrafo que mede a agilidade muscular da perna. Assim, serão colocados eletrodos auto-adesivos na pele antes e após as 6 semanas de treinamento. Será avaliado também o equilíbrio através de um baropodômetro e a agilidade através de um teste rápido de caminhada. Para o treinamento de equilíbrio, serão utilizados 6 equipamentos para promover os desequilíbrios, simulando um terreno instável e móvel. Serão solicitados quatro repetições de 1 minuto em cada dispositivo, com 1 minuto de intervalo entre cada repetição. Toda a pesquisa será realizada no laboratório de Biodinâmica localizado na Clínica-Escola de Fisioterapia (campus CEDETEG) da Universidade Estadual do Centro-Oeste. Todas as etapas serão acompanhadas por pessoal qualificado e habilitado, em local higienizado e seguro, sendo todo o material de coleta descartável. O presente termo não representa contrato ou vínculo durante toda a pesquisa, podendo o participante abandonar o estudo quando bem entender. As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos pesquisadores que executam a pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **confidencialidade** seja mantida. O participante não terá nenhum gasto, como transporte, ou outro qualquer. Os procedimentos conferem baixo risco físico ou psíquico aos participantes, porém, como em qualquer exercício físico ou treinamento, você poderá experimentar algum desconforto, como eventual tontura ou dor muscular leve. Em caso de uma lesão, o participante será amparado pelo Sistema Único de Saúde – SUS. Caso ocorra qualquer dúvida ou problema, você poderá entrar em contato com o pesquisador responsável: Luciano Pavan Rossi, telefone nº (42) 8408-8242, (qualquer horário do dia), endereço: rua Camargo Varela de Sá, nº03, Bairro Vila Carli, Guarapuava-Pr, e-mail: [lucianofisioo@yahoo.com.br](mailto:lucianofisioo@yahoo.com.br). Todos os procedimentos são rotineiramente realizados em pesquisas científicas sem relatos de prejuízos físicos ou psíquicos aos participantes. Todas as técnicas experimentais,



assim como a metodologia, seguem as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos, estabelecidas na Resolução nº 196/1996 do Ministério da Saúde.

Eu, \_\_\_\_\_ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão. Eu entendi o que não posso fazer durante o treinamento e sei que qualquer problema relacionado ao treinamento será tratado sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Data:    /    /

\_\_\_\_\_  
Assinatura da participante

\_\_\_\_\_  
Prof. Ms. Luciano P. Rossi  
Pesquisador responsável

**APÊNDICE B**  
**AVALIAÇÃO CLÍNICO-FUNCIONAL**

1. Nome \_\_\_\_\_ Data da avaliação \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_
2. Idade: \_\_\_\_\_ anos (completos)
3. Faixa Etária: ( ) 65 – 69 anos ( ) 70 – 74 anos ( ) 75 – 79 anos ( ) 80 anos ou mais
4. Comorbidades: \_\_\_\_\_ n° total: \_\_\_\_\_
5. Medicamentos em uso: \_\_\_\_\_ n° total: \_\_\_\_\_
6. Uso de medicamentos psicotrópicos (ansiolíticos, anticonvulsivantes, antidepressivos, sedativos):  
( ) sim ( ) não
7. Apresenta tontura: ( ) sim ( ) não desmaio: ( ) sim ( ) não
8. Sente dores musculoesqueléticas? ( ) sim ( ) não Local \_\_\_\_\_
9. Quedas no último ano: ( ) não ( ) sim  
Se sim, quantas? ( ) 1 queda ( ) 2 ( ) 3 ou mais
10. Medo de cair? ( ) sim ( ) não
11. Se quedas, houve restrição das atividades? ( ) sim ( ) não

**DADOS ANTROPOMÉTRICOS E MUSCULAR**

1. Altura: \_\_\_\_\_ m    2. MCT: \_\_\_\_\_ Kg    3. IMC: \_\_\_\_\_ Kg/m<sup>2</sup>

Classificação IMC (WHO, 2011b)

- abaixo do peso (<18.5)
- normal (18.50 - 24.99)
- obesidade leve (25 – 29.9)
- obesidade moderada (30.0 – 39.9)
- obesidade severa (>40)

4. Força muscular (0-5): (MAGEE; SUEKI, 2012)

Extensores de joelho: grau \_\_\_\_ ; Flexores de joelho: grau \_\_\_\_

Dorsiflexores de tornozelo: grau\_\_\_; Flexores plantares de tornozelo: grau\_\_\_

Inversores do pé: grau\_\_\_ ; Eversores do pé: grau\_\_\_

#### 5. Avaliação sensorial (MAGEE; SUEKI, 2012)

Sensibilidade tátil: (estesiômetro)\_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Teste de discriminação de dois pontos estático: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Artroestesia (% de erro de posicionamento articular ativo em graus – 3 repetições)

- Joelho \_\_\_\_\_ Joelho \_\_\_\_\_ Joelho \_\_\_\_\_
- Tornozelo \_\_\_\_\_ Tornozelo \_\_\_\_\_ Tornozelo \_\_\_\_\_

Teste de Romberg: ( ) positivo ( ) negativo (THYSSEN *et al.*, 1982)

Teste de Fukuda: ( ) positivo ( ) negativo (HONAKER; SHEPARD, 2009)

Teste de apoio unipodal de 30 segundos: tempo em segundos \_\_\_\_ (GUSTAFSON *et al.*, 2000).

SINAIS VITAIS: FC inicial: \_\_\_\_\_ bpm PA inicial: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ mmHg

Classificação segundo as Diretrizes Brasileiras de Hipertensão (2010).

	Pressão sistólica (mmHg)	Pressão diastólica (mmHg)
Ótima	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
Limítrofe*	130–139	85–89
Hipertensão estágio 1	140–159	90–99
Hipertensão estágio 2	160–179	100–109
Hipertensão estágio 3 ≥	180	≥ 110

**APÊNDICE C**  
**PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**



**Universidade Estadual do Centro-Oeste**

Reconhecida pelo Decreto Estadual nº 3.444, de 8 de agosto de 1997

~~COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COMEP/UNICENTRO/G~~

Ofício nº 456/2011 - COMEP/UNICENTRO/G

Guarapuava, 31 de Outubro de 2011.

Senhor Professor,

1. Comunicamos que o seu projeto de pesquisa intitulado: “~~Efeito do treinamento~~ de equilíbrio baseado em perturbação sobre o controle neuromuscular reativo de idosas ativas” folha de rosto nº 462591 ~~parecer 200/2011 foi analisado e considerado~~ **APROVADO pelo Comitê de Ética em Pesquisa de nossa Instituição em Reunião Extraordinária no dia 25 de Outubro de 2011.**
2. Em atendimento ao Ofício Circular 017/2011 CONEP/CNS/MS informamos que desde 01/04/2011 é **obrigatória a rubrica em todas as páginas do TCLE** pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelos pesquisadores. As referidas assinaturas deverão ser apostas no fim de cada página.
3. Em atendimento à Resolução 196/96 do CNS, deverá ser encaminhado ao COMEP o relatório final da pesquisa e a publicação de seus resultados, ~~para acompanhamento do mesmo.~~
4. Observamos ainda que se mantenha a devida atenção aos Relatórios Parciais e Finais na seguinte ordem:
  - Os **Relatórios Parciais** deverão ser encaminhados ao COMEP assim que tenha transcorrido um ano da pesquisa.
  - Os **Relatórios Finais** deverão ser encaminhados ao COMEP em até **30 dias após a conclusão da pesquisa.**
5. **Qualquer alteração na pesquisa** que foi aprovada, como por exemplo, números de sujeitos, local, período, etc. deverá ser necessariamente enviada uma carta justificativa para a análise do COMEP.

Pesquisador: Luciano Pavan Rossi

Atenciosamente,

Prof. Sueli Godoi

Coordenadora do COMEP/UNICENTRO/G  
 Port. Nº 2.053/2010 – GR/UNICENTRO

Ao Senhor  
 Prof. Luciano Pavan Rossi  
 Departamento de Fisioterapia - DEFISIO  
 UNICENTRO