

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**ESTUDOS SOBRE OS EFEITOS DO TREINAMENTO NO MINI TRAMPOLIM SOBRE  
O CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS**

***Fernando Amâncio Aragão***

**Porto Alegre**

**2009**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**ESTUDOS SOBRE OS EFEITOS DO TREINAMENTO NO MINI TRAMPOLIM SOBRE  
O CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS**

***Fernando Amâncio Aragão***

**Tese de Doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.**

**Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz**

**Porto Alegre**

**2009**

## CATALOGAÇÃO NA FONTE

A659e Aragão, Fernando Amâncio.

Estudos sobre os efeitos do treinamento no mini trampolim sobre o controle postural dos idosos. / Fernando Amâncio Aragão. Porto Alegre: UFRGS, 2009. 136 f., il., tab.

Tese (Doutorado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano. Porto Alegre, RS, 2009.

1. Envelhecimento. 2. Acidentes por quedas. 3. Equilíbrio postural. 4. Marcha. I.Título. II. Vaz, Marco Aurélio, orientador.

CDU: 796.012

Ficha catalográfica elaborada por Ivone Job, CRB-10/624

**Fernando Amâncio Aragão**

**ESTUDOS SOBRE OS EFEITOS DO TREINAMENTO NO MINI TRAMPOLIM SOBRE  
O CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS**

**BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Dr. Carlos Bolli Mota – UFRGS**

**Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila – UDESC**

**Prof. Dr. Luiz Mochizuki – USP**

**Porto Alegre**

**2009**

## AGRADECIMENTOS

- Aos meus pais **Francisco Wilson Aragão e Elza Amâncio T. Aragão** por todo amor, carinho e apoio incondicionais ao longo de toda a minha vida.
- A **Luana Silva de Souza** pelo companheirismo, dedicação, amor e compreensão durante essa difícil jornada e que em breve se tornará oficialmente minha companheira para toda a vida.
- Ao Prof. **Marco Aurélio Vaz** pelas oportunidades que me deu desde o início do meu doutorado mesmo sem me conhecer, pelos seus ensinamentos e pela amizade que construímos
- Aos professores **Adamantios Arampatzis e Kiros Karamanidis** que me acolheram de braços abertos em seu grupo de pesquisa, tornando possível a realização dessa tese.
- Aos membros da banca **Prof. Luis Mochizuki, Carlos Bolli Mota e Aluísio Ávila** por aceitarem contribuir com a avaliação desse trabalho.
- A **todos os colegas da sala 212 do LAPEX** que nesses últimos 4 anos tive contato e me proporcionaram muitos momentos de aprendizado e alegria.
- Ao Prof. **Flávio Castro** por sempre estar disposto a ajudar.
- Aos amigos do PPGCMH **André, Rosane e Ana**, pela competência e disposição.
- Aos amigos **Max Von Klopman, Andreas Peper, Stefanie Bierbaum e Maria Catalá** que me ajudaram muito no desenvolvimento dessa tese, e sobretudo nos momentos difíceis que passei na Alemanha.
- Aos colegas do Instituto de Biomecânica e Ortopedia da Universidade de esportes de Colônia **Frank, Kirsten, Lida, Björn e Cíntia**
- Aos Alunos de graduação em ciências do esporte da Universidade de Esportes de Colônia **Nils, Annalena, Nina, Benjamin e Luciano** que ajudaram muito e sem os quais também não seria possível a realização desse estudo.
- Ao **Colegiado do curso de fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná** por me proporcionar a possibilidade de afastamento para realização de meus estudos de doutorado em tempo integral.
- A **CAPES** e ao **DAAD** pelo apoio financeiro.

## SUMÁRIO

### LISTA DE ABREVIATURAS

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE TABELAS

### RESUMO

### ABSTRACT

<b>Apresentação do Tema .....</b>	<b>18</b>
Objetivo Geral do Estudo .....	23
Objetivos Específicos .....	24
Hipóteses do Estudo .....	24
<b>Capítulo I .....</b>	<b>26</b>
<b>O envelhecimento, as quedas e o controle postural em idosos .....</b>	<b>26</b>
1.1 O Envelhecimento e as quedas.....	26
1.2 mecanismos envolvidos com o controle postural .....	28
1.3 Porque o idoso cai?.....	31
1.4 Os exercícios podem modificar os fatores de risco e a propensão a quedas nos idosos? .....	34
1.5 Quais exercícios são mais eficazes na prevenção das quedas? .....	37
1.5 Conclusão .....	40
<b>Capítulo II .....</b>	<b>41</b>
<b>O efeito do treinamento de idosos no mini trampolim sobre o desempenho no teste de queda súbita para frente. ....</b>	<b>41</b>
2.1 Introdução .....	41
2.2 Materiais e Métodos .....	45
2.2.1 Desenho experimental .....	45
2.2.2 Mensuração dos mecanismos de recuperação da estabilidade.....	48
2.2.3 Treinamento no mini trampolim.....	52
2.2.4 Análise estatística .....	56
2.3 Resultados .....	56
2.3.1 Dados antropométricos: .....	56
2.3.2 Recuperação da estabilidade: Fase de liberação até o contato do membro de recuperação com o solo.....	57

2.3.3 Recuperação da estabilidade: Fase principal de estabilização .....	59
2.4 Discussão.....	61
2.5 Conclusão .....	66
<b>Capítulo III .....</b>	<b>68</b>
<b>Efeitos do treinamento no mini trampolim sobre a adaptação a uma perturbação durante a marcha.....</b>	<b>68</b>
3.1 Introdução .....	68
3.2 Materiais e Métodos .....	71
3.2.1 Desenho experimental .....	71
3.2.2 Quantificação do controle de estabilidade dinâmica .....	73
3.2.3 Treinamento no mini trampolim.....	77
3.2.4 Análise estatística .....	77
3.3 Resultados .....	79
3.3.1 Adaptações das reações preditivas (E1 e E2) .....	79
3.3.2 Adaptações reativas (I1 e I9) e adaptações inicial e tardia (AI e AT).....	81
3.4 Discussão.....	88
3.5 Conclusão .....	93
<b>Capítulo IV.....</b>	<b>94</b>
<b>Os efeitos do treinamento no mini trampolim sobre a força dos membros inferiores e a capacidade de exploração da base de suporte em deslocamento anterior .....</b>	<b>94</b>
4.1 Introdução .....	94
4.2 Materiais e Métodos:.....	97
4.2.1 Delineamento experimental .....	97
4.2.2 Teste de deslocamento anterior.....	98
4.2.3 Avaliação do pico de torque isométrico.....	99
4.2.4 O treinamento no mini-trampolim.....	104
4.2.5 Análise estatística .....	104
4.3 Resultados .....	105
4.3.1 Teste de deslocamento máximo anterior .....	105
4.3.2 Torque isométrico voluntário máximo .....	106
4.4 Discussão.....	109
4.5 Conclusão: .....	115
<b>Capítulo V.....</b>	<b>116</b>

<b>Discussão geral dos estudos realizados.....</b>	<b>116</b>
5.1 Conclusões do estudo.....	122
5.2 Conclusão geral .....	123
<b>Capítulo VI.....</b>	<b>124</b>
<b>Limitações dos estudos e perspectivas futuras.....</b>	<b>124</b>
6.1 Limitações dos estudos:.....	124
6.2 Perspectivas futuras .....	126
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>128</b>



## LISTA DE ABREVIATURAS

OMS	Organização mundial de saúde.
CM	Centro de massa.
BS	Base de suporte.
UMT	Unidade músculo tendínea.
SNC	Sistema nervoso central.
CP	Centro de pressão.
ML	Direção mediolateral.
AP	Direção anteroposterior.
cm	Centímetros, unidade de medida de distância.
Hz	Hertz, unidade de medida de frequência.
m/s	Metros por segundo, unidade de medida de velocidade.
s	Segundo, unidade de medida de tempo.
CS	Instante de contato com o solo.
$\hat{A}J_{\min}$	Mínimo ângulo do joelho do membro responsável pela recuperação.
( <sup>0</sup> ) graus	Graus, unidade de medida de ângulo.
VzCM	Velocidade vertical do centro de massa.
$b_x$	Margem de estabilidade, variável utilizada para medir estabilidade
BS <sub>Lim</sub>	Limite anterior da base de suporte, componente horizontal da projeção vertical do limite da base de suporte do membro da recuperação até o solo.
X <sub>CM</sub>	Extrapolação do centro de massa na direção anteroposterior.

$CM_{Proj}$	Componente horizontal (anteroposterior) da projeção vertical do CM no solo.
$V_{X_{CM}}$	Velocidade horizontal (anteroposterior) do centro de massa
$g$	Aceleração da força gravitacional terrestre
$l$	Distância entre o centro de massa e o centro da articulação do tornozelo no plano sagital.
$m/s^2$	Metros por segundo ao quadrado, unidade de medida de aceleração
$m$	Metro, unidade de medida de distância
$kg$	Quilograma, unidade de medida de massa
$\alpha$	Nível de significância estatística
$s^{-1}$	Um sobre segundo, unidade de medida do termo $\sqrt{\frac{g}{l}}$
$mm$	Milímetros, unidade de medida de distância
$N$	Newton, Unidade de medida de força
$Nm$	Newton vezes metro, unidade de medida de torque
Vel. BS	Velocidade de aumento da base de suporte (taxa de aumento da BS)
$F_{Vertical}$ Média	Média normalizada do componente vertical da força de reação do solo no membro de sustentação
$F_{Horizontal}$ Média	Média normalizada do componente horizontal da força de reação do solo no membro de sustentação
E1	Tentativa com elemento estável 1
E2	Tentativa com elemento estável 2
Respostas P	Respostas motoras preditivas.

Respostas R	Respostas motoras reativas (dependentes de mediação por <i>feedback</i> proprioceptivo).
I1	Tentativa com elemento instável 1 (primeira tentativa instável).
I9	Tentativa com elemento instável 9 (última tentativa instável)
AI	Fase de adaptação inicial a superfície instável (compreende as tentativas I2, I3 e I4).
AT	Fase de adaptação tardia a superfície instável (compreende as tentativas I6, I7 e I8)
A3	Formato de folha de papel padrão (297mm x 420mm)
$V_{max}$	O ponto de maior velocidade horizontal do CM após a perturbação no membro da reação.
TAF	Teste do alcance funcional.
BS-CP	Distância entre o centro de pressão e o limite anterior da base de suporte.
V	Volts, unidade de tensão.
CVMI	Contração voluntária máxima isométrica.
EMG	Sinal eletromiográfico.
FP	Grupo muscular flexor plantar do tornozelo
EJ	Grupo muscular extensor do joelho

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** – Velocidade vertical do CM ( $V_{zCM}$ ), ângulo da articulação do joelho e os momentos analisados de um sujeito na Fase de liberação até o toque no solo (CS) e na Fase principal de estabilização, desde o contato do membro da recuperação com solo até o momento do mínimo ângulo de joelho ( $\hat{A}_{J_{min}}$ ).....49
- Figura 2** - Limite anteroposterior da base de suporte ( $BS_{Lim}$ ), componente horizontal da projeção vertical do CM no solo ( $CM_{Proj.}$ ) e a extrapolação do centro de massa ( $X_{CM}$ ) durante o movimento de restabelecimento do equilíbrio após a liberação da queda em comportamento de passo único (a) e passo múltiplo (b). .....51
- Figura 3** - Média e erro padrão da margem de estabilidade no momento de liberação da queda no grupo treinado e controle antes e após o período de treinamento no mini trampolim. ....58
- Figura 4** – Protocolo do teste de adaptação na locomoção utilizado no estudo. ....73
- Figura 5** - Parâmetros do controle da estabilidade dinâmica usando o exemplo de uma tentativa padrão. As linhas contínuas representam o comportamento da extrapolação do CM ( $X_{CM}$ ), da projeção vertical do componente horizontal do CM no solo ( $CM_{Proj.}$ ) e dos limites da BS ( $BS_{Lim.}$ ) na direção anteroposterior. ....76
- Figura 6** - Velocidade horizontal do CM em uma tentativa padrão, na primeira tentativa instável (I1) e na última tentativa instável da fase de adaptação (I8). .....77
- Figura 7** - Média e erro padrão da margem de estabilidade (A) e limites da base de suporte (B) do membro que sofreu a perturbação antes e após o período de treinamento no mini trampolim. ....80
- Figura 8** - Média e erro padrão da Margem de estabilidade (A) e dos Limites da BS (B) antes e após o treinamento no mini trampolim no membro que sofreu a perturbação. ....82
- Figura 9** - Média e erro padrão da Margem de estabilidade (A) e dos Limites da BS (B) antes e após o treinamento no mini trampolim no membro no membro responsável pela reação.....85
- Figura 10** - Representação ilustrativa dos sinais analisados durante o teste de deslocamento anterior máximo (BS e CP). A distância mínima entre o sinal do deslocamento do CP no sentido anterior e a posição da BS foi identificada como resultado do teste. .... 105
- Figura 11**- Média e erro padrão da distância BS-CP encontrados na avaliação inicial e após o período de treinamento..... 106

- Figura 12** – Média e erro padrão do ângulo articular onde foi identificado o pico de torque dos grupos musculares extensor do joelho (EJ) e flexor plantar do tornozelo (FP) na avaliação inicial e após o treinamento. .... 106
- Figura 13** – Média e erro padrão do pico de torque encontrado para os grupos musculares flexor plantar do tornozelo (FP) e extensor do joelho (EJ) antes e após o treinamento.....107
- Figura 14** - Média e erro padrão da cocontração produzida pelos grupos musculares antagonistas durante a realização da CVMI para os grupos musculares flexor plantar do tornozelo (FP) e extensor do joelho (EJ) antes e após o treinamento..... 108
- Figura 15** – Representação gráfica da correlação entre o aumento do torque e a melhora da variável BS-CP após o período de treinamento. Os asteriscos representam os valores usados para correlação entre a diferença do pico de torque dos flexores plantares de tornozelo (final – inicial) e a diferença na variável BS-CP (final – inicial) encontrado após o treinamento (FP x BS-CP). Os quadrados representam os valores individuais usados na correlação entre a diferença do pico de torque extensor do joelho (final – inicial) e a diferença da variável BS-CP (final – inicial) encontrada após o treinamento. A reta pontilhada representa a regressão linear dos valores da correlação FP x BS-CP e a reta sólida representa a regressão linear dos valores da correlação EJ x BS-CP. .... 109
- Figura 16** – Correlação entre a variável margem de estabilidade e os picos de torque dos extensores de joelho e flexores de tornozelo antes e após o treinamento no mini trampolim. Os círculos sem preenchimento e os quadrados sólidos representam os valores individuais dos sujeitos. A reta pontilhada representa a regressão linear dos dados antes do treinamento, enquanto a reta sólida representa a regressão linear dos dados após o treinamento..... 119

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Exemplos de movimentos realizados no mini trampolim e os mecanismos de estabilidade dinâmica envolvidos. ....	55
<b>Tabela 2</b> – Parâmetros de estabilidade dinâmica desde a liberação até o momento do toque do membro de recuperação com o solo. ....	59
<b>Tabela 3</b> – Parâmetros de estabilidade dinâmica na fase principal de estabilização. ....	61
<b>Tabela 4</b> - Parâmetros da estabilidade dinâmica durante o teste de adaptação da marcha para as tentativas padrão, E1 e E2.....	81
<b>Tabela 5</b> - Parâmetros da estabilidade dinâmica durante o teste de adaptação a marcha no membro que sofreu a perturbação durante a avaliação inicial. ....	83
<b>Tabela 6</b> - Parâmetros da estabilidade dinâmica do teste de adaptação da marcha no membro que sofreu a perturbação na avaliação realizada após o treinamento .....	84
<b>Tabela 7</b> - Parâmetros da estabilidade dinâmica no teste de adaptação da marcha no membro responsável pela reação à perturbação na avaliação inicial .....	86
<b>Tabela 8</b> - Parâmetros da estabilidade dinâmica do teste de adaptação da marcha no membro responsável pela reação na avaliação realizada após o treinamento .....	87

# Fernando Amâncio Aragão. ESTUDOS SOBRE OS EFEITOS DO TREINAMENTO NO MINI TRAMPOLIM SOBRE O CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS

## RESUMO

As quedas são responsáveis pela maior causa de lesões em idosos. Além disso, trata-se do incidente mais freqüente que acomete essa população, aumentando de forma exponencial a fragilidade e muitas vezes levando os idosos à morte. Após perturbações inesperadas, a capacidade de readequar o controle postural está notadamente diminuída em idosos, o que leva ao aumento da propensão a quedas nessa população. A reduzida capacidade de reagir a perturbações inesperadas é atribuída a deficiências cumulativas relacionadas ao envelhecimento, tais como a redução da força muscular, diminuição da velocidade de contração muscular e modificações no tempo de reação e capacidade de processamento de informações. Estudos disponibilizam informações sobre uma grande quantidade de procedimentos que foram propostos a fim de minimizar os efeitos do envelhecimento e aumentar a capacidade de controle postural em idosos. Apesar da grande variedade de intervenções disponíveis, poucos estudos reconhecem de fato a razão pela qual a intervenção proposta é, em certos casos, bem ou mal sucedida. Recentemente os mecanismos responsáveis por manter a estabilidade dinâmica do corpo foram determinados em modelos de expressões matemáticas que identificavam as variáveis físicas que atuam no corpo durante a manutenção do equilíbrio postural. A partir de então, certos pesquisadores propõem que o treinamento desses mecanismos por meio da incorporação de movimentos específicos durante uma atividade dinâmica seria fundamental para melhorar as capacidades de controle postural frente a perturbações inesperadas, aumentando a possibilidade de sucesso em intervenções que busquem a prevenção de ocorrência das quedas. Portanto, esse estudo teve como objetivo geral verificar os efeitos de um treinamento realizado no mini trampolim sobre o controle postural de idosos. As hipóteses do presente estudo se baseiam no fato de que um treinamento realizado no mini trampolim, voltado especificamente para o treino dos mecanismos responsáveis pelo controle do equilíbrio postural dinâmico, deverão melhorar a capacidade de reação dos idosos durante um momento de instabilidade postural, prevenindo dessa forma as quedas. Na tentativa de verificar os efeitos do treinamento no mini trampolim sob diferentes enfoques que envolvem situações relacionadas ao controle postural, essa Tese de doutorado foi dividida em três estudos. O primeiro estudo identificou os efeitos do treinamento por 14 semanas no mini trampolim sobre a capacidade de reação e manutenção da estabilidade dos idosos em meio a uma queda súbita para frente. O segundo estudo avaliou a capacidade adaptativa dos idosos no desenvolvimento de reações de equilíbrio eficientes durante uma perturbação súbita e inesperada no teste de marcha, antes e após o período de 14 semanas de treinamento no mini trampolim. O terceiro estudo teve como objetivo avaliar se o treinamento no mini trampolim altera o pico de torque isométrico dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo e também o desempenho no teste de deslocamento anterior máximo, verificando se existe correlação entre os resultados desses dois testes. Para atingir os objetivos propostos acima, vinte e dois sujeitos com  $67 \pm 4$  anos de idade participaram como voluntários do grupo experimental nesses estudos e doze sujeitos ( $68 \pm 3$  anos de idade) participaram do grupo controle, apenas no primeiro estudo. Nos três estudos realizados, os sujeitos foram avaliados em dois momentos: a) previamente a realização do treinamento e b) após as 14 semanas de treinamento no mini trampolim. A avaliação realizada no primeiro e segundo estudos foi baseada na análise da variável

conhecida como Margem de Estabilidade. Essa variável permite quantificar precisamente a situação de estabilidade de um corpo em condição dinâmica a partir da análise dos mecanismos responsáveis pela estabilidade, tais como a extrapolação do centro de massa, limites da base de suporte, projeção vertical do centro de massa no solo e velocidade horizontal do centro de massa. Após o treinamento no mini trampolim por 14 semanas (frequência semanal = duas vezes por semana), os sujeitos treinados foram submetidos a avaliação final. No caso do grupo controle do primeiro experimento, este foi submetido a avaliação final idêntica a primeira após três meses sem qualquer participação em atividades físicas regulares. Os resultados do primeiro estudo evidenciam que os idosos possuem melhor performance no teste de queda para frente após serem submetidos ao treinamento no mini trampolim. A variável margem de estabilidade revelou que os sujeitos conseguiram restabelecer o controle do equilíbrio dinâmico durante a queda para frente a partir de maiores inclinações corporais (posturas mais instáveis) quando comparados a avaliação inicial e ao desempenho do grupo controle. Os resultados indicam também o aumento da velocidade de aumento da base de suporte, sugerindo que esse foi o mecanismo responsável pela melhora do desempenho no teste de queda para frente após o período de treinamento. No segundo estudo os resultados mostram que os idosos, após frequentarem o treinamento, possuem maior capacidade de reação e adaptação a perturbações inesperadas. Os dados indicaram, por meio da melhora da variável margem de estabilidade, que a magnitude da capacidade de adaptação foi maior e que as reações mediadas por *feedback* proprioceptivo tornaram-se mais eficazes em conter a instabilidade postural. O estudo aponta que a capacidade de aumento da base de suporte durante a reação a uma perturbação inesperada foi o mecanismo preponderante responsável pela melhora no desempenho no teste após o treino por 14 semanas no mini trampolim. O terceiro estudo revelou que o treino no mini trampolim produziu aumento da capacidade de produção de torque flexor plantar do tornozelo durante uma contração isométrica voluntária máxima; no entanto, o mesmo não ocorreu para o grupo muscular extensor do joelho. Esse estudo evidenciou ainda a melhora na capacidade de deslocamento anterior do corpo por meio da análise do comportamento do centro de pressão em relação à base de suporte do sujeito. A partir da correlação existente entre os resultados de pico de torque e deslocamento anterior máximo, foi possível sugerir que o aumento do torque muscular flexor plantar de tornozelo gerado pelo treinamento foi o responsável pela melhora no desempenho do teste de deslocamento anterior, e que a força muscular é condição importante para o controle postural neste teste estático. Em resumo, os resultados dos estudos realizados nessa Tese evidenciaram, sob diferentes enfoques biomecânicos, que a intervenção realizada com idosos no mini trampolim por 14 semanas, baseada em exercícios que buscavam treinar os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, são capazes de melhorar (1) as reações posturais durante o restabelecimento do equilíbrio dinâmico no teste de queda para frente, (2) as respostas posturais preditivas e reativas em meio a uma perturbação inesperada durante a marcha, (3) o desempenho no teste de controle postural estático de deslocamento anterior máximo e (4) e aumentar o pico de torque isométrico dos músculos flexores plantares do tornozelo. Assim pode-se concluir que o treinamento no mini trampolim e, principalmente, o treinamento dos mecanismos responsáveis pelo controle da estabilidade dinâmica, são ferramentas eficazes a serem utilizadas em atividades que pretendam reduzir o risco de quedas e aumentar a estabilidade postural de idosos.

**Palavras-chave:** *Envelhecimento; Quedas; Readequação do equilíbrio; Mecânica do passo; Mini trampolim.*



**Fernando Amâncio Aragão. Effects of mini trampoline training on the postural control of elderly subjects.**

**ABSTRACT**

Falls are the major cause of injuries in the elderly. Moreover, it is the most frequent cause of injury amongst the elderly, increasing their vulnerability and, not rarely, leading to death. After a sudden perturbation, the capacity of regaining postural control is clearly diminished in the elderly. The reduced capacity to react during unexpected perturbations come as a result of the age-related cumulative deficiencies, such as lower muscle strength, contraction velocity, reaction time and the reduced capacity of information processing. Several studies aiming at minimizing the age-related deficiencies and enhancing postural control capacities can be found in the literature. However, only a few have searched for the reasons that had led to the intervention outcomes. Recently, the mechanisms through which the dynamic stability is maintained have been described, identifying some important variables acting during the dynamic stability recovery. Concerning these findings some researchers suggest that training interventions with a high dynamic component, incorporating specific movements that exercise the mechanisms responsible for the dynamic stability could enhance postural control during unexpected perturbations and would improve the possibility of success of interventions that intend to prevent falls in the elderly. Therefore, the purpose of this study was to analyze the effects of a mini trampoline training on elderly postural control. We hypothesize that a mini trampoline training based on exercises that enhance the mechanisms through which the dynamic stability is maintained would be an efficient intervention to improve the postural stability reactions during unexpected perturbations and prevent falls. In an attempt at studying the effects of the trampoline training through different approaches and circumstances of the postural control, this thesis was divided into three studies. The first study aimed at investigating the effects of a 14-week mini trampoline training on the postural recovery capacities during a sudden forward fall. The second, assessed the capacities of developing efficient adaptative adjustments to recover from unexpected perturbations during locomotion after the 14-week mini trampoline training for the elderly. The third, evaluated the effects of mini trampoline training on: a) the peak isometric torque of knee extensors and ankle plantarflexors muscles; b) the center of pressure (CP) displacement during maximal anterior body inclination and c) if there was a correlation between the results of muscle force and the maximal anterior body displacement task. In order to achieve the objectives described above, twenty two elderly subjects ( $67 \pm 4$  years) were taken as volunteers for the experimental group (trained group) and additionally twelve subjects ( $68 \pm 3$  years) were included as controls for the first study. During the procedure of the three studies the trained subjects were assessed in two moments: a) previously to the mini trampoline training (pre measurement) and b) after the 14-week mini trampoline training period (post measurement) or after 3 months for the control group (post measurement). The assessments of the first and second studies were based on the variable called "margin of stability". This method was described by Hof et al. (2005), and allows a precise measurement of the dynamic stability situation of a body by the analysis of the mechanisms responsible for maintaining the dynamic stability, such as extrapolation of Center of Mass (CM), boundaries of base of support (BoS), vertical projection of the CM to the ground, horizontal velocity of CM among others. The results of the first study showed that the trained elderly improved their recovery performance after a sudden

forward fall after the mini trampoline training. The variable margin of stability at the instant of release of the forward fall decreased after training, showing that the subjects were able to recover stability with a single step from more inclined positions (more unstable positions) while compared either to pre-measurement and to the control group performance. The results also showed that the higher rate of BoS increase was the main parameter responsible for the improvement in the dynamic stability control after training. The results of the second study showed evidence that after the training period the trained subjects increased their postural reaction and adaptation capacities during sudden perturbations in the gait. The data indicated that the higher capacity of increase the BoS after the mini trampoline training was the main factor responsible for the more efficient feedback reactions as well as predictive responses while recovering from a perturbation in the gait protocol. The third study revealed that the training increased the peak torque of the ankle plantarflexors, but not from the knee extensors during a maximal isometric voluntary contraction. In addition, the results showed an improvement in the maximal CP displacement related to the BoS, leading to shorter distances between BoS and CP. The negative correlation between the results from peak ankle plantarflexors torque and the distances (BoS – CP) suggests that the higher torque produced after the training is important for stability and was the responsible for the improvement on the static balance task related to the maximal anterior projection of the body. In summary, the results of the three studies performed in the thesis under different approaches showed evidences that the 14-week mini trampoline training intervention based on exercises that enhance the mechanisms responsible for dynamic stability were capable to improve (1) elderly dynamic stability postural reactions while recovering from a forward fall with a single step, (2) the predictive and the reactive feedback mediated responses in the recovery of an unexpected perturbation during locomotion, (3) the peak isometric torque of the ankle plantarflexors and (4) the performance in the static balance task of maximal anterior body projection. Therefore, it is possible to conclude that the mini trampoline training, and specially the training of the mechanisms responsible for dynamic stability, is an efficient approach that should be used and stimulated in every intervention that wishes to reduce the fall risk and improve the postural stability in the elderly.

**Keywords:** *Ageing; Falls; Balance recovery; Stepping mechanics; Mini trampoline.*

## Apresentação do Tema

O aumento da expectativa de vida é um fato evidente no mundo inteiro. Dados da Organização Mundial de Saúde (OMS) revelam que no ano 2000 o número de idosos acima de 60 anos era de aproximadamente 600 milhões em todo o mundo. Em 2015 serão aproximadamente 1,2 bilhões de pessoas idosas e as projeções para 2050 apontam que a população idosa deve superar os 2 bilhões de pessoas. Esse envelhecimento populacional já é considerado sem precedentes e sem paralelo na história humana (Who, 2009).

No entanto, ao mesmo tempo em que envelhecer é um privilégio e uma importante conquista do indivíduo, o envelhecimento também traz diversos desafios com impacto direto nas sociedades modernas do século 21. É um desafio que não pode ser atribuído apenas a setores de órgãos públicos ou privados isoladamente, mas necessita de estratégias e ações conjuntas em todos os níveis (Who, 2009).

No mundo inteiro as lesões oriundas das quedas como fraturas de punho, quadril e fêmur estão entre as maiores preocupações da saúde pública em termos de magnitude da morbidade, mortalidade, em custos de serviço social e de saúde em idosos. As quedas são denominadas como o incidente mais freqüente que acomete a saúde na população idosa (Baker e Harvey, 1985). Com o avançar da idade a susceptibilidade a quedas aumenta, assim como a imobilidade decorrente de seus efeitos deletérios, gerando medo recorrente de se movimentar, tornando o idoso cada vez mais recluso e frágil, o que alimenta um ciclo vicioso cada vez mais impactante à saúde desses indivíduos (Mcelhinney *et al.*, 1998; Masud e Morris, 2001; Hess e Woollacott, 2005). A queda é fator determinante para o aumento exponencial da fragilidade do idoso, levando à inatividade, surgimento de doenças secundárias,

elevando o índice de institucionalização, internação e conseqüentemente, aumentando a predisposição à morte (Baker e Harvey, 1985; Konrad *et al.*, 1999).

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.*, 2003). A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, um conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor que desempenham esse papel (Duarte e Freitas, 2005).

O ser humano possui a capacidade de adotar uma grande variedade de diferentes padrões posturais. Qualquer postura adotada exige uma ação eficaz do sistema de controle postural, com o objetivo de manter o equilíbrio postural do corpo.

O sistema de controle postural ereto enfrenta continuamente situações desafiadoras para manutenção do equilíbrio. Fundamentalmente, o equilíbrio envolve a regulação de relações estáticas e dinâmicas entre o Centro de Massa (CM)<sup>1</sup> e a Base de Suporte (BS)<sup>2</sup>. Dividimos o controle postural em duas situações principais, que, de forma simples, podem ser definidas como: (1) Controle postural estático<sup>3</sup>, isto é, situações onde a postura do corpo é estabelecida sobre a BS do corpo quando esta permanece fixa e (2) Controle postural dinâmico, que se caracteriza por situações onde a postura é estabelecida com a BS em situação dinâmica. Dessa forma, é possível adoção de sistemas físicos de análise capazes de avaliar as capacidades do sistema de manutenção do controle postural nas duas situações (Maki *et al.*, 2003).

---

<sup>1</sup> Centro de massa (CM) pode ser definido como o ponto de aplicação da força resultante sobre o corpo. Ele representa o local onde resultam todas as somatórias de forças peso dos segmentos corporais.

<sup>2</sup> Base de suporte (BS) pode ser definida como o polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés.

<sup>3</sup> Na verdade, 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.

Não obstante, a estabilidade do corpo depende também da recepção adequada de informações de componentes sensoriais (sistema proprioceptivo, sistema vestibular, sistema visual), cognitivos (orientação têmporo-espacial; memória; capacidade de cálculo; capacidade de planejamento e decisão; linguagem - expressão e compreensão), integrativos centrais, principalmente o cerebelo (precisão e coordenação) e musculoesqueléticos (força e agilidade) de forma altamente integrada (Birge, 1999). O efeito cumulativo de alterações nos diferentes sistemas do organismo, relacionadas à idade, geram deficiências e doenças que predis põe o idoso à queda (Kerrigan *et al.*, 2000; De Rekeneire *et al.*, 2003).

Uma grande quantidade de estudos sobre o controle do equilíbrio postural de idosos surgiu nas ultimas décadas. Esses estudos vêm sendo determinantes na tentativa de se conhecer melhor o funcionamento dos mecanismos fisiológicos e biomecânicos envolvidos no controle postural. Apesar da contribuição significativa trazida pelas pesquisas relacionadas ao estudo do controle postural, especialmente em indivíduos idosos, ainda não é possível o estabelecimento de uma intervenção profilática definitiva para as quedas.

Até o momento, a atividade física regular ao longo da vida e também durante a idade avançada tem se mostrado como o meio mais efetivo de se prevenir as quedas (Carter *et al.*, 2001). Entretanto, esse fato não tem ajudado no isolamento dos parâmetros responsáveis por contrapor as deficiências relacionadas à idade e uma grande variedade de intervenções e treinamentos é proposta na literatura.

Por exemplo, estudos envolvendo diversos tipos de atividades físicas (i.e. corrida, Tai-chi e diversos treinos de força) vêm demonstrando que essas atividades tem repercussões positivas sobre a qualidade do controle motor e sobre as capacidades das

unidades músculo-tendíneas (UMT)<sup>4</sup>, gerando melhorias capazes de contrabalancear as deficiências envolvidas com o controle do equilíbrio postural em idosos (Wolfson *et al.*, 1993; Wolfson *et al.*, 1996; Wu, 2002; Wu *et al.*, 2002; Karamanidis *et al.*, 2006; Karamanidis e Arampatzis, 2007a). Na literatura é possível encontrar dados revelando que a maioria das quedas acontece com o indivíduo em movimento e na direção anteriores tais como tropeços durante a marcha (Blake *et al.*, 1988b).

Recentemente, Hof *et al.* (2007) descreveram os chamados mecanismos pelos quais a estabilidade dinâmica é mantida. Nesse estudo foram propostos 3 mecanismos fundamentais utilizados pelo corpo que pretende manter a estabilidade dinâmica, são eles: a) aumento da base de suporte (BS); b) contra rotação de segmentos corporais e c) aplicação de uma força externa (i.e. segurar-se em algo estável).

Atualmente, apesar de não existirem evidências conclusivas, alguns grupos de pesquisa que estudam meios de prevenção a quedas (Hsiao-Weckslar e Robinovitch, 2007; Arampatzis *et al.*, 2008; Pijnappels *et al.*, 2008a), referem que intervenções que abordem os mecanismos descritos por Hof *et al.* (2007) seriam os mais adequados em treinamentos que visem à prevenção de quedas por se basearem no treino dos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica.

Portanto, a partir de observações práticas, esse estudo buscou criar e utilizar uma intervenção que esteja de acordo com os princípios de treinamento dos mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica, a fim de

---

<sup>4</sup> Unidade músculo-tendínea (UMT), é um termo que vem sendo recentemente utilizado para se referir as capacidades musculares e do tendão. Estudos recentes mostram que as propriedades mecânicas e fisiológicas desses componentes são interdependentes. Referir-se a unidade músculo-tendínea parece representar melhor as características dessa estrutura quando não é utilizado método que reconhecidamente consiga isolar as propriedades do músculo e do tendão separadamente.

determinar se esse tipo de intervenção poderia ser útil na prevenção de quedas em idosos.

Para tanto, o mini trampolim foi utilizado como ferramenta de treinamento. O mini-trampolim é um equipamento amplamente difundido em academias e clínicas de reabilitação para o treino de exercícios dinâmicos que envolvam equilíbrio, força e coordenação muscular. É especialmente recomendado como alternativa para redução do alto impacto articular de alguns tipos de atividades físicas, e suas vantagens ainda incluem o fato de se tratar de um equipamento relativamente barato, com a possibilidade de fornecer diversas formas de exercícios, compostos por contrações com fases concêntricas e excêntricas, gerando crescentes níveis de ativação muscular e neural capazes de aumentar ainda a capacidade aeróbia dos sujeitos treinados (Smith *et al.*, 1995; Heitkamp *et al.*, 2001).

Assim, essa tese almeja fornecer dados que possam enriquecer o conhecimento na área do controle postural, fornecendo uma contribuição prática sobre a efetividade do uso do mini trampolim nas reações de equilíbrio de idosos.

O sucesso desse tipo de intervenção poderia aumentar o leque de opções simples capazes de auxiliar na manutenção da saúde dos idosos, prevenindo as quedas, reduzindo gastos governamentais nos sistemas de saúde e, principalmente, dirigindo a atenção dos profissionais da área da saúde para os ajustes na progressão e especificidade de programas de treinamento de equilíbrio dinâmico, na tentativa de diminuir as conseqüências físicas que o envelhecimento é capaz de gerar ao longo de toda a vida.

Esta tese está dividida em seis capítulos que procuram abordar os efeitos do treinamento de mini trampolim tanto no equilíbrio dinâmico quanto no equilíbrio estático

e na capacidade de produção de força em idosos. Todos os estudos foram elaborados no Brasil sob a orientação do Prof. Marco Aurélio Vaz e desenvolvidos durante programa de doutorado sanduíche que foi realizado junto à Universidade de Esportes de Colônia, na Alemanha, sob a orientação do Prof. Adamantios Arampatzis e co-orientação do Prof. Kiros Karamanidis.

No primeiro capítulo a literatura específica da área é revisada de maneira a estabelecer as relações existentes entre o envelhecimento, as quedas e o controle postural de idosos. No segundo capítulo são apresentados os efeitos do treinamento de idosos no mini trampolim sobre o desempenho no teste de queda súbita para frente. Já no terceiro capítulo os efeitos do treinamento no mini trampolim são avaliados em relação ao teste de adaptação na marcha com perturbações inesperadas. O quarto capítulo aborda os efeitos do treinamento no mini trampolim sobre o equilíbrio estático (a partir do teste de deslocamento anterior e sua relação com a base de suporte) e sobre a capacidade de produção de torque isométrico máximo. O quinto capítulo procura discutir as hipóteses relativas aos efeitos do treinamento no mini trampolim no equilíbrio dinâmico e estático de idosos a partir das evidências encontradas em cada um dos estudos experimentais. Por fim, o sexto e último capítulo da tese procura apontar as limitações específicas dos diferentes estudos, assim como apontar direções futuras que se pretende tomar com base nas principais evidências obtidas ao longo dessa tese.

### **Objetivo Geral do Estudo:**

Esse estudo apresenta como objetivo geral mensurar os efeitos do treinamento no mini trampolim sobre o controle postural de idosos, na tentativa de identificar se essa é uma intervenção eficaz para a utilização na prevenção de quedas em idosos.



## **Objetivos Específicos:**

Os objetivos específicos descritos a seguir se constituíram no principal objetivo de cada um dos diferentes estudos da tese, os quais serão apresentados sob a forma de artigos científicos ao longo dos capítulos da mesma.

- 1) Revisar conceitos relacionados ao controle postural em idosos com ênfase no envelhecimento, quedas e os mecanismos que envolvem o controle da estabilidade.
- 2) Investigar os efeitos de 14 semanas de treinamento no mini trampolim sobre a estabilidade dinâmica de idosos por meio do teste de queda para frente.
- 3) Avaliar se os idosos possuem a capacidade de adaptação a perturbações inesperadas durante a marcha utilizando respostas preditivas e aquelas mediadas por *feedback* sensorial, verificando também se o treinamento por 14 semanas no mini trampolim pode potencializar essas capacidades adaptativas melhorando as reações diante de perturbações inesperadas.
- 4) Identificar os efeitos do treinamento por 14 semanas em mini-trampolim sobre o pico de torque isométrico dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo, sobre o desempenho no teste de deslocamento anterior máximo e verificar se existe correlação entre os resultados desses dois testes.

## **Hipóteses do Estudo:**

As hipóteses para os capítulos a seguir são as seguintes:

- I. O período de 14 semanas de treinamento no mini trampolim pode melhorar os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica durante o teste de queda para frente em idosos. Os sujeitos seriam, portanto, capazes de restabelecer o

equilíbrio a partir de maiores inclinações (posições mais instáveis) após o treinamento, principalmente, devido à maior capacidade de aumento da BS e menor projeção vertical do CM depois da liberação da queda.

- II. Os idosos são capazes de utilizar as informações proprioceptivas para se adaptarem a perturbação gerando reações preditivas ao longo do protocolo. Isto é, são capazes de reagir de forma adequada em resposta à perturbação inesperada que acontece no teste de adaptação da marcha. Adicionalmente, espera-se que o programa de treinamento por 14 semanas no mini trampolim, enfatizando a prática de exercícios que requerem a utilização dos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, melhorem ainda mais a capacidade de adaptação ao teste (aumento da margem de estabilidade em função do aumento da base de suporte) gerando reações mais eficazes frente à perturbação inesperada quando comparadas aquelas realizadas antes do treinamento.
- III. Apesar do treinamento proposto por meio do mini trampolim ter sido formulado para estimular os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, sugere-se que poderá ocorrer aumento no pico de torque dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo em função da demanda dos exercícios realizados, que requerem basicamente movimentos relacionados aos membros inferiores durante o salto. Em função disso, espera-se que haja correlação entre o torque muscular e o teste de deslocamento máximo anterior e que, portanto, o aumento do torque poderá melhorar o desempenho do teste de controle postural estático em deslocamento anterior máximo, aumentando a capacidade de projeção do CP no sentido anterior.

# Capítulo I

## O envelhecimento, as quedas e o controle postural em idosos

Conforme mencionado na apresentação da presente tese, o processo de envelhecimento provoca um decremento geral na estrutura e função do organismo do idoso. Um dos principais problemas decorrentes desse processo é o aumento das quedas devido às conseqüências decorrentes das mesmas. Essas quedas estão diretamente relacionadas à redução na capacidade do idoso em controlar a sua postura devido à redução na capacidade funcional de seu sistema de equilíbrio. Esses aspectos serão revisados a seguir.

### 1.1 O Envelhecimento e as quedas

Envelhecimento pode ser definido como o processo ou grupo de processos que ocorre em organismos vivos com o passar do tempo, que leva a perda da adaptabilidade, deterioração física e eventualmente à morte. O envelhecimento é uma extensão direta de processos fisiológicos de crescimento e desenvolvimento, iniciando no momento do nascimento e terminando com a morte (Spirduso, 1995).

O envelhecimento acontece com o inexorável passar do tempo; no entanto, devido aos avanços da medicina, poucas pessoas morrem atualmente de velhice. A maioria morre devido à perda da capacidade de resistência física ou pelo estresse do ambiente. Durante a juventude o corpo possui uma reserva de capacidade fisiológica e diversos sistemas redundantes que habilitam o corpo a se adaptar aos desafios físicos e impactos do ambiente, tais como exposição a vírus ou calor e frio extremos. Ao longo do processo de envelhecimento existe uma perda da capacidade de reserva fisiológica

natural e da redundância dos sistemas que reduzem a habilidade de adaptação rápida e eficaz do organismo do idoso às restrições e/ou mudanças ambientais (Spiriduso, 1995).

Segundo Pereira *et al.* (2001), queda é o deslocamento não-intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial, com incapacidade de correção em tempo hábil. Esse deslocamento é determinado por circunstâncias multifatoriais e compromete a estabilidade dos sistemas neuromuscular e esquelético.

Um estudo desenvolvido em diversos países mostra que cerca de 35% da população acima de 65 anos cai ao menos uma vez ao ano. Essa proporção aumenta para 45% em idades acima dos 75 anos. Além disso, em aproximadamente 70% de todos os casos existe reincidência de quedas nos seis meses seguintes (Masud e Morris, 2001).

A queda é um fenômeno amplamente descrito como um dos principais causadores de internações, fraturas, incapacidades e morte na idade avançada, gerando altos custos sociais (Hayes *et al.*, 1996; Myers *et al.*, 1996; Stevens e Olson, 2000). 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 se estudar os fenômenos causadores e formas preventivas de abordagem das quedas, pois problemas relacionados a elas tais como a fratura de quadril e fêmur irão muito provavelmente quadruplicar nos próximos 40 anos (Maki *et al.*, 2003).

Os custos governamentais e privados das lesões relacionadas às quedas são extremamente altos. No Reino Unido os custos totais estimados envolvendo diretamente internações hospitalares no ano de 2000 foram de aproximadamente 1,3 bilhões de libras esterlinas (Dolan e Torgerson, 1998), enquanto o custo anual nos Estados Unidos da América foi estimado em 10 bilhões de dólares (Khan *et al.*, 2001), o

que em valores atualizados representam gastos de, aproximadamente, 22 bilhões de reais.

A queda ocorre como consequência da incapacidade de manter o controle postural. A estabilidade postural ou equilíbrio é a condição na qual todas as forças agindo sobre o corpo estão equilibradas, de tal forma que a projeção vertical do Centro de Massa (CM) do corpo é mantida dentro da Base de Suporte (BS), seja em uma posição específica *quasi-estática* ou durante o movimento (Horak *et al.*, 1997). O equilíbrio é fator crítico para o desempenho eficiente e efetivo dos diversos tipos de atividades diárias. Em idosos o sistema de controle do equilíbrio postural acumula uma série de deficiências inerentes à idade avançada que estão diretamente relacionadas à maioria das ocorrências de quedas (Konrad *et al.*, 1999; Maki *et al.*, 2003).

## **1.2 Mecanismos envolvidos com o controle postural**

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. O sistema de controle postural é um dos sistemas afetados e está freqüentemente alterado em indivíduos idosos (Konrad *et al.*, 1999).

A condição de equilíbrio é garantida através do controle dos segmentos corporais, o qual depende de informações sensoriais de diferentes fontes. Estas

informações possibilitam a reconstrução de uma representação interna individual do ambiente externo, discriminando e reconhecendo a posição e o movimento de cada segmento corporal (Horak *et al.*, 1997).

O controle do equilíbrio postural é uma atividade extremamente complexa que requer informações aferentes e integração dessas informações com o sistema motor presente em diversos níveis do sistema nervoso, assim como com um sistema musculoesquelético íntegro para implementar os comandos gerados pelo Sistema Nervoso Central (SNC). Os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo são os sistemas sensoriais primários, não obstante a audição e o sistema autonômico também podem influenciar decisões relacionadas ao controle do movimento (Konrad *et al.*, 1999).

Os órgãos sensoriais dos sistemas vestibular, visual, proprioceptivo, auditivo e autonômico trazem informações ao SNC que são integradas em vários níveis e comparadas com a memória (mapas espaciais e respostas aprendidas), permitindo que muitas áreas do córtex cerebral participem do desenvolvimento da resposta, a qual é transmitida ao sistema musculoesquelético para produção de movimentos dos olhos, cabeça, tronco e membros visando a geração de movimentos coordenados dos olhos e das posturas estática e dinâmica (Konrad *et al.*, 1999). Conexões ao sistema límbico e córtex frontal permitem o aprendizado, memória e repostas complexas baseadas em experiências prévias (Konrad *et al.*, 1999). Ao integrar todas as informações remetidas de diversos locais do corpo, o SNC constrói um mapa de forças que indica o vetor resultante da posição do CM e da orientação vertical do corpo em relação a base de suporte (Mochizuki, 2001).

De acordo com o modelo de pêndulo invertido, para manutenção do equilíbrio postural ereto o sistema nervoso central precisa monitorar e adequar o posicionamento dos segmentos corporais a todo instante, de forma a manter sob controle a projeção do

CM, incluindo sua velocidade, sobre a BS (Winter, 1995). O CM pode ser calculado pela média ponderada do CM de cada segmento corporal. A resultante das forças externas e inerciais é aplicada nesse ponto e nele toda massa do corpo é equilibrada (Winter, 1990). O controle do CM é a principal variável relacionada à manutenção da postura ereta, e o seu movimento ocorre pela ação de forças aplicadas ao corpo ou pela inércia.

Para manutenção do CM dentro dos limites da BS as forças externas (gravitacional, inercial e de reação) devem ser compensadas por forças internas (torques articulares). Como resultado, o corpo exerce força sobre a superfície de apoio para mover ou manter o CM dentro da região estável. O Centro de Pressão (CP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. Ele representa o resultado coletivo da ação do sistema neuromuscular de controle postural e da força da gravidade, buscando constantemente compensar os deslocamentos do CM (Duarte e Zatsiorsky, 2002).

O corpo perde a estabilidade no momento em que o sistema responsável pelo controle postural não é capaz de manter o CM (e sua projeção vertical) sobre os limites da BS. A perda da condição de estabilidade devido a uma perturbação externa inesperada (tropeços e escorregões) é a maior causa de quedas em idosos.

Recentemente, Hof *et al.* (2007) descreveram que existem três princípios básicos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica e que devem, portanto, ser explorados durante a tentativa de reagir a uma perturbação do equilíbrio: a) o aumento da BS, b) a contra rotação dos segmentos corporais e c) a aplicação de uma força externa ao corpo (segurar-se, por exemplo). De acordo com alguns pesquisadores (Hof, 2007; Hsiao-Weckslar e Robinovitch, 2007; Arampatzis *et al.*, 2008), focar o treinamento desses mecanismos e identificar suas deficiências poderia aumentar a possibilidade reagir com sucesso a instabilidades posturais e prevenir as quedas.

### 1.3 Porque o idoso cai?

Já vimos que a incidência de quedas aumenta muito com a idade avançada, e isso acontece devido à deterioração importante sofrida pelos principais sistemas sensoriais que controlam a postura (sistema vestibular, visual e somatosensitivo). Adicionalmente as alterações do sistema osteomuscular também contribuem com a maior predisposição a quedas encontrada em idosos (Carter *et al.*, 2001).

Entretanto, é evidente que o fator crítico para ocorrência da queda é a incapacidade de responder de forma eficaz a situação de instabilidade. Durante a tentativa de manter o controle postural frente a uma perturbação, a movimentação do CM pode ser corrigida rapidamente pela geração de torques musculares nos tornozelos, quadril e outras articulações. Entretanto, um efeito estabilizador muito mais pronunciado pode ser conseguido pela rápida readequação da área da BS (Maki e Mcilroy, 1999; Maki *et al.*, 2008).

Vários são os fatores que dificultam a realização do movimento rápido e preciso de aumento da BS em resposta a uma perturbação. Por exemplo, a capacidade de geração de altos níveis de torque muscular, a fim de proporcionar um aumento rápido e preciso da BS, está diminuída em idosos (Hsiao-Weckslar e Robinovitch, 2007).

Diversos estudos tem repetidamente encontrado uma redução importante na quantidade de massa muscular e de força relacionadas à idade (Frontera *et al.*, 2000a). De uma forma geral, a força muscular diminui entre 30 e 50% entre as idades de 30 e 80 anos. Como resultado dessas alterações nas funções dos sistemas sensorial e muscular, 36% dos idosos até 75 anos e 46% daqueles até 85 anos se queixam de dificuldades em manutenção do equilíbrio postural (Sixt e Landahl, 1987; Frischknecht, 1998).



Por outro lado, a força, por si só, não confere estabilidade ao corpo ou melhora a capacidade de reagir por meio de aumento da base de suporte ou readequação da posição do CM. Uma série de outros fatores, tais como a capacidade de processamento cognitivo, de receber, interpretar e adequar o *feedback* sensorial para formar planos motores que gerem ajustes posturais ágeis e eficientes também são componentes essenciais para uma reação bem sucedida.

Mas será que os idosos caem mais freqüentemente do que os jovens porque eles tropeçam mais ou porque são menos eficientes em restabelecer o controle do equilíbrio após uma perturbação?

A probabilidade de tropeçar depende grandemente do padrão de locomoção, da presença de obstáculos no ambiente e da capacidade de detectá-los e evitá-los. É possível que o padrão de marcha alterado documentado em idosos (velocidade reduzida, diminuição da noção espacial e dos limites da BS, tamanho do passo reduzido e aumento da fase de apoio duplo) apesar de aumentar a sensação de estabilidade, possa contribuir com o aumento da probabilidade de um tropeço (Pijnappels *et al.*, 2008a). Entretanto, não foram encontrados estudos convincentes indicando que a população idosa possui maior risco de tropeçar do que os jovens.

Já a capacidade de restabelecer o equilíbrio após uma perturbação é comprovadamente menor em idosos do que em adultos jovens (Pijnappels *et al.*, 2005c). Estudos que envolvem a tarefa de ultrapassar obstáculos que surgem repentinamente durante a marcha em esteira rolante, por exemplo, deixam claro que a resposta dos idosos é menos eficiente ao tentar lidar com a perturbação do que os indivíduos jovens. Após a perturbação na marcha, os idosos reduzem o tempo da fase de balanço, o tamanho do passo e ainda assim essas reações são insuficientes na tentativa de evitar o contato com o obstáculo imposto. Entretanto, a hipótese de que os dois fatores (maior

propensão ao tropeço e menor capacidade de reagir adequadamente) sejam aliados na determinação da incidência de quedas no indivíduo do idoso, não está descartada e parece bastante provável.

Pavol *et al.* (2004) realizaram um estudo no sentido inverso e buscaram identificar quais são os fatores que determinam o fracasso durante uma reação de restabelecimento de equilíbrio. O teste foi realizado com uma plataforma que esporadicamente perturbava o gesto de sentar, e os resultados apontaram que o deslocamento insuficiente do CM para tentar corrigir o estímulo perturbador e a pequena magnitude de readequação da BS (passo de reação) foram os grandes responsáveis pelo insucesso na maioria das tentativas onde a estabilidade não pode ser mantida. Recentemente, um estudo dos mesmos autores analisou o comportamento das reações de restabelecimento da estabilidade postural e concluiu de forma categórica que a dificuldade de aumento da BS para reagir a uma queda e as alterações no padrão de movimento do membro de suporte são os principais fatores que determinam a incapacidade de restabelecer o equilíbrio e, portanto, seriam os maiores responsáveis pelas quedas em idosos (Pavol e Pai, 2007).

Enfim, muitas são as razões que podem determinar as quedas em idosos; porém, nenhuma delas atua de forma isolada. Ao contrário, a interpretação das teorias mais aceitas nos sugere que, além dos aspectos ambientais, a somatória das deficiências fisiológicas relacionadas à idade, tais como as que ocorrem nos sistemas somatosensorial, neuromuscular, visual, vestibular e cognitivo, são os fatores principais que determinam a inabilidade de recuperar o controle postural durante uma perturbação gerando a queda.

#### **1.4 Os exercícios podem modificar os fatores de risco e a propensão a quedas nos idosos?**

Diversos estudos vêm demonstrando os efeitos benéficos dos mais variados tipos de treinamentos e atividades físicas sobre o estado geral de indivíduos e, especialmente, sobre o controle do equilíbrio postural (Wolfson *et al.*, 1993; Wolfson *et al.*, 1996; Reeves *et al.*, 2004a; Karamanidis e Arampatzis, 2007a; Taube *et al.*, 2007). Myers *et al.* (1996) sugerem que a força, a flexibilidade, a capacidade de equilíbrio e o tempo de reação são os fatores mais propensos a modificação por meio da prática de exercícios.

Hess e Woollacott (2005) utilizaram equipamentos profissionais de exercício direcionados a um programa de fortalecimento de alta intensidade dos músculos flexores e extensores do quadril e tornozelo. Após dez semanas de treinamento, verificaram aumento de força e melhora no desempenho a partir de questionários (Escala de Berg, Escala A.B.C) e tarefas direcionadas ao equilíbrio (Teste de levantar e andar). No entanto, a avaliação não envolveu variáveis biomecânicas, tais como o deslocamento do CM, tradicionalmente uma medida mais precisa para mensuração do controle postural.

Judge *et al.* (1993) submeteram idosas a um protocolo de alta intensidade de treinamento composto por exercícios de força, resistência e coordenação para os membros inferiores, e compararam com outro grupo de idosas submetidas apenas a um programa de alongamentos. O estudo concluiu que houve aumento de força nos grupos musculares treinados e melhora nos parâmetros de deslocamento do CP com apoio unipodal sobre a plataforma de força após o protocolo de treinamento, quando comparado ao grupo de alongamento. No entanto, os autores alegam que, devido à alta variabilidade dos dados, e ainda devido ao fato dos sujeitos da amostra não serem sedentários (previamente à intervenção), os efeitos do treinamento de força foram

minimizados e, provavelmente neste caso, a melhora detectada no equilíbrio tenha sido provocada pela melhor coordenação muscular (treinamento neuro-muscular) do que ao ganho de força.

De acordo com Karamanidis e Arampatzis (2007a), idosos praticantes de corrida são capazes de desempenhar melhor o teste de retomada do equilíbrio dinâmico em queda para frente. O treinamento de longo prazo com corridas é capaz de melhorar os parâmetros relacionados à tarefa, contrabalanceando uma série de deficiências relacionadas à idade, tais como: aumentar a força dos membros inferiores, aumentar o tamanho da BS (passo) durante a fase de estabilização e ainda diminuir o número de passos necessários para restabelecer o equilíbrio.

Recentemente, um estudo demonstrou que um protocolo de treinamento de 8 semanas, constituído de exercícios de força e alongamento para os membros inferiores, além de exercícios aeróbicos e de equilíbrio, é capaz de induzir melhora na capacidade funcional e no equilíbrio em idosos. De acordo com os autores, o aumento da oscilação postural na tarefa estática de equilíbrio no sentido médio-lateral (ML) e o aumento das frequências espectrais do sinal de CP encontrados após o treinamento de idosos, são indícios de melhora do controle postural no sentido ML, na medida em que o aumento da oscilação postural seria resultado da melhora da autoconfiança do sujeito obtida pelo melhor controle motor dos graus de liberdade da articulação do quadril (Nagy *et al.*, 2007).

Outro componente importante envolvido diretamente em treinamentos de força é a adaptação neural que ocorre nas primeiras semanas de treinamento. Existem, por exemplo, evidências da contribuição dos exercícios excêntricos aumentando a ativação das unidades motoras dos músculos motores primários de um movimento, que poderiam

se refletir na relação de ativação entre músculos sinergistas e antagonistas do movimento, resultando em melhora na coordenação muscular (Sale, 1988).

A adaptação neural, que ocorre nas primeiras semanas de treinamento, sugere que o benefício de atividades físicas e treinos de equilíbrio também se estendem ao sistema neurológico. Treinamentos de força, equilíbrio e agilidade têm demonstrado ser capaz de diminuir a excitabilidade neuronal cortical após 4 semanas. Essa diminuição de excitabilidade causada pelo treinamento tem sido indicada como uma adaptação positiva do SNC às tarefas que exigem maior controle motor, coordenação e equilíbrio. Mais do que isso, estas evidências demonstram que o treinamento gera plasticidade cortical em áreas específicas que envolvem habilidades relacionadas ao controle do equilíbrio (Taube *et al.*, 2007).

Diversos tipos de atividades físicas alternativas também têm sido propostas. A dança e o *Tai Chi*, por serem atividades que envolvem componentes dinâmicos complexos tais como agilidade, força e coordenação, vêm ganhando destaque entre os treinamentos que tem mostrado resultados muito interessantes envolvendo a melhora do equilíbrio em idosos (Wu, 2002).

Heitkamp *et al.* (2001) compararam protocolos de treinamento de força com protocolos de treinamento de equilíbrio, inclusive com a utilização do mini-trampolim. Após seis semanas de treinamento foi demonstrado que ambos protocolos foram capazes de aumentar a força muscular de extensores e flexores do joelho; além disso, o protocolo de treinamento de equilíbrio também foi capaz de corrigir diferenças (desequilíbrios) entre as forças musculares dos membros dominante e não-dominante.

Kidgell *et al.* (2007) estudaram os efeitos do treinamento no mini-trampolim sobre a oscilação postural estática de jovens após entorse de tornozelo. Após seis

semanas de treinamento, concluíram que esses exercícios são capazes de diminuir a oscilação postural, sugerindo que o treinamento com mini-trampolim é útil para readequação do controle postural durante a reabilitação após entorse de tornozelo. Todavia, esse estudo baseou suas conclusões na trajetória de oscilação do CP nos sentidos AP e ML, sem considerar a oscilação do CM e sua velocidade, o que abre margem para dúvidas na medida em que, de acordo com a teoria do pêndulo invertido, a oscilação do CP não pode ser utilizada unicamente como parâmetro fidedigno para quantificar a capacidade do sistema de controle postural.

Portanto, parece consenso que a promoção de intervenções que agreguem atividades físicas regulares ou a prática de exercícios orientados para idosos pode ser benéfica para o treinamento do controle postural. Na verdade, até o momento não se tem notícia de outro tipo de intervenção que seja tão efetiva e capaz de promover ganhos tão substanciais nos componentes relacionados ao controle do equilíbrio postural.

### **1.5 Quais exercícios são mais eficazes na prevenção das quedas?**

Os argumentos citados no item anterior evidenciam que os exercícios ou programas de atividade física podem contribuir para a melhora do desempenho do controle postural e, conseqüentemente, ajudar na prevenção das quedas em idosos. Entretanto, não são muitos os pesquisadores que têm buscado efetivamente isolar os fatores pelos quais a intervenção proposta é bem ou mal sucedida, identificando quantitativamente os mecanismos responsáveis por determinar, em certos casos, o sucesso das intervenções propostas.

Uma grande quantidade de intervenções já foi testada na tentativa de se prevenir as quedas e melhorar o equilíbrio. As mais comuns são programas que

incluem movimentos simples relacionados ao cotidiano diário, treino de posturas estáticas, treinos de força e/ou resistência, treinos baseados em tarefas domésticas, da técnica *tai chi*, dança, treinos de circuitos mistos com *skates*, plataformas móveis e trampolins e até mesmo técnicas que utilizam o estímulo do *feedback* visual gerado por sistemas eletrônicos de alta tecnologia foram utilizados (Judge, 2003). A carência de padronização metodológica durante a avaliação da estabilidade, entretanto, é um fator que pode gerar confusão durante a interpretação dos resultados em certos estudos. Em muitos deles apenas escalas qualitativas ou clínicas são aplicadas para mensuração dos benefícios gerados pelo treino, dando origem a resultados diversos que podem comprometer as conclusões, na medida em que escalas qualitativas são incapazes de quantificar e precisar grandezas físicas relacionadas aos mecanismos responsáveis pelo controle postural.

Por outro lado, algumas pesquisas vêm contribuindo enormemente na tentativa de identificar os mecanismos essenciais de treinamento para formulação daquela que poderia ser a intervenção que mais se aproximaria do ideal. Essas pesquisas têm em comum o treinamento de princípios que envolvem os mecanismos responsáveis pelo controle da estabilidade dinâmica.

Um estudo de metanálise analisou sete tipos de intervenções que compreenderam ao todo cerca de 2000 sujeitos. O estudo conclui que, independente do tipo de exercício executado, houve redução média geral de 17% na quantidade de quedas nos idosos participantes; entretanto, os pesquisadores sugerem que os treinamentos que envolveram componentes de força muscular associados ao treino de estabilidade foram os mais eficazes (Province *et al.*, 1995).

Mansfield *et al.* (2007) formularam um complexo programa de treinamento baseado em perturbações inesperadas para redução das quedas e melhora dos

indicadores de estabilidade postural. Na descrição da intervenção fica evidente o cuidado metodológico empregado no estudo, que construiu uma complexa câmara móvel para o treinamento dos sujeitos em situações de perturbações controladas. O estudo visava treinar idosos que possuísem deficiências de equilíbrio e tivessem como objetivo principal melhorar os mecanismos de reação postural, em especial o aumento da BS e a capacidade de estabilizar-se pela inclusão de uma força externa (segurar-se em pontos fixos), promovendo a reação postural corretiva e evitando as quedas. Apesar de bem formulado e promissor, os resultados da referida técnica ainda não são conhecidos.

Diversos pesquisadores buscaram enfatizar o papel do treinamento de força ou do treinamento de resistência na melhoria das variáveis biomecânicas do equilíbrio. De forma geral, esses estudos sugerem que a força é um componente decisivo para a melhora do controle do equilíbrio (Wolfson *et al.*, 1993; Wolfson *et al.*, 1995; Wolfson *et al.*, 1996; Wu, 2002; Hess e Woollacott, 2005), apesar de não haver comprovação definitiva de que a força muscular desempenha o papel principal na manutenção do controle postural (Arampatzis *et al.*, 2008; Pijnappels *et al.*, 2008a).

De forma geral, não existem relatos que comprovem que um método de treinamento pode ser melhor do que outro para o treino da estabilidade dinâmica. A eleição de um protocolo específico para o treinamento do equilíbrio sempre será controversa, pois a capacidade de transferência direta das habilidades obtidas em um programa de treinamento para uma situação real de instabilidade é muito relativa, isto é, em muitos casos as melhoras evidentes das capacidades de diversos componentes que estão envolvidos com a reação de controle postural em testes de laboratório podem não evitar, necessariamente, a queda durante uma situação real de instabilidade.



Portanto, nesse momento parece algo distante a adoção de parâmetros definitivos de treinamento capazes de prescrever o tipo, frequência, intensidade e duração do exercício ideal. No entanto, protocolos de exercícios que estimulam situações instáveis e capazes de treinar a capacidade de aumento da base de suporte (tamanho e velocidade), e também a força muscular em meio a perturbações inesperadas, aparecem entre as técnicas mais aceitas para o treinamento do controle postural.

## **1.5 Conclusão**

A breve revisão apresentada nesse capítulo teve por objetivo discutir alguns princípios básicos relacionados com o tema da tese, e, ao final, pode-se concluir que:

- a) O envelhecimento traz conseqüências importantes ao corpo, gerando deficiências que acometem os diversos sistemas envolvidos com o controle postural;
- b) A deficiência desses sistemas, de forma geral, é o fator principal que predispõe o idoso a queda;
- c) A atividade física tem se mostrado uma forma bastante eficaz de combater os efeitos do envelhecimento, melhorando a capacidade de controle postural em idosos;
- d) Apesar de evidências sobre a eficácia de alguns parâmetros como força e a capacidade de projeção da BS serem determinantes para o estabelecimento de uma reação de equilíbrio eficaz, até o momento o exercício ou treinamento mais adequado a ser seguido, visando a melhora do controle postural e prevenção das quedas em idosos, não foi estabelecido.

## Capítulo II

### O efeito do treinamento de idosos no mini trampolim sobre o desempenho no teste de queda súbita para frente.

#### 2.1 Introdução

Quedas são responsáveis pela maior causa de lesões em idosos (Baker e Harvey, 1985). Aproximadamente 30% dos idosos acima de 65 anos caem ao menos uma vez ao ano (Campbell *et al.*, 1989; Carter *et al.*, 2001) e pelo menos 50% desses persistem com quedas recorrentes ao longo da vida (Tinetti e Speechley, 1989; Carter *et al.*, 2001), não raramente resultando em morte (Kannus *et al.*, 2005).

A maior parte das quedas acontece após a perda de estabilidade na direção anterior, tais como tropeços e escorregões durante a caminhada (Blake *et al.*, 1988b). A identificação dos mecanismos relacionados aos déficits de estabilidade durante a queda no sentido anterior é de suma importância na tentativa de desenvolvimento estratégias efetivas para a prevenção das quedas (Kannus e Khan, 2001). Intervenções que possam reduzir o risco de quedas, melhorando a estabilidade dinâmica e as performances das estratégias de reação de readequação do equilíbrio na população idosa são de alta relevância e tem sido o foco de estudo de diversos pesquisadores (Kannus, 1999; Arampatzis *et al.*, 2008; Iwamoto *et al.*, 2009).

Durante um evento de perda da estabilidade, a readequação do controle postural para uma posição ereta estável é normalmente obtida por meio da realização de um ou mais passos no sentido anterior (Maki *et al.*, 2003). Os idosos, entretanto, possuem menor capacidade se comparados aos adultos jovens, de restabelecer o controle

postural por meio da estratégia do passo a frente, aparentemente devido as deficiências relacionadas tanto ao tamanho quanto a velocidade do passo (Thelen *et al.*, 1997; Wojcik *et al.*, 2001; Karamanidis *et al.*, 2008).

Os mecanismos que determinam a reação do passo à frente na tentativa de restaurar a condição estável do corpo após a perda do equilíbrio ainda não foram completamente esclarecidos (Hsiao-Wecksler e Robinovitch, 1999). De qualquer forma, programas de atividade física sistemática têm sido propostos, e são supostamente tratados até o momento, como o modo mais eficaz de melhorar a estabilidade dinâmica em idosos (Karamanidis e Arampatzis, 2007a; Arampatzis *et al.*, 2008; Maki *et al.*, 2008; Van Dieën e Pijnappels, 2008).

Na tentativa de entender melhor os mecanismos envolvidos nos episódios de quedas, Hof *et al.* (2007) definiram os princípios de três mecanismos pelos quais a estabilidade dinâmica é mantida após uma perturbação do corpo (conforme já descrito nos capítulos 1 e 2).

Esses mecanismos seriam responsáveis por manter o controle postural após uma instabilidade inesperada e deveriam ser a base de programas de treinamento que visam a melhora da estabilidade dinâmica e prevenção de quedas. Entretanto, apesar da grande quantidade de estudos envolvendo atividade física com o objetivo de prevenção de quedas, esses mecanismos não são habitualmente levados em consideração nos diferentes estudos da área.

Nesse sentido, uma variada quantidade de programas de exercícios e/ou treinamentos tem sido realizada nas últimas décadas, a maioria relacionada a movimentos da técnica Tai-Chi (Wu, 2002; Wu *et al.*, 2002), treinamentos de fortalecimento muscular (Wolfson *et al.*, 1995; Heitkamp *et al.*, 2001), treinamentos de resistência (Pijnappels *et al.*, 2008a), exercícios baseados em perturbações controladas (Mansfield *et al.*, 2007) e treinamentos envolvendo protocolos de equilíbrio postural

(Kidgell *et al.*, 2007). Embora a maioria não esteja claramente buscando identificar a biomecânica dos movimentos envolvidos nos exercícios que estão sendo propostos, geralmente esses estudos demonstram, através de diferentes métodos, bons resultados que poderiam compensar as deficiências envolvidas no controle postural dinâmico dos idosos (Wolfson *et al.*, 1993; Wolfson *et al.*, 1996; Karamanidis *et al.*, 2006; Karamanidis e Arampatzis, 2007a).

Por outro lado, a especificidade dos exercícios e treinamentos envolvidos na tentativa de melhorar o controle postural é ainda muito controversa com relação ao tipo, frequência, intensidade e duração dos exercícios praticados (Carter *et al.*, 2001). A carência de princípios claros de treinamento e da sistematização dos métodos de avaliação levou a uma imensa variedade de intervenções disponíveis e que podem gerar interpretações bastante variadas. Além disso, a metodologia diferente de cada um desses estudos impossibilita a comparação dos resultados dos mesmos.

A simulação de uma queda súbita no sentido anterior a partir de uma posição inclinada tem sido recentemente utilizada para examinar as capacidades de readequação do sistema de controle postural dinâmico no sentido anterior (King *et al.*, 2005; Hsiao-Wecksler e Robinovitch, 2007; Karamanidis e Arampatzis, 2007a). Esse sistema de análise por meio do teste de queda súbita para frente trouxe uma vantagem importante em relação às demais técnicas utilizadas para o estudo das reações envolvidas no controle postural dinâmico, pois nele é possível controlar e/ou manipular a magnitude do estímulo de instabilidade aplicado (Hsiao-Wecksler e Robinovitch, 2007).

Do ponto de vista biomecânico, o conceito denominado de margem de estabilidade, utilizado na mensuração do equilíbrio em tarefas dinâmicas como o teste de queda súbita para frente, pode ser obtido pela extrapolação da posição (projeção vertical) e velocidade horizontal do CM em relação aos limites da BS. A perda da

estabilidade acontece em casos onde a posição da extrapolação do CM excede o limite anterior da BS (Hof *et al.*, 2005).

De forma geral, programas de treinamento baseados em exercícios com um forte componente dinâmico tem se mostrado uma forma eficaz de promover a estabilidade dinâmica de idosos (Province *et al.*, 1995; Campbell *et al.*, 1999; Lord *et al.*, 2003). Entretanto, até o presente momento não se tem notícia de que alguma intervenção tenha sido formulada claramente visando explorar o treino dos mecanismos descritos por Hof *et al.* (2007), o que poderia comprovar essa teoria e contribuir com a determinação e isolamento de exercícios cada vez mais eficazes para utilização em sessões que visem a prevenção de quedas nos idosos.

Tendo em vista as considerações abordadas acima, este estudo propõe o mini trampolim como uma ferramenta importante para o treino do controle postural dinâmico. Um programa de exercícios previamente elaborado no mini trampolim que envolva basicamente os princípios dos mecanismos descritos por Hof *et al.* (2005; 2007), teoricamente funcionaria como um treinamento dos mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica, podendo evidenciar perspectivas mais eficazes para formulação de programas de prevenção a quedas.

Portanto nesse estudo pretende-se investigar os efeitos de 14 semanas de treinamento no mini trampolim sobre a estabilidade dinâmica de idosos por meio do teste de queda para frente. As hipóteses baseiam-se no fato de que a intervenção proposta poderia melhorar os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica durante a reação às quedas em idosos (aumento da BS e menor projeção vertical do CM), que deverá refletir-se principalmente pela melhora da variável margem de estabilidade durante o teste de queda súbita para frente.

## **2.2 Materiais e Métodos**

O teste de queda para frente e os procedimentos de avaliação foram realizados em dois momentos: (1) previamente a realização do treinamento no mini-trampolim, e (2) após o período de 14 semanas de treinamento no mini-trampolim. A coleta de dados do estudo foi conduzida no Instituto de Biomecânica e Ortopedia da Universidade de Esportes de Colônia (Alemanha). Todos os procedimentos foram aprovados pelo comitê de ética em pesquisa local.

### *2.2.1 Desenho experimental*

Após Anamnese inicial, vinte e dois voluntários idosos ( $67\pm 4$  anos) foram selecionados para participar do estudo após assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido. Indivíduos com altos níveis de atividade física, praticantes de modalidades esportivas regulares ou de alto rendimento, portadores de deficiências neurológicas ou ortopédicas casos nos quais a prática de atividade física fosse desaconselhada foram excluídos da amostra. Além disso, doze sujeitos idosos ( $68\pm 3$  anos) foram selecionados como grupo controle nesse estudo. Esses sujeitos foram acompanhados por três meses, orientados para que não frequentassem sessões regulares de atividade física e submetidos aos mesmos procedimentos do grupo treinado, exceto pela participação no treinamento com mini trampolim por 14 semanas.

### *Teste de Queda Para Frente*

O procedimento experimental para o teste de queda para frente já foi previamente descrito em detalhes (Karamanidis e Arampatzis, 2007a). Resumidamente, o procedimento consistiu na liberação súbita dos sujeitos a partir de uma postura fixa e inclinada para frente. Durante e após a queda, análises cinéticas e cinemáticas foram

realizadas a fim de definir os parâmetros biomecânicos de retomada do equilíbrio dinâmico durante a recuperação da queda.

O sistema de análise do movimento constituía-se de 14 câmeras infravermelho VICON (modelo FX-40 Oxford, Reino Unido) operando a 120 Hz. Vinte e um marcadores reflexivos esféricos de 14 mm de diâmetro foram posicionados em pontos anatômicos tornando possível a representação dos segmentos corporais dos sujeitos (i.e. nos pés, pernas e coxas direitos e esquerdos, além da pelve, tórax, mãos, braços e antebraços direito e esquerdo e na cabeça), possibilitando gravar a cinemática do corpo durante todo o movimento de reação (Karamanidis *et al.*, 2008). Um modelo de corpo inteiro foi utilizado para o cálculo dos ângulos articulares, dos parâmetros de estabilidade dinâmica e ainda dos momentos articulares resultantes por meio de dinâmica inversa. Foram utilizados modelos fornecidos por Zatsiorsky e Selujanov (1983) para o cálculo das massas e momentos de inércia de todos os segmentos corporais (Zatsiorsky e Selujanov, 1983).

O software VICON NEXUS<sup>®</sup> (Vicon, Oxford, Reino Unido) foi utilizado durante todas as coletas de dados integrando todo o sistema de análise de movimento com os sinais analógicos de duas células de carga e das forças de reação do solo. As forças de reação no solo foram coletadas a uma frequência de amostragem de 1080 Hz.

No início de cada tentativa os indivíduos deveriam permanecer em posição inclinada, estáticos e com os braços relaxados sobre uma plataforma de força (60 cm x 90 cm, Kistler, Winterthur, Suíça). Imediatamente à frente era posicionada uma segunda plataforma de força, idêntica a primeira, sobre a qual os sujeitos deveriam realizar a reação do passo a frente.

Um cabo inextensível era fixado entre um cinto preso na região pélvica do sujeito e um sistema de liberação pneumático do laboratório, que era o responsável por

manter o cabo estendido e a posição de estabilidade do sujeito quando este permanecia inclinado para frente antes da liberação para a queda. Uma célula de carga controlava a porcentagem da massa corporal do sujeito que estava sendo descarregada sobre o sistema. Para determinar o momento do início do teste, o sistema pneumático disparava um sistema de sincronismo de luz no momento exato de início da liberação, o qual era captado como um sinal analógico pelo sistema VICON de análise de movimento. (Modelo 624, Vicon, Oxford, Reino Unido).

Os sujeitos foram instruídos e encorajados a restabelecer o equilíbrio realizando apenas um único passo para frente no momento em que o sistema fosse liberado. Os participantes usavam um colete de segurança que estava preso ao teto do laboratório ligado a uma segunda célula de carga e que não restringia qualquer movimento anterior ou lateral, mas prevenia o contato de qualquer parte do corpo com o solo, exceto os pés. O ângulo de inclinação foi controlado através do ajuste do comprimento do cabo de sustentação até que a célula de carga acoplada ao cabo indicasse que este estava sustentando uma porcentagem específica do peso corporal do indivíduo.

Antes de iniciarem o teste, três simulações com a sustentação de  $10 \pm 3\%$  do peso corporal do sujeito foram realizadas. Durante essas simulações, os sujeitos eram avisados sobre o momento da liberação, familiarizando-os com o protocolo experimental. Após a liberação do sistema, o membro inferior responsável pela reação do passo a frente foi denominado como membro da recuperação, enquanto que o membro contralateral, responsável pela sustentação do corpo durante a fase de balanço do passo, foi denominado como membro de sustentação.

Uma tentativa era definida como passo único se apenas um passo fosse realizado ou se o deslocamento anterior do segundo passo (membro de apoio) não



excedesse o limite do deslocamento anterior do membro da recuperação (por meio de controle visual em tempo real dos dados cinemáticos). O comportamento de passos múltiplos era definido em casos nos quais o eventual passo realizado pelo membro de sustentação (segundo passo), excedia os limites da base de suporte do primeiro passo (passo de recuperação).

Para o início da realização do teste, o ângulo de inclinação do posicionamento para a liberação da queda foi ajustado entre 8% e 10% do peso corporal do indivíduo. Se o sujeito fosse capaz de realizar a reação de recuperação à queda com apenas um passo em meio a três tentativas, o ângulo de inclinação era aumentado novamente, somando-se aproximadamente entre 2 a 3% do peso corporal, tornando o teste cada vez mais complexo e a recuperação do equilíbrio cada vez mais complicada. Dessa forma, o teste era realizado até o momento em que o sujeito não fosse mais capaz de recuperar-se da eminente queda para frente com apenas um passo, fazendo uso da estratégia de passos múltiplos. A análise dos dados foi realizada utilizando a tentativa de maior inclinação e maior descarga de peso sobre o cabo, onde necessariamente foi utilizada apenas a estratégia de passo único.

### *2.2.2 Mensuração dos mecanismos de recuperação da estabilidade*

Em cada tentativa foram definidos três momentos (Figura 1): (A) liberação do sujeito (determinado pelo sinal analógico enviado pelo sistema pneumático e capturado pelo sistema de análise de movimento Vicon), (B) momento do toque do membro de recuperação com o solo (determinado por um limiar acima de 20 N no sinal de força de reação do solo) e (C) mínimo ângulo do joelho no membro da recuperação após a liberação do sistema. O momento (C) indica o final da fase descendente do movimento (i.e. velocidade vertical do CM aproximadamente igual a zero). Além disso, a reação de restabelecimento da estabilidade do corpo (passo a frente) foi dividida em duas fases,

em função dos três momentos previamente descritos: (1) Fase de liberação até o toque no solo (definida desde a liberação do sujeito pelo cabo de sustentação até o momento do toque do membro da recuperação contra o solo) e (2) Fase principal de estabilização (definida a partir do contato do membro da recuperação com solo até o momento do mínimo ângulo de joelho). Para melhor ilustração as curvas da Figura 1 foram estendidas por mais 500 ms após o toque do membro da recuperação contra o solo.

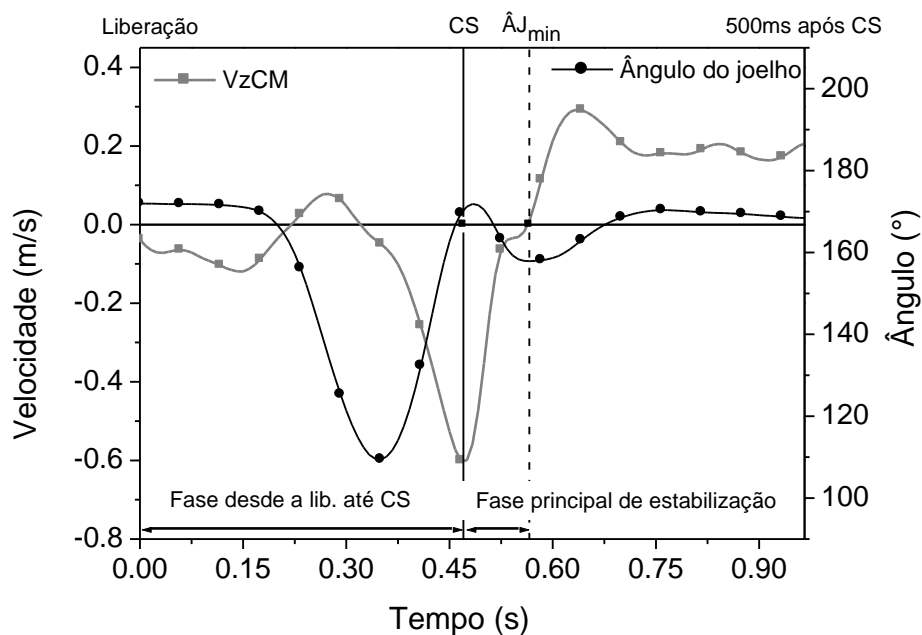


Figura 1 – Velocidade vertical do CM ( $V_{zCM}$ ), ângulo da articulação do joelho e os momentos analisados de um sujeito na Fase de liberação até o toque no solo (CS) e na Fase principal de estabilização, desde o contato do membro da recuperação com solo até o momento do mínimo ângulo de joelho ( $\hat{A}_{J_{min}}$ ). Para melhor ilustração, as curvas se estendem até 500 ms após o contato do membro de recuperação com o solo. O joelho completamente estendido era definido como ângulo de  $180^\circ$  de joelho. O instante de mínimo ângulo do joelho determina o termino da fase descendente do movimento do corpo (velocidade vertical do CM é praticamente zero).

A margem de estabilidade na direção anteroposterior foi calculada de acordo com a descrição de Hof et al. (Hof *et al.*, 2005).

$$b_x = BS_{Lim} - X_{CM}$$

Onde  $b_x$  é a margem de estabilidade na direção anteroposterior,  $BS_{Lim}$  é o limite anterior da base de suporte (i.e. componente horizontal da projeção vertical do limite da BS do membro da recuperação até o solo. O valor zero foi adotado na posição do limite anterior da BS antes da liberação) e  $X_{CM}$  é a extrapolação do CM na direção anteroposterior ( $X_{CM} = CM_{Proj} + \frac{V_{x_{CM}}}{\sqrt{g/l}}$ ), onde,  $CM_{Proj}$  é o componente horizontal (anteroposterior) da projeção vertical do CM no solo,  $V_{x_{CM}}$  é a velocidade horizontal (anteroposterior) do CM,  $g$  é a aceleração da gravidade terrestre e  $l$  a distancia entre o CM e o centro da articulação do tornozelo no plano sagital.

A margem de estabilidade foi determinada no sentido anteroposterior porque após a liberação e queda para frente, tanto a extrapolação do CM quanto o limite anterior da BS deslocam-se praticamente apenas no sentido anterior. Para melhor visualização do que foi descrito, a Figura 2 mostra o limite anteroposterior da BS, o componente horizontal da projeção vertical do CM no solo e a posição da extrapolação do CM durante o momento da reação de restabelecimento da estabilidade corporal, exemplificando tanto um sujeito com comportamento de passo único como um sujeito cujas características representam o comportamento de um passo múltiplo.

A estabilidade postural é mantida nas circunstâncias onde a posição da extrapolação do CM é mantida dentro dos limites da BS (valores positivos de margem de estabilidade), enquanto que a perda da estabilidade acontece em casos nos quais a extrapolação do CM ultrapassa os limites da BS durante a fase principal de estabilização (valores negativos de margem de estabilidade). O tempo de reação foi definido como o tempo entre o momento da liberação até o momento em que o ponto médio do segmento do pé do sujeito excedesse a aceleração de  $1,5 \text{ m/s}^2$ .

No momento da liberação, o ângulo de inclinação anterior do corpo determina uma posição claramente instável (valores negativos de margem de estabilidade), que era aumentada até o limite em que o sujeito não fosse mais capaz de restabelecer o controle postural com apenas um passo único.

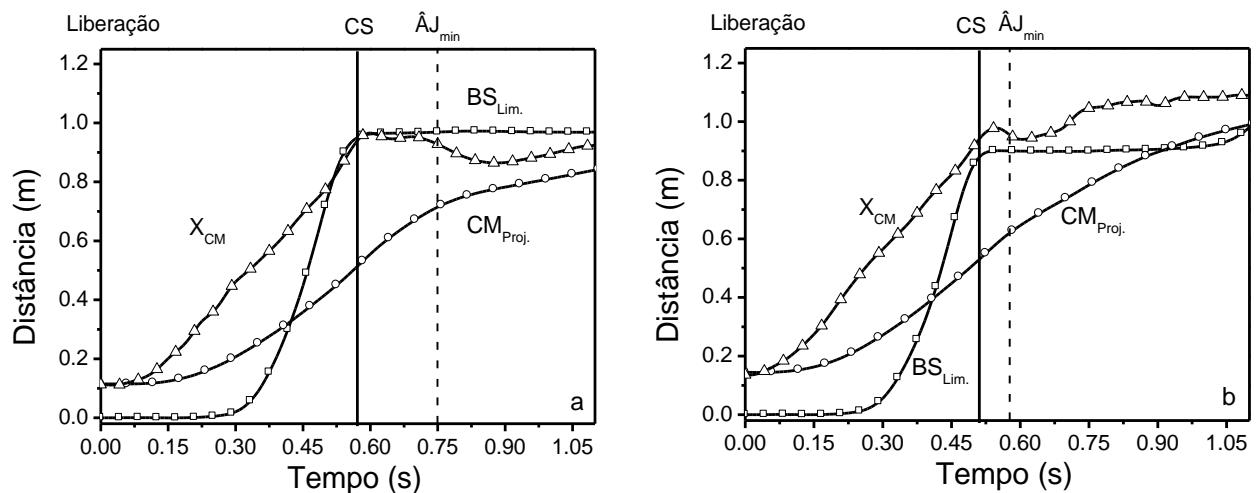


Figura 2 - Limite anteroposterior da base de suporte ( $BS_{Lim.}$ ), componente horizontal da projeção vertical do CM no solo ( $CM_{Proj.}$ ) e a extrapolação do centro de massa ( $X_{CM}$ ) durante o movimento de restabelecimento do equilíbrio após a liberação da queda em comportamento de passo único (a) e passo múltiplo (b). A margem de estabilidade é representada pela diferença instantânea entre o limite da BS e a extrapolação do CM. A estabilidade postural é mantida em circunstâncias onde  $X_{CM}$  é menor que  $BS_{Lim.}$  ((a) valores positivos de margem de estabilidade) enquanto a estabilidade é perdida em casos onde o  $X_{CM}$  é maior que  $BS_{Lim.}$  durante a fase de apoio ((b) valores negativos para margem de estabilidade). O valor zero no eixo vertical representa a posição inicial (antes da liberação) do componente horizontal da projeção vertical do dedo do pé do membro de recuperação no solo. CS representa o contato com o solo;  $\hat{A}J_{min}$  o menor ângulo do joelho após o membro de recuperação tocar o solo.

Nesse estudo foi avaliada a estabilidade dinâmica durante a reação de queda para frente com base na posição mais inclinada (margem de estabilidade mais negativa no momento da liberação) em que o sujeito era capaz de restabelecer o controle postural com apenas um passo (margem de estabilidade positiva), permanecendo com

o corpo estável após o toque do membro inferior contra o solo. Estudos anteriores (Arampatzis *et al.*, 2008) mostraram que a situação de estabilidade no momento em que o membro responsável pela recuperação toca o solo demonstra a habilidade do sujeito em readequar a estabilidade após uma queda para frente; portanto, o comportamento na fase desde a liberação até o momento em que acontece o contato do pé do membro da recuperação contra o solo, parece ser o evento mais importante para o controle da estabilidade dinâmica após uma queda súbita para frente induzida em laboratório (Arampatzis *et al.*, 2008).

### *2.2.3 Treinamento no mini trampolim*

A intervenção utilizando o mini trampolim foi conduzida no grupo treinado por 14 semanas, com uma frequência de duas vezes por semana. Cada sessão de treinamento tinha a duração de aproximadamente noventa minutos, e as sessões de treino eram sempre preparadas em pequenos grupos de quatro a sete sujeitos. Cada sessão ainda contava com dez minutos de aquecimento e ao menos três intervalos ao longo da sessão, de acordo com as necessidades físicas dos sujeitos. Para participar do treinamento todos os sujeitos eram aconselhados a procurar um médico, checar seu estado de saúde e ainda obter autorização médica por escrito especificando que o participante possuía, além da autorização médica, condição física adequada para participação em atividade física de moderada intensidade em mini trampolim.

As sessões de treinamento no mini trampolim eram sempre realizadas por um fisioterapeuta experiente com ajuda de pelo menos dois outros estudantes de graduação em ciências do esporte (para auxiliar na segurança dos sujeitos durante o treinamento). Essas seções deveriam seguir alguns princípios, tais como: (1) respeitar a capacidade individual dos sujeitos; (2) aumentar o grau de dificuldade do treinamento

de forma que os sujeitos pudessem treinar, aprender e se adaptar aos exercícios; (3) seguir uma filosofia de exercícios em que os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica estivessem presentes (conforme descrito anteriormente na apresentação da tese e capítulo 1); (4) preparar sessões de treino equilibradas que contemplassem exercícios estáticos e dinâmicos; e (5) focar a preparação de sessões que demandassem o treinamento da estabilidade dinâmica, mas também que fossem motivantes e divertidas, que os idosos pudessem se sociabilizar e desfrutar da atividade.

Assim, as sessões de treinamento foram criadas de forma a concentrar exercícios nos quais os sujeitos deveriam reagir com movimentos que estimulavam a contra-rotação dos segmentos corporais e a execução de passos grandes e rápidos, treinando assim a reação de aumento da BS e a adaptação do equilíbrio dinâmico sobre a superfície instável do mini trampolim. A Tabela 1 mostra alguns movimentos desenvolvidos durante o período de treinamento assim como os mecanismos de estabilidade dinâmica pretendidos com cada um deles.

Os movimentos realizados durante as sessões de treinamento (Tabela 1) foram adaptados, ganhando diversas derivações ao longo das 14 semanas de intervenção, para que fossem incorporados aos princípios básicos um número cada vez maior de condições atrativas e desafiadoras que iam desde a inclusão de jogos em grupo até a aplicação de circuitos de exercícios e tarefas individuais. Além disso, na tentativa de se criar atividades cada vez mais complexas, diferentes tipos de equipamentos auxiliares foram introduzidos, tais como: bolas (suíça, terapêutica, de tênis, de futebol e "*medicine ball*"), balões de ar, bastões, raquetes e bandas elásticas, sempre mantendo o sujeito se exercitando sobre os mini trampolins que eram dispostos em paralelo ou arranjados em série, de acordo a demanda planejada para a sessão de treinamento.

Adicionalmente para que o ambiente se tornasse ainda mais seguro, evitando acidentes ou escoriações, três grandes colchões utilizados na prática de ginástica olímpica (1,5 m largura, 5 m comprimento e 40 cm espessura) e até dez colchonetes (80 cm largura, 2 m comprimento e 8 cm de espessura) eram posicionados ao redor dos trampolins durante as sessões de treinamento.

Durante o período de treinamento dois diferentes tipos de mini trampolins foram utilizados. Quatro mini trampolins de 90 cm de diâmetro, constituídos de molas de aço (Modelo Trimilin<sup>®</sup> Med indicados para cargas entre 30 kg e 110 kg) e cinco mini trampolins de 120 cm de diâmetro, constituídos de cabos de borracha cilíndrica de alta elasticidade (Modelo Trimilin<sup>®</sup> Swing indicados para cargas entre 10 kg e 100 kg), foram fornecidos pela empresa Heymans Trimilin<sup>®</sup>, comercialmente disponíveis na maioria das lojas de produtos esportivos de toda a Alemanha.

Tabela 1- Exemplos de movimentos realizados no mini trampolim e os mecanismos de estabilidade dinâmica envolvidos.

Movimentos no mini trampolim	Mecanismo estimulado
Saltos no mesmo local	3
Saltando com rotação	3
Abrir e fechar as pernas durante os saltos (adução e abdução de pernas)	1
Saltos alternando movimentos das pernas para frente e para trás	1
Saltos para frente e para trás com pés juntos	2
Saltos para frente e para trás com pés juntos e aliando rotação	2
Saltos laterais com pés juntos e aliando rotação	2
Saltos com uma perna	2
Saltos para frente e para trás com uma perna	2
Postura estática com suporte unipodal	2
Postura estática com os pés um exatamente atrás do outro em linha	2
Saltos entre diferentes mini trampolins	3
Associação de diferentes padrões de salto jogando bola	3
Saltando e rebatendo bolas de tênis com raquetes	3
Saltando e controlando um balão de ar com uma mão	3
Andar entre diferentes trampolins controlando balões de ar com as mãos	3
Chutar bolas enquanto realiza o salto	3
Postura estática, olhos fechados	2
Correndo entre diversos mini trampolins	3
Corrida parado no local	3
Em postura estática, explorar a projeção máxima do corpo em todas as direções sem alterar a posição dos pés	2
Simulação de reações gerando grandes passos entre dois mini trampolins	1
Saltar entre vários mini trampolins dispostos em inclinações diferentes	3
Saltando entre diversos mini trampolins com diferentes alturas em relação ao solo	3

Descrição básica de alguns movimentos realizados no mini trampolim durante o período de treinamento relacionando com o mecanismo de estabilidade dinâmica que se pretendia estimular. Os números indicam o mecanismo principal envolvido na execução do movimento. (1 = aumento da BS; 2 = contra rotação dos segmentos corporais; 3 = ambos, aumento da BS e contra rotação dos segmentos corporais).

Os dois tipos de mini trampolins eram diferentes com relação a altura e densidade. Entretanto, dependendo do arranjo em que os mini trampolins eram colocados para a sessão de exercícios, estes ainda eram colocados sobre os pequenos colchonetes (de maneira a alterar a densidade do local de suporte do mini



trampolim) e/ou sobre pequenos blocos de madeira (cubos de 15 cm), especialmente confeccionados para o encaixe junto aos pés de suporte dos mini trampolins (alterando a altura entre os diferentes mini trampolins). Esse procedimento era realizado com a intenção de aumentar a variabilidade e a dificuldade do exercício sobre o mini trampolim em algumas circunstâncias.

#### *2.2.4 Análise estatística*

O teste T pareado para amostras dependentes foi utilizado para identificar possíveis diferenças intra grupos nos dois momentos avaliados (no início da pesquisa e após o treinamento para o grupo treinado, ou após três meses para o grupo controle) com relação aos dados antropométricos, temporais e cinéticos, nos componentes de estabilidade dinâmica (limite anterior da BS, posição da extrapolação do CM, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$ ) e na margem de estabilidade no momento da liberação, no momento do contato como o solo e ao final da fase principal de estabilização. O nível de significância para todas as comparações estatísticas foi mantido em  $\alpha = 0,05$ .

### **2.3 Resultados**

#### *2.3.1 Dados antropométricos:*

Não foram encontradas diferenças significativas envolvendo a massa corporal dos sujeitos quando comparadas as avaliações inicial e final (grupo controle: inicial =77,9 ±13,2 Kg, final =77,6 ±12,6; grupo treinado: inicial =76,7 ±13,3 kg, final = 76,8 ±13,2 kg;  $p>0,05$ ).

### 2.3.2 Recuperação da estabilidade: Fase de liberação até o contato do membro de recuperação com o solo.

Não foram encontradas diferenças significativas no grupo controle entre a avaliação inicial e final para quaisquer dos mecanismos analisados envolvidos com o controle da estabilidade dinâmica ( $p>0,05$ ) (Tabela 2).

Os componentes da estabilidade dinâmica (limite anterior da BS, posição da extrapolação do CM, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$ ) não mostraram diferenças após o período de treinamento ( $p>0,05$ ) (Tabela 2).

Por outro lado, a margem de estabilidade no momento de liberação foi menor ( $p<0,001$ ) após o período de treino no mini trampolim. Os valores de média mais negativos após o período de treino ( $b_x = -0,190\pm 0,1$ ) comparado com os valores da avaliação inicial ( $b_x = -0,153\pm 0,1$ ) demonstram que os idosos foram liberados de posições mais instáveis, isto é, mais inclinadas, após o período de treinamento no mini trampolim (Figura 3); entretanto, os valores positivos de margem de estabilidade no momento do contato do pé com o solo demonstram que os sujeitos foram capazes de adquirir uma situação de estabilidade naquele momento.

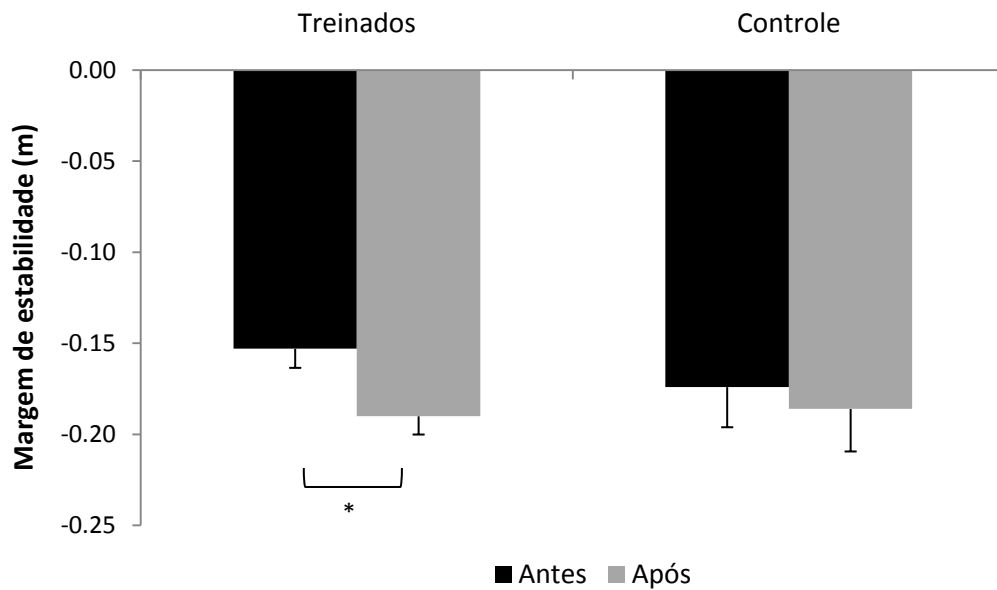


Figura 3 - Média e erro padrão da margem de estabilidade no momento de liberação da queda no grupo treinado e controle antes e após o período de treinamento no mini trampolim. Os valores negativos representam a situação instável antes do momento da liberação da queda. A barra com asterisco representa a diferença estatisticamente significativa entre as avaliações inicial e aquela realizada após o treinamento ( $p < 0,001$ ).

Embora o tempo de reação não tenha sido diferente ( $p > 0,05$ ), o tempo desde a liberação até o toque no solo foi significativamente menor após o treinamento comparado com a avaliação realizada antes do treinamento ( $p = 0,035$ ; Tabela 2).

A velocidade de aumento da BS (definida pela posição da BS no momento do contato com o solo dividido pelo tempo gasto desde a liberação até o contato com o solo) foi significativamente mais alta, confirmando que os sujeitos treinados possuíam o ciclo de reação do passo a frente mais rápido após o período de treinamento no mini trampolim ( $p = 0,011$ ).

Além disso, tanto a média normalizada da força de reação do solo horizontal do membro responsável pelo suporte do corpo quanto a média normalizada do momento articular do quadril no membro responsável pela recuperação desde a liberação até o contato com o solo aumentaram após o treino no mini trampolim ( $p = 0,023$  e  $p = 0,002$ , respectivamente; Tabela 2).

Tabela 2 – Parâmetros de estabilidade dinâmica desde a liberação até o momento do toque do membro de recuperação com o solo.

	Controle (n=12)		Treinados (n=22)	
	Antes	Após	Antes	Após
BS <sub>Lim.</sub> (cm)	93,8±12,3	95,8±16,7	95,0±9,1	97,7±13,1
X <sub>CM</sub> (cm)	88,2±13,2	90,0±17,5	90,1±10,3	93,6±13,7
CM <sub>Proj.</sub> (cm)	53,9±10,5	55,2±12,8	53,2±7,8	55,9±9,9
Vx <sub>CM</sub> (m/s)	1,20±0,19	1,20±0,21	1,27±0,16	1,29±0,17
Termo $\sqrt{\frac{g}{l}}$ (s <sup>-1</sup> )	3,49±0,16	3,46±0,13	3,43±0,11	3,44±0,09
bx na liberação (m)*	-0,17±0,07	-0,18±0,08	-0,15±0,05	-0,19±0,06
bx no contato com o solo (m)	0,057±0,05	0,058±0,04	0,049±0,04	0,041±0,04
Tempo de reação (ms)	145,0±34	132,5±21	131,0±28	124,2±21
Tempo total (ms)*	491,7±44	481,5±42	493,2±48	477,9±43
Vel. BS (mm/ms)*	1,91±0,26	1,98±0,31	1,93±0,26	2,05±0,33
F <sub>Horizontal Média</sub> (N/kg)*	2,63±0,47	2,70±0,48	2,67±0,41	2,81±0,43
Momento do quadril (Nm/kg)*	0,53±0,12	0,57±0,10	0,53±0,10	0,57±0,11
Momento do joelho (Nm/kg)	0,19±0,02	0,19±0,03	0,19±0,03	0,20±0,03

Média e desvio padrão do limite anterior da BS (BS<sub>Lim.</sub>), posição da estapolação do CM (X<sub>CM</sub>), componente horizontal da projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>), Velocidade horizontal do CM (Vx<sub>CM</sub>), termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  ( $g$ : aceleração da gravidade;  $l$ : distancia entre o CM e o centro da articulação do tornozelo), margem de estabilidade no momento da liberação (bx na liberação), margem de estabilidade no momento do contato do membro de recuperação com o solo (bx no contato com o solo), tempo desde a liberação até o contato com o solo (Tempo total), velocidade de aumento da BS (Vel. BS), media normalizada horizontal da força de reação do solo no membro de suporte (F<sub>Horizontal Média</sub>) média normalizada do momento articular do quadril do membro de recuperação (Momento do quadril), média normalizada do momento articular do joelho do membro de recuperação desde a liberação até o contato com o solo.

Os asteriscos representam as diferenças estatisticamente significativas encontradas entre a avaliação inicial e aquela realizada após o treinamento para o grupo treinado.

### 2.3.3 Recuperação da estabilidade: Fase principal de estabilização

Novamente, não foram encontradas diferenças em nenhuma das variáveis analisadas no grupo controle entre as avaliações inicial e final (Tabela 3). Além disso,

nenhum dos componentes da estabilidade dinâmica mostrou diferenças na fase principal de estabilização (limite anterior da BS, posição da extrapolação do CM, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$ ) após o período de treinamento ( $p>0,05$ ; Tabela 3).

Valores positivos da margem de estabilidade tanto no momento inicial quanto após o treinamento no mini trampolim confirmam que os sujeitos estavam em uma postura estável e não foram encontradas diferenças significativas entre as duas avaliações ao final da fase principal de estabilização ( $p>0,05$ ; Tabela 3).

O tempo de duração da fase principal de estabilização não foi alterado no teste realizado após o período de treinamento ( $p>0,05$ ), entretanto, a média normalizada das forças de reação do solo, tanto vertical quanto horizontal, no membro responsável pela recuperação aumentaram ( $p=0,004$  e  $p=0,022$ , respectivamente; Tabela 3).

Não obstante, o ângulo mínimo do joelho atingido durante o passo de restabelecimento do controle postural após a liberação aumentou ( $p<0,001$ ), ao mesmo tempo em que a média normalizada do momento articular do tornozelo e do joelho do membro utilizado durante a recuperação diminuíram de intensidade na fase principal de estabilização após o treinamento ( $p=0,02$  e  $p=0,001$ , respectivamente; Tabela 3).

Tabela 3 – Parâmetros de estabilidade dinâmica na fase principal de estabilização.

	Controle (n=12)		Treinados (n=22)	
	Pre	Post	Pre	Post
BS <sub>Lim.</sub> (cm)	94,7±12,5	97,2±17,3	95,7±9,0	98,8±13,4
X <sub>CM</sub> (cm)	84,6±11,5	84,8±16,5	86,9±9,8	89,1±13,0
CM <sub>Proj.</sub> (cm)	64,7±10,6	64,8±13,4	63,9±7,5	66,5±10,5
V <sub>X<sub>CM</sub></sub> (m/s)	0,7±0,18	0,64±0,20	0,80±0,23	0,78±0,24
Termo $\sqrt{\frac{g}{l}}$ (s <sup>-1</sup> )	3,5±0,17	3,5±0,14	3,4±0,12	3,4±0,10
bx final (m)	0,10±0,06	0,12±0,06	0,08±0,05	0,09±0,06
Duração fase principal (ms)	155±63	157±60	144±58	138±50
F <sub>Vertical</sub> Média (N/kg)*	12,2±2,6	12,5±2,4	12,3±2,4	13,4±2,7
F <sub>Horizontal</sub> Média (N/kg)*	4,2±2,0	4,4±1,6	4,1±1,5	4,6±1,5
ÂJ <sub>min</sub> (graus.)*	129±9,5	132±8,4	134±10	138±9
Momento do tornozelo (Nm/kg)*	0,64±0,3	0,71±0,3	0,55±0,3	0,64±0,2
Momento do joelho (Nm/kg)*	0,57±0,38	0,46±0,35	0,55±0,39	0,30±0,36
Momento do quadril (Nm/kg)	1,9±0,6	1,9±0,7	1,7±0,5	1,8±0,5

Média Média e desvio padrão do limite anterior da BS (BS<sub>Lim.</sub>), posição da extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>), componente horizontal da projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>), Velocidade horizontal do CM (V<sub>X<sub>CM</sub></sub>), termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (*g*: aceleração da gravidade; *l*: distancia entre o CM e o centro da articulação do tornozelo), margem de estabilidade ao final da fase principal de estabilização (bx final), duração da fase principal de estabilização (Duração fase principal), média normalizada do componente vertical da força de reação do solo no membro de sustentação (F<sub>Vertical</sub> Média), média normalizada do componente horizontal da força de reação do solo no membro de sustentação (F<sub>Horizontal</sub> Média), mínimo ângulo do joelho do membro de recuperação (ÂJ<sub>min</sub>), média normalizada do momento articular do tornozelo do membro de recuperação (Momento do tornozelo), média normalizada do momento articular do joelho do membro de recuperação (Momento do joelho) e média normalizada do momento articular do quadril do membro de recuperação (Momento do quadril) na fase principal de estabilização.

Os asteriscos representam as diferenças estatisticamente significativas encontradas entre a avaliação inicial e aquela realizada após o treinamento para o grupo treinado.

## 2.4 Discussão

A redução da capacidade de controle postural que aparece com o avançar da idade é largamente conhecida (Maki e Mcilroy, 1999; Maki *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2008a). Além disso, estudos anteriores demonstraram que os idosos possuem uma

evidente diminuição no desempenho durante a execução do teste de queda para frente (Thelen *et al.*, 1997; Thelen *et al.*, 2000; Arampatzis *et al.*, 2008; Karamanidis *et al.*, 2008; Pijnappels *et al.*, 2008a). No entanto, as razões que envolvem esse baixo desempenho ainda não são completamente compreendidas.

Estudos recentes sugerem que intervenções compostas por atividades físicas que exercitem os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica poderiam compensar os efeitos deletérios da idade avançada, reduzindo o risco de quedas (Hsiao-Weckslar e Robinovitch, 2007; Arampatzis *et al.*, 2008; Pijnappels *et al.*, 2008a).

Nesse estudo foram avaliados os efeitos de 14 semanas de treinamento utilizando exercícios no mini trampolim (baseados nos conceitos que envolvem os mecanismos pelos quais a estabilidade dinâmica é mantida) para a melhora do controle postural dinâmico em idosos. Foi demonstrado que, após o período de intervenção, o grupo de sujeitos que foi submetido ao treinamento no mini trampolim melhorou seu controle postural dinâmico no teste de queda súbita para frente induzida em laboratório.

Os idosos treinados foram capazes de readquirir o controle postural dinâmico a partir de posições mais inclinadas e instáveis (i.e. valores de margem de estabilidade mais negativos no momento da liberação) após o treinamento (Figura 3). Comparando os valores médios de margem de estabilidade no momento da liberação antes e depois do treinamento, uma melhora de aproximadamente 24% foi evidenciada ( $p < 0,001$ ), enquanto que no grupo controle a margem de estabilidade no momento da liberação não mostrou diferença (Figura 3). Por outro lado, em ambos os grupos estudados a margem de estabilidade no momento do contato do membro da recuperação com o solo foi positiva e não mostrou diferenças significativas entre as avaliações, indicando que todos os participantes atingiram condições de estabilidade similares no momento do contato do membro da recuperação com o solo (Tabela 2).

Com maior ângulo de inclinação no momento da liberação e ainda assim exibindo reações de passo único estáveis após o contato com o solo no teste de queda para frente, os sujeitos do grupo treinado evidenciaram claramente melhora em suas capacidades de restabelecer o controle da estabilidade postural dinâmica após o período de treinamento proposto. Isso demonstra a evolução da habilidade de utilização dos mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica por esses indivíduos.

Entretanto, os componentes da estabilidade dinâmica (limite anterior da BS, posição da extrapolação do CM, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$ ), não evidenciaram diferenças quando comparados os valores das avaliações inicial e final, tanto para o grupo controle quanto para o grupo treinado. Esse resultado, um tanto quanto contraditório, sugere que, em valores absolutos, esses parâmetros isoladamente não poderiam explicar a melhora encontrada na variável margem de estabilidade.

Embora não tenham sido identificadas diferenças no tamanho do passo após a liberação da queda para frente antes e após o treinamento, os sujeitos do grupo treinado foram capazes de atingir os mesmos comprimentos de passo (limites de deslocamento anterior da BS) em menor tempo desde a liberação do sistema até o momento de contato do pé com o solo. Esse fato determinou o aumento da velocidade do passo após o treino no mini trampolim, destacando uma importante melhora envolvida com os mecanismos de controle da estabilidade dinâmica.

A maior taxa de aumento da BS encontrada nos sujeitos após o treinamento é, de fato, uma estratégia bastante comum e eficaz utilizada freqüentemente por indivíduos jovens para restabelecer o controle postural dinâmico. Hsiao-Wecksler e Rabinovich (2007) demonstraram que, em situações nas quais a reação a quedas é



limitada a um dado comprimento máximo do passo, indivíduos jovens são capazes de restabelecer o controle postural a partir de maiores inclinações comparados a idosos (Hsiao-Wecksler e Robinovitch, 2007). Corroborando com as evidências aqui apresentadas, o restabelecimento eficaz do controle postural foi atribuído pelos autores a estratégia de aumento da velocidade do passo para o mesmo comprimento de passo, além do maior torque dos flexores plantares do tornozelo no membro de suporte e maior torque flexor do quadril no membro da recuperação. De fato, a maioria dos exercícios realizados durante o período de treino no mini trampolim foram criados para enfatizar esse mecanismo de reação, encorajando a realização de passos mais compridos e velozes.

Considerando os demais parâmetros calculados durante o teste de queda para frente, podemos destacar que a taxa de aumento da BS mais elevada pode ser explicada, ao menos parcialmente, como consequência da combinação de duas características determinantes do gesto de recuperação: o aumento do momento articular no quadril no membro da recuperação e o aumento do componente horizontal da força de reação do solo no membro de suporte (força de tração do membro de sustentação) na fase desde a liberação do sistema até o contato do pé com o solo. Enquanto a primeira pode promover o deslocamento mais rápido do membro da recuperação ao longo do arco de movimento necessário para o aumento da BS, o segundo contribui para a estabilização do corpo durante o início do movimento de reação do passo a frente (Pijnappels *et al.*, 2008a).

O componente horizontal da força de reação do solo no membro de suporte durante o passo a frente como forma de reação a quedas e tropeços já foi motivo de interesse de pesquisa em diversos estudos (Pijnappels *et al.*, 2005b; Pijnappels *et al.*, 2005c; Pijnappels *et al.*, 2008a). Essa força merece destaque entre os eventos decisivos que acontecem nos momentos iniciais de uma reação de equilíbrio por

promover a estabilidade necessária ao corpo durante o posicionamento do membro da recuperação, possibilitando maior força de tração para realização bem sucedida do passo a frente.

O estado de estabilidade no momento em que acontece o contato do membro da recuperação com o solo determina a habilidade dos sistemas do indivíduo em restabelecer o controle da postura com apenas um passo após uma queda para frente (Arampatzis *et al.*, 2008). Portanto, o comportamento dos sujeitos na fase desde a liberação até o contato do pé com o solo é o período mais importante para o controle da estabilidade dinâmica após uma perturbação súbita na direção anterior (Arampatzis *et al.*, 2008). Apesar disso, a estratégia de reação adotada, e os eventos que acontecem na fase desde a liberação até o contato do membro de recuperação com o solo, geram conseqüências mecânicas que podem ser identificadas através dos parâmetros calculados na fase principal de estabilização.

O aumento da velocidade de deslocamento da BS na fase até o contato com o solo reflete-se, por exemplo, nas forças de reação do solo e nos momentos articulares do tornozelo e do joelho ao final da fase principal de estabilização (Tabela 3). A maior velocidade alcançada pelos sujeitos na fase inicial de recuperação levam à geração de maiores forças de reação do solo (componente horizontal e vertical) na fase principal de estabilização, agindo como freios do movimento. Essa compensação foi decisiva para a determinação de uma postura estável ao final da reação, evidenciada pela margem de estabilidade positiva ao final da fase principal de estabilização (Tabela 3).

Muitos estudos nas últimas décadas sugerem que o treinamento e atividade física poderiam ajudar idosos a melhorar o controle postural e suas reações durante uma perturbação inesperada, compensando os efeitos do envelhecimento. Entretanto, a maioria desses estudos é baseada em treinos de força e resistência (Wolfson *et al.*, 1995; Hess e Woollacott, 2005; Pijnappels *et al.*, 2008a). Até onde pudemos verificar

na literatura esse é um dos primeiros estudos conclusivos que foi construído desde o princípio sob a premissa de estimular o treino dos mecanismos envolvidos no controle da estabilidade dinâmica (de acordo com a descrição de Hof *et al.* (2007), com a utilização de uma abordagem quantitativa robusta de mensuração do controle postural para fins de prevenção de quedas em idosos. Nesse propósito, o mini trampolim revelou-se uma ferramenta bastante simples e eficaz a ser utilizada como forma de treinamento do controle postural. Porém, não se pode esquecer que precauções de segurança e a adaptação aos exercícios no mini trampolim, especialmente se tratando de idosos, são fundamentais e devem ser seguidas como prioridades ao longo de todo o período de treinamento.

## **2.5 Conclusão**

Como conclusão os resultados desse estudo evidenciaram que o treinamento por 14 semanas no mini trampolim foi capaz de aumentar as capacidades de reação e restabelecimento do controle postural após uma queda para frente em idosos devido a melhoras nos parâmetros relacionados à estabilidade dinâmica tais como (1) o aumento da velocidade de deslocamento da BS, (2) o aumento do momento articular no quadril no momento da reação e (3) o aumento do componente horizontal da força de reação do solo no membro de suporte. Estudos adicionais, no entanto, detalhando a cinemática dos movimentos executados no mini trampolim, ajudariam tanto no melhor entendimento dos benefícios trazidos pelo exercício no mini trampolim quanto na identificação de exercícios eficazes para serem utilizados em um treino de estabilidade dinâmica. Além disso, estudos que comparassem os resultados aqui obtidos com outras formas de treinamento, seguindo os mesmos princípios, poderiam ajudar a

identificar as melhores opções de intervenção a serem utilizadas em treinos de prevenção de quedas em idosos.

## Capítulo III

### Efeitos do treinamento no mini trampolim sobre a adaptação a uma perturbação durante a marcha

#### 3.1 Introdução

Estudos epidemiológicos mostram que aproximadamente 33% dos indivíduos idosos acima de 65 anos experimentam ao menos um evento de queda por ano. As lesões originadas por essas quedas representam um sério problema social e individual na população idosa (Blake *et al.*, 1988a; Tinetti e Speechley, 1989). Entender os eventos presentes no momento de uma instabilidade, bem como meios que possam tornar os idosos mais preparados para perturbações inesperadas que normalmente precedem as quedas é fundamental a fim de que se possa intervir na prevenção de quedas nessa população.

Após perturbações inesperadas, a capacidade de readequar o controle postural está notadamente diminuída em idosos (Wojcik *et al.*, 1999; Karamanidis e Arampatzis, 2007a), o que leva ao aumento da propensão a quedas nessa população. A reduzida capacidade de reagir a perturbações inesperadas é atribuída a deficiências cumulativas relacionadas ao envelhecimento, tais como a redução da força muscular (Schultz, 1995; Grabiner *et al.*, 2005; Karamanidis *et al.*, 2008), modificações no tempo de reação durante a ativação muscular (Thelen *et al.*, 1997) e diminuição da velocidade de contração muscular (Hortobagyi *et al.*, 1995; Thelen *et al.*, 1997).

O controle da estabilidade dinâmica não é uma habilidade estática e que pode ser apenas perdida. Ao contrário, ela pode ser modificada e adaptada por meio da

melhora das reações preditivas e de *feedback* proprioceptivo durante a realização do gesto postural exigido.

Seres humanos são conhecidos pela sua grande capacidade de adaptação as alterações impostas pelas condições ambientais. Essa adaptabilidade ou plasticidade minimiza efeitos de conflitos que possam surgir entre as aferências sensoriais advindas do meio ambiente e do meio interno e a formulação do comportamento motor (Bhatt e Pai, 2009). Alterações nas condições ambientais necessitam de ajustes motores rápidos e precisos por parte do sistema responsável pelo controle da estabilidade postural, a fim de que possam ser desenvolvidos comportamentos motores corretivos adequados, culminando com o sucesso do movimento requerido (Pavol *et al.*, 2001). Assim, podemos dizer que os ajustes adaptativos constantes realizados pelo sistema de controle da estabilidade postural dinâmica em meio a uma nova condição ambiental são essenciais para uma locomoção segura e bem sucedida.

Ajustes preditivos antecipatórios durante a locomoção são baseados na disponibilidade de conhecimentos prévios do sujeito acerca do movimento pretendido (Thoroughman e Shadmehr, 1999). Acredita-se que as respostas preditivas utilizadas para a locomoção dependam basicamente de estruturas supra-espinhais (Morton e Bastian, 2006). Por outro lado, ajustes baseados em elementos aferentes sensoriais (*feedback* proprioceptivo) dependem de informações que chegam ao SNC em tempo real durante a realização do movimento. Entretanto, essas informações chegam com um atraso em relação as informações preditivas que já estavam disponíveis por meio de um programa motor aprendido com experiências anteriores (Thoroughman e Shadmehr, 1999). Os ajustes posturais, influenciados pelo *feedback* proprioceptivo durante perturbações na locomoção, são controlados basicamente por centros neurais

inferiores (i.e. medula espinhal ou tronco cerebral (Morton e Bastian, 2006)), que podem enriquecer e ajustar novas reações preditivas.

Indivíduos idosos, quando comparados a adultos jovens, mostraram redução da eficácia do sistema proprioceptivo, bem como diminuição no processamento central das informações de *feedback* proprioceptivo advindas de vias aferentes (Erni e Dietz, 2001; Marigold e Patla, 2002). Essas deficiências relacionadas à idade resultam numa possível redução da capacidade adaptativa na população idosa. Além disso, as deficiências provenientes da informação sensorial aferente afetam tanto os ajustes reativos (dependentes de *feedback*) quanto os preditivos durante a locomoção, na medida em que essas informações são importantes para o planejamento e execução adequados dos movimentos projetados.

A maioria das quedas em idosos acontece durante a marcha após perturbações súbitas, resultando em tropeços ou escorregões. Dados preliminares de nosso grupo de pesquisa (ainda não publicados) mostraram que as respostas adaptativas dos componentes de estabilidade dinâmica, induzidas durante perturbações repetidas na marcha, estariam presentes em indivíduos idosos. Esses achados sugerem que essas capacidades adaptativas podem ser modificadas e potencializadas por meio de atividades que estimulem a utilização dos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica.

Levando em consideração as observações descritas, este estudo teve como objetivos a) avaliar se os idosos mantêm a capacidade de incorporação e processamento de informações reativas sensoriais, a fim de adaptar os mecanismos envolvidos com o controle da estabilidade dinâmica a uma perturbação inesperada durante a locomoção e b) verificar se o treinamento por 14 semanas no mini trampolim, com exercícios que buscam enfatizar a utilização dos mecanismos responsáveis pela

manutenção da estabilidade, podem potencializar esses efeitos adaptativos melhorando a reação diante de perturbações inesperadas.

As hipóteses para esse estudo são de que os idosos serão capazes de utilizar as informações proprioceptivas para se adaptarem a perturbação, gerando reações preditivas ao longo do protocolo. Além disso, espera-se que o programa de treinamento por 14 semanas no mini trampolim, ao enfatizarem a prática de exercícios que requerem a utilização dos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, aumentem a capacidade de adaptação ao teste gerando reações mais eficazes frente à perturbação inesperada.

## **3.2 Materiais e Métodos**

### *3.2.1 Desenho experimental*

Vinte e dois sujeitos idosos ( $67 \pm 4$  anos) com massas corporais de  $76,7 \pm 3$  Kg participaram do estudo após assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Alemã de Esportes de Colônia (Alemanha). Indivíduos com altos níveis de atividade física, praticantes de modalidades esportivas regulares ou de alto rendimento, portadores de deficiências neurológicas ou ortopédicas onde a prática de atividade física fosse desaconselhada, foram excluídos da amostra.

Para a realização do teste de adaptação na locomoção (também chamado de teste de adaptação da marcha), os sujeitos eram instruídos a andar normalmente sobre uma plataforma de madeira de 15 m de comprimento por 1 m de largura. A velocidade de caminhada era monitorada por sensores infravermelhos ao longo da plataforma de caminhada e deveria ser mantida entre 1,3 e 1,4 m/s. Um bastão posicionado sempre a



frente dos sujeitos e acoplado a um sistema móvel que acompanhava toda a extensão da plataforma de madeira era acionado no início da tarefa, auxiliando os sujeitos a manter a velocidade de caminhada pretendida.

A plataforma de madeira de 15 m de comprimento possuía um vão oculto por uma cobertura de tecido rente ao solo e situada exatamente no meio do trajeto da plataforma. Esse vão podia ser preenchido por elementos móveis. Existiam dois tipos de elementos móveis com exatamente as mesmas dimensões e capazes de preencher perfeitamente o vão da plataforma de madeira. De acordo o protocolo de execução do teste, os elementos podiam ser rapidamente alternados sem o conhecimento prévio dos participantes, possibilitando tornar a superfície do vão estável (elemento duro, construído com madeira) ou instável (elemento mole, construído sobre duas faces de EVA de 2 cm espessura, preenchido internamente por 2 espumas com densidades 33 e 28, respectivamente e 15 cm de espessura cada).

O protocolo de caminhadas era composto por 19 tentativas. Em cada tentativa o sujeito era instruído a caminhar ao longo de toda a extensão da plataforma de madeira. O protocolo era composto por três tentativas iniciais em superfície estável (padrão) para determinar a linha de base, nove tentativas as quais era realizada a fase de adaptação à caminhada, sete tentativas em superfície estável (para readaptação a superfície estável) e uma última tentativa em superfície instável (Figura 4). A primeira tentativa da fase de adaptação incluía uma perturbação inesperada causada pela superfície instável do elemento mole posicionado na plataforma de madeira. Essa tentativa inesperada foi usada para detectar elementos relacionados com a resposta mediada por *feedback* proprioceptivo, já que os sujeitos não eram capazes de antecipar comportamentos adaptativos na primeira perturbação inesperada (I1), mas apenas reagir frente ao estímulo inesperado visando restabelecer o equilíbrio postural.

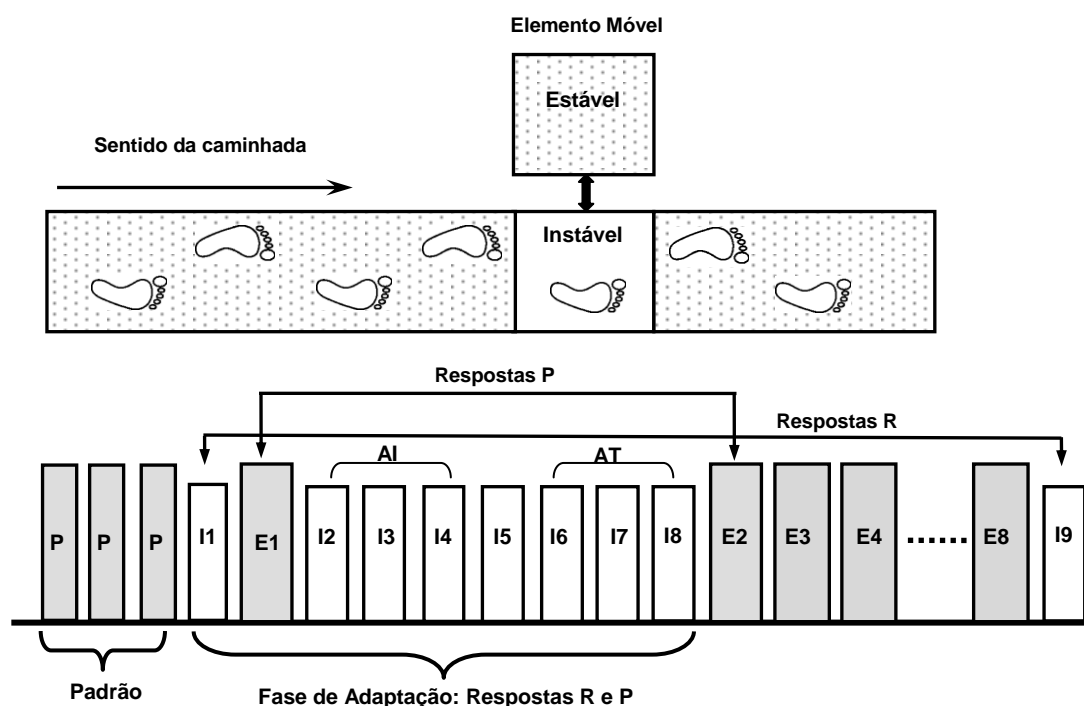


Figura 4 – Protocolo do teste de adaptação na locomoção utilizado no estudo. Padrão, tentativas realizadas para identificar o comportamento padrão da locomoção; I1, primeira tentativa com elemento instável; E1, primeira tentativa com elemento estável; AI, adaptação inicial; AT, adaptação tardia; Respostas P, respostas preditivas; Respostas R, respostas reativas ou aquelas predominantemente dependentes de *feedback* proprioceptivo.

### 3.2.2 Quantificação do controle de estabilidade dinâmica

As forças de reação do solo nos passos que precederam e sucederam o contato com o elemento móvel, posicionado no meio da plataforma onde era realizada a caminhada, foram coletadas com frequência de amostragem de 1080Hz por meio de duas plataformas de força Kistler (60 x 90 cm, Kistler, Winterthur, Switzerland).

O membro que faz o contato com o solo sobre o elemento móvel foi denominado como o membro que sofreu a perturbação (nos casos em que o elemento móvel era

instável) nos casos onde o elemento móvel era estável esse membro foi denominado como membro responsável pelo primeiro passo.

Já o membro de reação foi o responsável por ajudar o restabelecimento do equilíbrio após o passo em que ocorreu a perturbação (nos casos em que o elemento móvel era instável). Nos casos em que o elemento móvel era estável esse membro foi denominado como membro responsável pelo segundo passo.

Durante a coleta de dados o sistema de análise do movimento VICON (modelo 624, Oxford, Reino Unido) foi utilizado. Os dados cinemáticos foram adquiridos por 14 câmeras de infravermelho sincronizadas (modelo FX-40, Vicon, Oxford, Reino Unido; frequência = 120 Hz). Vinte e um marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) foram usados para determinar um modelo biomecânico para a análise cinemática do corpo. Os marcadores foram posicionados estrategicamente, tornando possível a representação dos segmentos corporais dos sujeitos (i.e. nos pés, pernas e coxas direitos e esquerdos, além da pelve, tórax, mãos, braços e antebraços direito e esquerdo, coluna cervical e na cabeça), possibilitando gravar a cinemática do corpo todo durante o movimento (Karamanidis *et al.*, 2008). As trajetórias percorridas pelos marcadores reflexivos foram filtradas, por meio da rotina *Woltring* de filtragem (Woltring, 1986). Um modelo de corpo inteiro baseado na técnica *Plug-In-Gait* (Dempster *et al.*, 1959) foi utilizado juntamente com dados fornecidos por Zatsiorsky e Selujanov (1983) para o cálculo das massas e momentos de inércia de todos os segmentos corporais (Zatsiorsky e Selujanov, 1983).

Na tentativa de se reconhecer tanto as respostas preditivas bem como as reativas (aquelas predominantemente mediadas por *feedback* proprioceptivo) durante a análise do controle postural dinâmico, o conceito conhecido como “margem de estabilidade” formulado por Hof *et al.* (Hof *et al.*, 2005) foi utilizado. A margem de

estabilidade foi calculada conforme a descrição de Hof et al. (Hof *et al.*, 2005) com a utilização da expressão a seguir:

$$b_x = BS_{Lim.} - X_{CM}$$

Onde  $b_x$  é a margem de estabilidade na direção anteroposterior,  $BS_{Lim.}$  é o limite anterior da base de suporte (i.e. componente horizontal da projeção vertical do limite da BS do membro da reação ou do primeiro passo até o solo) e  $X_{CM}$  é a extrapolação do CM na direção anteroposterior ( $X_{CM} = CM_{Proj.} + \frac{V_{x_{CM}}}{\sqrt{g/l}}$ ), onde,  $CM_{Proj.}$  é o componente horizontal (anteroposterior) da projeção vertical do CM no solo,  $V_{x_{CM}}$  é a velocidade horizontal (anteroposterior) do CM,  $g$  é a aceleração da gravidade terrestre e  $l$  a distância entre o CM e o centro da articulação do tornozelo no plano sagital.

A posição exata dos marcadores reflexivos fixados nos pés, sobre os ossos calcâneos e segundo metatarso, foi registrada em uma folha de papel A3 que continha um esboço individual do contorno dos pés dos sujeitos, de forma a tornar possível o cálculo exato dos limites da base de suporte a partir dos dados cinemáticos. Valores positivos de margem de estabilidade representam uma posição estável do corpo, enquanto valores negativos referem-se a posições que indicam instabilidade, isto é, o corpo necessita reações posturais adicionais para manter o equilíbrio.

A margem de estabilidade foi determinada na direção anteroposterior porque a extrapolação do centro de massa (CM) desloca-se primordialmente no sentido anterior após a perturbação causada pelo elemento instável devido ao aumento da velocidade do CM (Figura 5). Essas variáveis foram utilizadas na quantificação do controle da estabilidade dinâmica durante a marcha, e sua validade já foi demonstrada em outros estudos (Arampatzis *et al.*, 2008; Karamanidis *et al.*, 2008; Mademli *et al.*, 2008). Em cada tentativa do protocolo três momentos foram definidos: a) instante do toque no solo do membro que sofre a perturbação (antes da ocorrência da perturbação ou primeiro

passo), b) instante do apoio no solo do membro responsável pela reação ou segundo passo e c) o instante em que acontece a maior velocidade horizontal do CM após a perturbação (Figura 6).

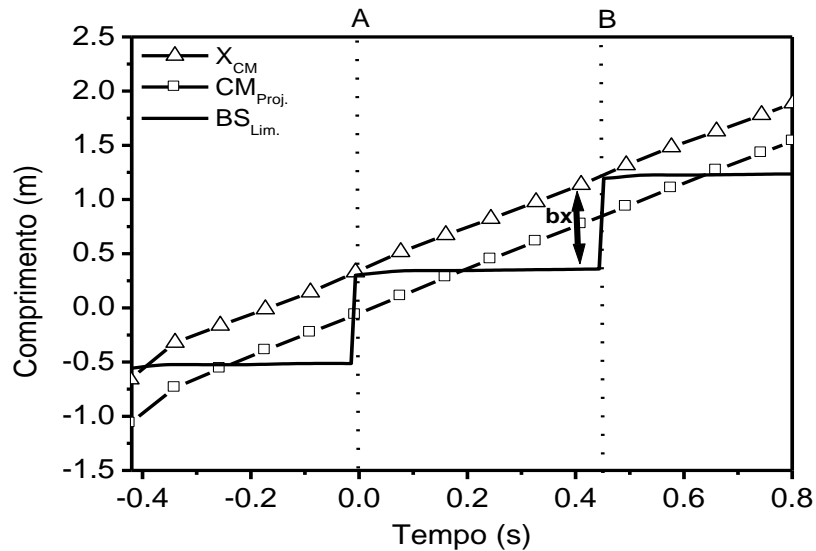


Figura 5 - Parâmetros do controle da estabilidade dinâmica usando o exemplo de uma tentativa padrão. As linhas contínuas representam o comportamento da extrapolação do CM ( $X_{CM}$ ), da projeção vertical do componente horizontal do CM no solo ( $CM_{Proj.}$ ) e dos limites da BS ( $BS_{Lim.}$ ) na direção anteroposterior. A margem de estabilidade ( $bx$ ) instantânea é indicada pela seta que nesse exemplo é negativa. As linhas pontilhadas representam (A) o instante de contato com o solo do membro que sofre a perturbação ou primeiro passo e (B) o instante de contato com o solo do membro responsável pela reação ou segundo passo. O comprimento zero foi estabelecido na margem anterior do elemento móvel.

O instante de maior velocidade horizontal do CM logo após a perturbação ( $V_{max}$ ) foi instituído para mensurar as conseqüências da perturbação a partir da comparação entre as duas situações experimentais (estável e instável), permitindo estimar a intensidade da perturbação oferecida.

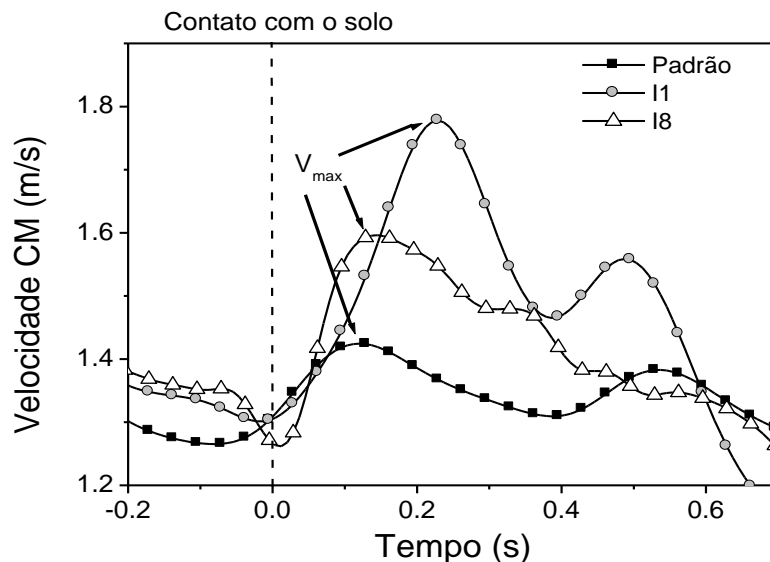


Figura 6 - Velocidade horizontal do CM em uma tentativa padrão, na primeira tentativa instável (I1) e na última tentativa instável da fase de adaptação (I8). O ponto de maior velocidade horizontal do CM após a perturbação no membro da reação ( $V_{max}$ ) foi usado como indicativo das conseqüências imediatas causadas pela perturbação.

### 3.2.3 Treinamento no mini trampolim

Após terem sido submetidos à avaliação inicial, os sujeitos foram treinados por 14 semanas no mini trampolim. Conforme mencionado anteriormente, os exercícios envolveram principalmente a utilização de estratégias relacionadas à manutenção da estabilidade dinâmica. A descrição dos princípios e exercícios realizados pode ser encontrada no capítulo 2 (página 52).

### 3.2.4 Análise estatística

Os valores médios das três tentativas iniciais (Padrão) realizadas sob a superfície estável (elemento estável) foram usadas na análise para estabelecer a magnitude do comportamento normal das reações.

As tentativas realizadas sob a superfície instável I2 a I4 e I6 a I8 da fase de adaptação foram agrupadas para formar os dados representativos das chamadas fase de adaptação inicial (AI) e fase de adaptação tardia (AT), respectivamente. Assim, os grupos de tentativas padrão, adaptação inicial e tardia, bem como os dados da primeira e última tentativas na superfície instável (I1 e I9) e as outras duas em superfície estável (E1 e E2), foram incluídas na análise.

O teste T de *Student* para amostras pareadas foi utilizado para comparar as performances de cada tentativa (ou grupo de tentativas) entre a avaliação inicial e a sua análoga respectiva após o período de treinamento. Foram analisadas as variáveis relativas aos mecanismos responsáveis pela de estabilidade dinâmica (i.e. margem de estabilidade, limites da base de suporte, posição da extrapolação do centro de massa, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM, termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  e instante de maior velocidade horizontal do CM logo após a perturbação), para cada tentativa ou grupo de tentativas.

O teste de Análise de variância para medidas repetidas unifatorial foi utilizado para avaliar as diferenças entre os grupos de tentativas ao longo das avaliações realizadas (inicial e após o período de treinamento) para as variáveis relativas aos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica (i.e. margem de estabilidade, limites da base de suporte, posição da extrapolação do centro de massa, componente horizontal da projeção vertical do CM no solo, velocidade horizontal do CM, termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  e instante de maior velocidade horizontal do CM logo após a perturbação). Nos casos em que foram verificadas diferenças entre as variáveis das diversas tentativas de uma mesma avaliação, o teste *Pós Hoc* de Bonferroni foi usado para discriminar e especificar essas diferenças.

O nível de significância estatística em todas as comparações foi mantido sempre em  $\alpha=0,05$ .

### **3.3 Resultados**

Na tentativa de apresentar os resultados de uma forma mais simples, estes foram divididos em duas partes: a) resultados referentes as tentativas relacionadas às reações preditivas (E1 e E2) e b) resultados referentes às tentativas relacionadas ao comportamento reativo e adaptação inicial e tardia (I1, I9 e AI, AT), respectivamente.

#### *3.3.1 Adaptações das reações preditivas (E1 e E2)*

Na primeira tentativa com o elemento estável (E1) que sucedeu a primeira perturbação inesperada (I1), a margem de estabilidade aumentou no momento do apoio do membro responsável pelo primeiro passo, tanto antes quanto após o treinamento quando comparado aos valores padrão ( $p=0,02$  e  $p=0,021$ , respectivamente) (Figura 7). Isso significa que, tanto antes quanto após o treinamento, os participantes mostraram rápida adaptação imediata e, portanto, respostas preditivas adaptativas após a primeira experiência de perturbação inesperada. Os dados mostram ainda que essa adaptação foi mais pronunciada após o período de treinamento (margem de estabilidade menos negativa; Figura 7).

No momento do contato com o solo do membro responsável pelo primeiro passo na primeira tentativa estável (E1) a BS aumentou significativamente com relação ao padrão nas avaliações pré e pós treinamento ( $p=0,021$  e  $p=0,04$ , respectivamente). Após o treinamento, no entanto, o aumento da BS durante a tentativa E1 foi significativamente maior quando comparado a avaliação inicial ( $p<0,042$ ; Figura 7).



Ainda na tentativa E1, verifica-se que a extrapolação do CM e a projeção horizontal do CM no momento de contato com o solo do membro responsável pelo primeiro passo diminuíram de forma similar em ambas as avaliações quando comparadas ao padrão (posição mais posteriorizada da projeção do CM em relação ao limite anterior da BS), já a velocidade horizontal do CM e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$ , permaneceram inalterados. (Tabela 4).

Na segunda tentativa com superfície estável (E2), por outro lado, ocorreu aumento da BS, diminuição da extrapolação do CM e da projeção do CM com relação ao valor padrão apenas na avaliação realizada após o treinamento (Tabela 4). Nenhuma outra diferença foi encontrada nos componentes responsáveis pela estabilidade dinâmica (Tabela 4).

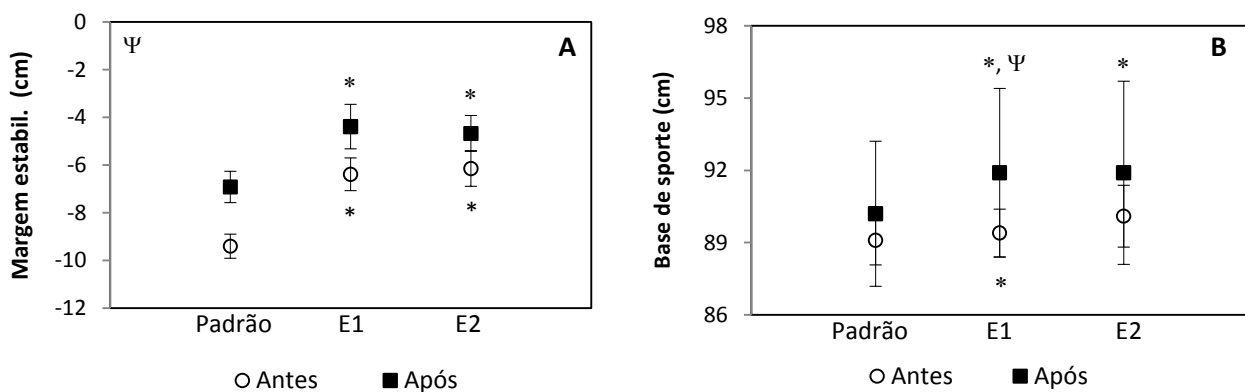


Figura 7 - Média e erro padrão da margem de estabilidade (A) e limites da base de suporte (B) do membro que sofreu a perturbação antes e após o período de treinamento no mini trampolim. Os asteriscos (\*) representam diferença significativa com relação ao padrão, o símbolo ( $\Psi$ ) representa que houve diferença significativa entre a avaliação inicial e final, sendo que em (A) isso aconteceu em todas as tentativas ( $p < 0,05$ ).

Tabela 4 - Parâmetros da estabilidade dinâmica durante o teste de adaptação da marcha para as tentativas padrão, E1 e E2.

	Padrão		E1		E2	
	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após
BS <sub>Lim.</sub> [cm]	89,1±4,9	90,2±5,9	89,4±4,0*	91,9±5,8*, <sup>Ψ</sup>	90,1±6,0	91,9±6,5*
X <sub>CM</sub> [cm]	98,5±4,5	97,1±5,4	95,8±6,1*	96,3±6,3*	96,3±5,3	96,4±5,8*
CM <sub>Proj.</sub> [cm]	38,9±3,2	37,7±0,03	37,1±3,3*	37,3±3,6*	36,9±3,3	36,8±4,0*
V <sub>xCM</sub> [m/s]	1,3±0,05	1,2±0,05	1,2±0,09	1,2±0,11	1,2±0,08	1,2±0,06
Termo [s <sup>-1</sup> ]	3,2±0,08	3,3±0,10	3,2±0,08	3,2±0,09	3,2±0,08	3,3±0,10
V <sub>max</sub> [m/s]	1,4±0,06	1,4±0,05	1,4±0,11	1,4±0,12	1,4±0,10	1,4±0,08

Média e desvio padrão dos parâmetros de estabilidade dinâmica analisados nas tentativas relacionadas a reações preditivas (E1 e E2) antes e após o treinamento no membro responsável pelo primeiro passo. Limites da BS (BS<sub>Lim.</sub>); extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>); projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>); velocidade horizontal do CM (V<sub>xCM</sub>); termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (Termo) e maior velocidade horizontal do CM após a perturbação (V<sub>max</sub>). Os asteriscos (\*) representam a diferença com relação ao valor padrão, o símbolo (Ψ) representa a diferença entre a avaliação inicial e a avaliação realizada após o treinamento no mini trampolim (p<0,05).

### 3.3.2 Adaptações reativas (I1 e I9) e adaptações inicial e tardia (AI e AT)

#### A) Membro que sofreu a perturbação:

Em ambas as avaliações (inicial e após o treinamento), a margem de estabilidade e os limites da BS aumentaram significativamente tanto na fase de adaptação inicial (pré p=0,015 e pós p=0,037) quanto na tardia (pré p=0,002 e pós p=0,042), quando comparados ao valor padrão (Figura 8). Esse comportamento indica que a razão para o aumento da margem de estabilidade nas adaptações inicial e tardia foi o aumento da BS.

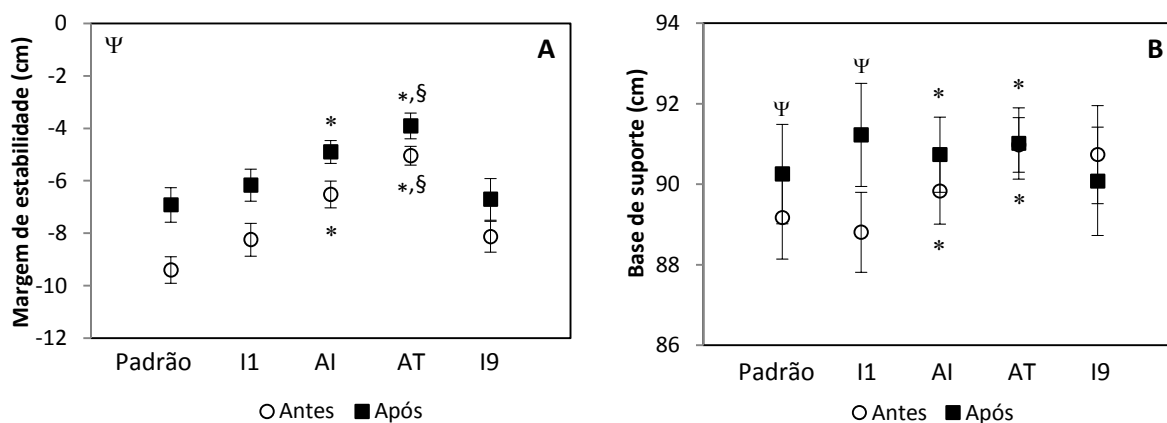


Figura 8 - Média e erro padrão da Margem de estabilidade (A) e dos Limites da BS (B) antes e após o treinamento no mini trampolim no membro que sofreu a perturbação. Os asteriscos (\*) representam as diferenças significativas com relação ao padrão, o símbolo ( $\Psi$ ) representa que houve diferença significativa entre a avaliação inicial e final, sendo que em (A) isso aconteceu em todas as tentativas; e o símbolo (§) representa as diferenças significativas entre a adaptação inicial (AI) e a adaptação tardia (AT) ( $p < 0,05$ ).

A margem de estabilidade aumentou de forma significativa na fase de adaptação tardia (AT) com relação à fase de adaptação inicial (AI) em ambas as avaliações (AI x AT pré  $p=0,01$ ; AI x AT pós  $p=0,001$ ), mostrando que os sujeitos continuavam se adaptando à perturbação ao longo do protocolo. Porém, a magnitude do aumento da margem de estabilidade, tanto na adaptação inicial, quanto na adaptação tardia foi maior após a realização do treinamento (AI pré x pós  $p=0,012$ ; AT pré x pós  $p=0,033$ ).

Tabela 5 - Parâmetros da estabilidade dinâmica durante o teste de adaptação a marcha no membro que sofreu a perturbação durante a avaliação inicial.

	<b>Avaliação inicial</b>				
	<b>Padrão</b>	<b>I1</b>	<b>AI</b>	<b>AT</b>	<b>I9</b>
BS <sub>Lim.</sub> [cm]	89,1±4,9	88,8±4,5	89,8±7,3*	90,9±7,1*	90,7±5,3
X <sub>CM</sub> [cm]	98,5±4,5	97,0±4,7	96,6±7,3	96,6±6,8	98,8±5,3
CM <sub>Proj.</sub> [cm]	38,9±3,2	38,4±3,1	36,8±3,6	37,1±3,1	38,8±3,9
V <sub>XCM</sub> [m/s]	1,3±0,05	1,2±0,07	1,2±0,09	1,2±0,07	1,3±0,08
Termo [s <sup>-1</sup> ]	3,2±0,08	3,2±0,07	3,3±0,08	3,2±0,08	3,2±0,08
V <sub>max</sub> [m/s]	1,4±0,06	1,7±0,12*	1,4±0,11	1,4±0,08	1,6±0,08*

Média e erro padrão dos parâmetros de estabilidade dinâmica analisados no membro que sofreu a perturbação na avaliação inicial. Limites da BS (BS<sub>Lim.</sub>); extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>); projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>); velocidade horizontal do CM (V<sub>XCM</sub>); termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (Termo) e maior velocidade horizontal do CM após a perturbação (V<sub>max</sub>). Os asteriscos representam as diferenças estatisticamente significativas em relação ao valor padrão (p<0,05).

Nas duas avaliações realizadas, a maior velocidade horizontal do CM após a perturbação (V<sub>max</sub>) mostrou o valor mais elevado exatamente após a primeira tentativa quando houve a perturbação inesperada (I1) realizada no início da fase de adaptação (Tabelas 5 e 6) e a última tentativa instável I9. Nas demais tentativas os valores da variável (V<sub>max</sub>) diminuíram, voltando ao nível semelhante àquele encontrado como padrão. Para essa variável não foram identificadas quaisquer diferenças relacionadas ao treinamento, demonstrando que a magnitude da perturbação manteve-se constante ao longo do protocolo em cada uma das avaliações.

Tabela 6 - Parâmetros da estabilidade dinâmica do teste de adaptação da marcha no membro que sofreu a perturbação na avaliação realizada após o treinamento

	Avaliação após o treinamento				
	Padrão	I1	AI	AT	I9
BS <sub>Lim.</sub> [cm]	90,2±5,9	91,2±5,8	90,7±5,8*	91,0±5,8*	90,0±6,3
X <sub>CM</sub> [cm]	97,1±5,4	97,4±5,5	95,6±5,5	94,4±5,1	97,0±5,9
CM <sub>Proj.</sub> [cm]	37,7±0,03	37,8±0,03	36,7±0,04	36,6±0,04	37,0±0,03
V <sub>XCM</sub> [m/s]	1,2±0,05	1,2±0,05	1,3±0,07	1,2±0,10	1,2±0,09
Termo [s <sup>-1</sup> ]	3,3±0,10	3,2±0,09	3,3±0,09	3,2±0,09	3,2±0,09
V <sub>max</sub> [m/s]	1,4±0,05	1,7±0,07*	1,4±0,11	1,4±0,10	1,6±0,07*

Média e erro padrão dos parâmetros de estabilidade dinâmica analisados no membro que sofreu a perturbação na avaliação realizada após o treinamento no mini trampolim. Limites da BS (BS<sub>Lim.</sub>); extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>); projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>); velocidade horizontal do CM (V<sub>XCM</sub>); termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (Termo) e maior velocidade horizontal do CM após a perturbação (V<sub>max</sub>). Os asteriscos representam as diferenças significativas em relação ao valor padrão (p<0,05).

#### B) Membro responsável pela reação:

No passo seguinte à perturbação (toque no solo do membro responsável pela reação) a margem de estabilidade diminuiu na primeira tentativa que aconteceu a perturbação (I1) comparado ao padrão, tanto antes quanto após o treinamento (pré p=0,001 e pós p=0,001). Além disso, também foi verificado o aumento significativo do valor de margem de estabilidade em I1 quando comparamos os momentos antes e após o treinamento (p=0,011), indicando que os participantes possuíam, no instante de contato do membro de reação com o solo (momento da reação), menor situação de instabilidade na tentativa I1 após o treinamento no mini trampolim (Figura 9).

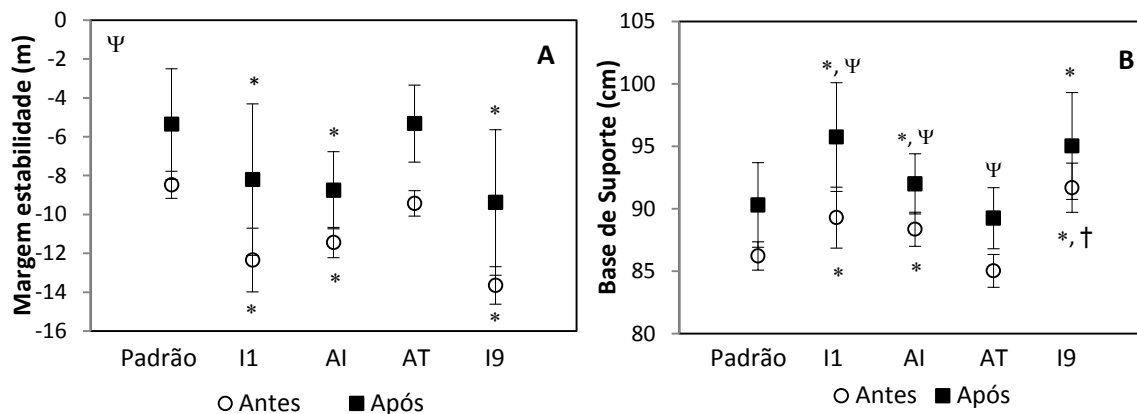


Figura 9 - Média e erro padrão da Margem de estabilidade (A) e dos Limites da BS (B) antes e após o treinamento no mini trampolim no membro responsável pela reação. Os asteriscos (\*) representam as diferenças significativas com relação ao padrão, o símbolo ( $\Psi$ ) representa que houve diferença significativa entre a avaliação inicial e final, sendo que em (A) isso aconteceu em todas as tentativas; e o símbolo ( $\dagger$ ) representa a diferença significativa entre I1 e I9 (em todos os casos  $p < 0,05$ ).

Da mesma forma que em I1, em I9 também ocorreu o mesmo fenômeno de diminuição da margem de estabilidade com relação ao padrão nos dois momentos avaliados (pré  $p < 0,0015$  e pós  $p = 0,01$ ), e após o período de treinamento, a margem de estabilidade foi significativamente menos negativa em I9 (comparando pré e pós), indicando que os sujeitos estavam menos instáveis ( $p = 0,007$ ).

Foram encontrados comportamentos semelhantes em I1 e I9 quanto ao aumento da BS em relação aos valores padrão nas duas avaliações realizadas (I1 pré  $p = 0,028$  e pós  $p = 0,01$ ; I9 pré  $p = 0,001$  e pós  $p = 0,001$ ). Entretanto, na comparação entre as avaliações, apenas em I1 o aumento da BS foi mais pronunciado na avaliação realizada após o treinamento ( $p = 0,013$ ), o que não aconteceu em I9. De qualquer forma, fica evidente o efeito benéfico do treinamento sobre a reação de aumento da BS em I1 frente a uma perturbação inesperada que levou a uma posição mais estável dos sujeitos após o treinamento (Figura 9).

Tabela 7 - Parâmetros da estabilidade dinâmica no teste de adaptação da marcha no membro responsável pela reação à perturbação na avaliação inicial

	<b>Avaliação inicial</b>				
	<b>Padrão</b>	<b>I1</b>	<b>AI</b>	<b>AT</b>	<b>I9</b>
BS <sub>Lim</sub> [cm]	86,2±5,4	89,3±11,5*	88,3±9,0*	85,0±10,4	91,6±9,1*†
X <sub>CM</sub> [cm]	94,5±3,3	101,4±9,1	99,8±6,5*	94,8±8,4	105,3±8,3
CM <sub>Proj</sub> [cm]	35,6±2,5	40,4±5,0	37,3±5,0*	34,7±5,1	40,2±4,8
V <sub>X<sub>CM</sub></sub> [m/s]	1,2±0,04	1,4±0,17	1,3±0,13	1,2±0,11	1,4±0,11
Termo [s <sup>-1</sup> ]	3,3±0,09	3,2±0,08	3,2,0,09	3,2±0,09	3,2±0,09

Média e erro padrão dos parâmetros de estabilidade dinâmica analisados no membro responsável pela reação à perturbação na avaliação inicial. Limites da BS (BS<sub>Lim.</sub>); extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>); projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>); velocidade horizontal do CM (V<sub>X<sub>CM</sub></sub>); e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (Termo). Os asteriscos representam as diferenças significativas em relação ao valor padrão, o símbolo (†) representa a diferença significativa entre I1 e I9 (p<0,05).

Além disso, na avaliação realizada antes do treinamento houve aumento da BS em I9 em relação a I1 (p=0,027), o que não aconteceu após o treinamento. Não foram encontradas quaisquer outras diferenças significativas entre I1 e I9 nas duas avaliações para nenhuma das variáveis de estabilidade analisadas (p>0,05, Figura 9).

Na fase de adaptação inicial (AI), a margem de estabilidade diminuiu significativamente com relação ao valor padrão tanto antes quanto após o treinamento (pré p=0,015 e pós p=0,01). Já na fase de adaptação tardia (AT), a margem de estabilidade voltou a atingir valores similares aos encontrados no padrão (p>0,05). O treinamento, por sua vez, mostrou novamente sua influência sobre a magnitude da variável margem de estabilidade na medida em que os valores para essa variável em AI e AT se mostraram mais elevados após o treinamento (AI pré x pós p=0,012 e AT pré x pós p=0,033) (Figura 9).

Tabela 8 - Parâmetros da estabilidade dinâmica do teste de adaptação da marcha no membro responsável pela reação na avaliação realizada após o treinamento

	<b>Avaliação após o treinamento</b>				
	<b>Padrão</b>	<b>I1</b>	<b>AI</b>	<b>AT</b>	<b>I9</b>
BS <sub>Lim.</sub> [cm]	90,3±16,2	97,7±19,9*	92,0±7,1*	89,2±15,8	95,0±20,0*
X <sub>CM</sub> [cm]	96,2±4,3	105,8±8,9	101,0±6,9*	95,1±7,6	104,8±7,6
CM <sub>Proj.</sub> [cm]	36,0±2,5	40,0±5,8	39,4±5,0*	36,3±5,1	34,7±4,9
V <sub>XCM</sub> [m/s]	1,3±0,05	1,4±0,10	1,3±0,14	1,2±0,12	1,4±0,10
Termo [s <sup>-1</sup> ]	3,3±0,11	3,2±0,10	3,2±0,10	3,2±0,10	3,2±0,10

Média e erro padrão dos parâmetros de estabilidade dinâmica analisados durante o teste da locomoção no membro responsável pela reação à perturbação na avaliação realizada após o treinamento no mini trampolim. Limites da BS (BS<sub>Lim.</sub>); extrapolação do CM (X<sub>CM</sub>); projeção vertical do CM (CM<sub>Proj.</sub>); velocidade horizontal do CM (V<sub>XCM</sub>); e o termo  $\sqrt{\frac{g}{l}}$  (Termo). Os asteriscos representam as diferenças estatisticamente significativas em relação ao valor padrão (p<0,05).

Além disso, pôde ser verificado que tanto antes quanto após o treinamento na fase AI, a base de suporte (pré p=0,039 e pós p=0,031), a extrapolação do CM (pré p=0,046 e pós p=0,049) e a projeção do CM (pré p=0,038 e pós p=0,04) aumentaram com relação ao padrão, mas todas essas variáveis voltaram a diminuir, retornando aos valores similares ao padrão durante a fase AT (p>0,05; Tabelas 7 e 8).

O aumento da BS nas fases AI e AT foi significativo após o período de treinamento (AI pré x pós p=0,012; AT pré x pós p=0,001). Isso demonstra que no momento de realização do passo responsável pela reação os sujeitos eram mais estáveis em ambas as fases de adaptação após o treinamento, e que isso ocorreu justamente devido a maior capacidade de aumento da BS após o treinamento (Figura 9).



### 3.4 Discussão

As evidências do presente estudo demonstram que um programa de treinamento por 14 semanas no mini trampolim altera o comportamento do controle da estabilidade dinâmica de idosos durante as reações que acontecem em meio a perturbações inesperadas no ambiente. O modelo biomecânico adotado permitiu avaliar como os idosos se adaptam após serem expostos repetidamente a uma perturbação. Além disso, também foi possível avaliar a capacidade de integração e transferência da informação proprioceptiva em ajustes preditivos.

As hipóteses iniciais do estudo eram de que (a) os idosos se mostrariam capazes de adaptar os ajustes do controle postural dinâmico após uma perturbação inesperada ao longo do protocolo de avaliação e (b) que após o treinamento os idosos seriam capazes de melhorar tanto os ajustes posturais mediados por *feedback* proprioceptivo quanto as reações preditivas envolvidas no controle postural dinâmico.

Durante a primeira perturbação inesperada (I1) foi identificado, nas duas avaliações realizadas, o aumento da BS no passo responsável pela reação (Figura 9). Esse aumento da BS aconteceu como resposta ao *feedback* sensorial (reativo), na tentativa de corrigir a estabilidade dinâmica em meio a incoerência entre a situação que era prevista e aquela que estava sendo experimentada. Não obstante, o aumento significativamente maior da BS após o treinamento evidencia que as correções posturais via *feedback* proprioceptivo foram mais eficazes após o treino no mini trampolim, tornando os sujeitos menos instáveis.

O comportamento motor em humanos é consequência da combinação das capacidades do sistema nervoso central e musculoesquelético (Scott, 2004). A redução tanto da capacidade de geração de força dos músculos (Criswell *et al.*, 1997; Frontera *et al.*, 2000b), bem como da capacidade de processamento de informações

aférentes em idosos, já é bem documentada na literatura (Light, 1990) e existem evidências de que o custo dos ajustes posturais é maior em idosos comparado aos adultos jovens devido a maior necessidade de processamento cognitivo presente nos idosos (Teasdale *et al.*, 1993). Além disso, a velocidade de contração muscular reduzida com a idade é outro fator conhecido e que pode alterar a capacidade de execução de correções posturais rápidas nos idosos.

A atividade física regular, no entanto, tem mostrado resultados encorajadores na tentativa de reduzir as limitações dos sistemas causados pelo envelhecimento (Karamanidis e Arampatzis, 2007b). O ganho de força, agilidade e capacidade de processamento central decorrente de programas de treinamento físico poderia, portanto, contrabalançar a redução da efetividade dos sistemas que ocorre nos idosos. Além disso, o treino dos mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, desenvolvido aqui por meio de exercícios no mini trampolim, poderia promover a melhora do desempenho específica das respostas envolvidas em reações de estabilidade a uma perturbação inesperada (Hsiao-Wecksler e Robinovitch, 2007; Arampatzis *et al.*, 2008).

Portanto, parece razoável sugerir que o treinamento tenha produzido efeitos importantes sobre as capacidades neuromusculares que foram capazes de modificar os resultados do teste referentes à efetividade das correções mediadas por *feedback* proprioceptivo (margem de estabilidade em I1 e I9) quando comparamos a avaliação inicial com aquela realizada após o treinamento (Figura 9). Entretanto, fica difícil diferenciar e quantificar a capacidade de contribuição exercida pelo sistema muscular e pelo sistema de processamento de informações somente pelas diferenças mensuradas nas variáveis relativas ao controle postural.

Após uma perturbação súbita, um desafio iminente do sistema nervoso central é executar uma correção postural bem sucedida por meio da seleção de planos motores que incluem os mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica. Contudo, a efetividade das correções baseadas em *feedback* proprioceptivo pode ser afetada pela magnitude da perturbação.

Os dados mostraram que a máxima velocidade horizontal do CM após a perturbação ( $V_{max}$ ) não foi alterada pelo treinamento (comparação entre as avaliações inicial e após o treinamento) e também não mostrou diferenças entre as tentativas, exceto em I1 e I9. Isso demonstra que efeitos encontrados nas correções posturais intermediadas por *feedback* proprioceptivo ao longo do protocolo não ocorreram devido a heterogeneidade da magnitude do distúrbio provocado durante a locomoção.

O comportamento das variáveis estudadas foi semelhante em I1 e I9. Na verdade, esse comportamento não chega a ser estranho, uma vez que ambas tentativas representam essencialmente a capacidade de reação intermediada por mecanismos reativos proprioceptivos. Entretanto, era esperado também que o parâmetro relacionado à capacidade reativa em I9 (margem de estabilidade) mostrasse vantagem com relação a performance obtida em I1 por conta das experiências anteriores realizadas no protocolo. Mas os dados revelam que isso não ocorreu.

Já o aumento significativo da BS entre I1 e I9 na avaliação inicial (Figura 9) demonstra que os sujeitos continuaram se adaptando em I9. Entretanto, isso não aconteceu após o treinamento, e os parâmetros avaliados em I1 apresentaram amplitudes semelhantes a I9, possivelmente porque após o treinamento os sujeitos já demonstraram reações bem mais eficazes na tentativa I1, e seria desnecessário o aumento da BS em I9 além do nível atingido em I1.

Na primeira perturbação inesperada as correções posturais para manutenção da estabilidade dinâmica foram realizadas essencialmente pela ação de *feedback* proprioceptivo ao mesmo tempo em que a tarefa reacional era executada. Na tentativa seguinte (E1) foram utilizadas experiências da primeira perturbação, o que resultou em um aumento da margem de estabilidade (posição mais estável) devido a uma reação preditiva do sujeito no instante em que o membro do primeiro passo tocou o solo (Figura 7). O aumento da margem de estabilidade ocorreu devido ao aumento da BS, estratégia usada pelos sujeitos no momento do passo que sofreu a perturbação. O treinamento, por sua vez, intensificou esse fenômeno, mostrando que os sujeitos adaptavam-se mais pronunciadamente nessa tentativa que exigia uma reação preditiva.

Em E2 (tentativa semelhante a E1, porém após a fase de adaptação a instabilidade) esse fenômeno continuou ocorrendo para a variável margem de estabilidade, demonstrando que os sujeitos permaneciam adaptados (Figura 7).

O aumento da estabilidade ao longo das fases de adaptação inicial (AI) e tardia (AT) mostrou que os sujeitos eram capazes de se adaptar também em relação à superfície instável (i.e. aumento da margem de estabilidade antes do efetivo início da perturbação) com objetivo de reduzir as conseqüências iminentes da perturbação que era esperada (Figura 8).

A margem de estabilidade no instante em que o membro responsável pela reação toca o solo permanece inalterada na fase AI quando comparada à primeira perturbação inesperada I1 (igualmente instável), e aumenta retornando ao nível padrão na fase AT (Figura 9). Esses achados aconteceram nas duas avaliações realizadas e demonstram que os ajustes preditivos presentes na adaptação tardia são incorporados a partir das respostas motoras inicialmente adquiridas por *feedback*

proprioceptivo na tentativa I1 e na fase AI. Além disso, esses dados indicam que o aprendizado aconteceu pela transferência de ajustes reativos (mediados por *feedback*) em preditivos em função das perturbações que ocorriam ao longo do protocolo do teste de adaptação da marcha.

A melhora na variável margem de estabilidade ocorrida no protocolo de caminhada devido a ajustes posturais preditivos aconteceu muito rapidamente (já a primeira tentativa do protocolo com superfície estável E1, após a primeira perturbação, mostrou efeitos adaptativos imediatos), e esse comportamento não foi determinado pelo treinamento, pois aconteceu desde a avaliação inicial.

A melhora ocorrida pela incorporação de ajustes motores mais complexos e demorados (i.e. após a perturbação) para a correção do estado de estabilidade foi identificada em ambas as avaliações, apesar de ser mais evidente após o treinamento. Assim, pode-se afirmar que o potencial de ajuste do controle da estabilidade postural dinâmica por meio de adaptações sensoriomotoras não esteve reduzido nos idosos avaliados. No entanto, o treinamento aumentou a capacidade de adaptação e reação a perturbações inesperadas, devido principalmente à modificação ocorrida na variável limite da base de suporte (i.e. aumento da base de suporte antes e após a perturbação).

É importante ainda citar a melhora de estabilidade ocorrida também nas tentativas utilizadas como padrão. Esse dado demonstra novamente evidências de que os sujeitos eram naturalmente mais estáveis após o período de 14 semanas de treinamento no mini trampolim (Figuras 8 e 9).

De forma geral, os dados demonstraram que (a) as deficiências generalizadas dos sistemas que surgem com o processo de envelhecimento não inibem a capacidade de melhora e adaptação do controle de estabilidade dinâmica e (b) após o período de

treinamento por 14 semanas no mini trampolim, foram observadas melhoras significativas relacionadas aos componentes do controle da estabilidade dinâmica após uma perturbação inesperada ocorrida durante o teste de adaptação da marcha. Essas evidências podem ser muito importantes na melhora da qualidade de vida da população idosa.

A reduzida capacidade de controle da estabilidade dinâmica em idosos após um evento que causa uma perturbação inesperada na marcha, aumenta dramaticamente a propensão a quedas em idosos durante as atividades de vida diária. No entanto, a atividade física mostrou ser capaz de melhorar as capacidades reativas e o processo de adaptação a essas perturbações em idosos, demonstrando que a capacidade de adaptação não foi perdida e que a manutenção de programas de atividade física adequados pode impactar de forma positiva a capacidade do controle postural dinâmico, diminuindo a possibilidade de queda e aumentando significativamente a estabilidade postural após tropeços e escorregões que acontecem freqüentemente durante a locomoção nos idosos.

### **3.5 Conclusão**

Esse estudo trouxe evidências que permitem concluir:

- a) No protocolo de teste de locomoção os idosos mostraram preservação da capacidade de adaptação a perturbações inesperadas por meio de incorporação e adaptação das reações mediadas por *feedback* proprioceptivo e reações preditivas.
- b) O treinamento por 14 semanas no mini trampolim mostrou-se eficaz em melhorar as capacidades das reações preditivas e reativas melhorando a estabilidade dinâmica dos idosos durante uma perturbação inesperada.

## Capítulo IV

### **Os efeitos do treinamento no mini trampolim sobre a força dos membros inferiores e a capacidade de exploração da base de suporte em deslocamento anterior**

#### **4.1 Introdução**

A capacidade de manutenção do controle postural e da independência funcional está entre os grandes desafios de sujeitos que atingem a terceira idade. A alta propensão a quedas em idosos é fruto de uma série de deficiências cumulativas decorrentes do envelhecimento e que invariavelmente atingem estas capacidades (Baker e Harvey, 1985).

Na tentativa de graduar e controlar as deficiências que surgem com a idade avançada, é comum na avaliação clínica do idoso a realização de testes capazes de mensurar e identificar fatores de risco importantes relacionados a quedas e a funcionalidade. Exemplo de uma dessas ferramentas de avaliação é a tarefa conhecida como Teste de Alongamento Funcional (TAF)(Duncan *et al.*, 1992).

O TAF utiliza uma filosofia clínica simples na tentativa de avaliar indiretamente variáveis biomecânicas envolvidas na capacidade de deslocamento do CP e CM do corpo sem que haja alteração dos limites da base de suporte, isto é, avaliar, por exemplo, a capacidade máxima de deslocamento anterior do centro de pressão em relação a uma base de suporte estática, que, nesse caso, delimita o limite de estabilidade do corpo.

Dados da literatura demonstram que os limites de deslocamento anterior do corpo aumentam paralelamente ao aumento da capacidade de controle postural e do pico de torque dos grupos musculares dos membros inferiores responsáveis pela sustentação do corpo (Behrman *et al.*, 2002). O bom desempenho nesse tipo de teste indica baixo risco de quedas e independência funcional durante as atividades de vida diária (Behrman *et al.*, 2002).

Para alguns pesquisadores, a fraqueza muscular encontrada em idosos, particularmente nos membros inferiores, tem sido considerada um dos fatores principais que contribui com o aumento da fragilidade e da capacidade de manutenção do controle postural, tornando-os mais propensos às quedas (Province *et al.*, 1995; Wolfson *et al.*, 1995). Dentre todas as adaptações que o corpo sofre com a idade, a perda de força muscular merece destaque, pois está entre as mais estudadas e relevantes.

Pesquisas longitudinais forneceram dados importantes em relação à taxa do declínio da força com o envelhecimento. Kalmann *et al.* (1999), por exemplo, analisaram a capacidade de produção de força de 847 indivíduos entre 20 e 100 anos, e relataram que há naturalmente um aumento na capacidade de produção de força até a quarta década de vida, após o que há um declínio, sendo que, pela nona década de vida, a força diminui em média 37% em relação aos indivíduos de 20 anos de idade.

Tais reduções da capacidade de geração de força por parte do músculo esquelético, associadas ao envelhecimento biológico, são creditadas, grandemente, à perda de massa muscular ou sarcopenia (Narici *et al.*, 2003; Frontera, 2006). A prevalência da sarcopenia é de aproximadamente 25% em indivíduos com 65 anos ou mais e aumenta para em torno de 30 a 50% naqueles com 80 anos ou mais. O gênero parece afetar de forma importante a sarcopenia, onde os homens parecem



experimentalmente o dobro de perda de massa muscular quando comparados às mulheres (Iannuzzi-Sucich *et al.*, 2002).

Esses fatos reforçam a idéia de que a estimulação do músculo esquelético durante o envelhecimento representa uma importante abordagem não-farmacológica no manejo de idosos acometidos por sarcopenia e fraqueza muscular. Neste sentido, diversas evidências têm demonstrado a efetividade de atividades físicas na melhora de parâmetros estruturais e funcionais do músculo esquelético de idosos (Reeves *et al.*, 2004a; b).

São comuns estudos buscando enfatizar o papel do treinamento de força e resistência na melhora das variáveis biomecânicas envolvidas no equilíbrio. Apesar das ressalvas existentes na literatura, esses estudos sugerem que a força é um componente decisivo para a melhora do controle postural (Wolfson *et al.*, 1993; Wolfson *et al.*, 1995; Wolfson *et al.*, 1996; Wu, 2002; Hess e Woollacott, 2005).

Por outro lado, treinamentos que envolvam atividades dinâmicas, mas não necessariamente relacionadas ao aumento de força dos membros inferiores, também podem ser eficazes para a melhora das condições de funcionalidade e equilíbrio em idosos. Na verdade, o princípio envolvido com o treinamento de mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica tem ganhado força e vem sendo sugerido como o mais adequado para manutenção da estabilidade postural e funcionalidade dos idosos (Hof, 2007; Hsiao-Weckslers e Robinovitch, 2007; Arampatzis *et al.*, 2008).

Nesse estudo pretende-se identificar se um treinamento realizado por 14 semanas em mini-trampolim, baseado em movimentos relacionados à manutenção da estabilidade dinâmica, pode contribuir com o desempenho no teste de deslocamento anterior, examinando ainda os efeitos desse treinamento sobre o pico de torque

isométrico máximo dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo.

Apesar do treinamento proposto por meio do mini trampolim ter sido formulado para estimular os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica, as hipóteses para esse estudo são de que haverá aumento no torque muscular dos grupos musculares extensor do quadril e flexor plantar do tornozelo em função da demanda dos exercícios realizados, que requerem basicamente movimentos relacionados aos membros inferiores durante o salto. Além disso, espera-se haja correlação entre o torque muscular e o teste de deslocamento máximo anterior e que, portanto, o aumento do torque poderá melhorar o desempenho do teste de controle postural estático em deslocamento anterior máximo.

## **4.2 Materiais e Métodos:**

### *4.2.1 Delineamento experimental*

Vinte e dois voluntários idosos ( $67 \pm 4$  anos) foram selecionados para a realização desse estudo os quais foram avaliados em dois momentos: (1) no início do estudo, previamente ao treinamento e (2) após 14 semanas de treinamento no mini-trampolim. Todo o procedimento de coleta de dados foi desenvolvido no Laboratório do Instituto de Biomecânica e Ortopedia da Universidade Alemã de Esportes de Colônia (Alemanha).

Indivíduos com altos níveis de atividade física, praticantes de modalidades esportivas regulares ou de alto desempenho, portadores de deficiências neurológicas ou ortopédicas onde a prática de atividade física fosse desaconselhada foram excluídos da amostra. Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido previamente

aprovado junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da referida universidade alemã, os sujeitos foram encaminhados para a avaliação.

#### *4.2.2 Teste de deslocamento anterior*

Os participantes foram inicialmente posicionados em pé sobre uma plataforma de força (60 cm x 90 cm, Kistler, Winterhur, Suíça) com a distância entre os pés controlada em 15 cm. Em seguida, os sujeitos foram encorajados a fazer o movimento de máximo deslocamento corporal anterior sem que houvesse qualquer alteração da posição dos pés (base de suporte). Além disso, os sujeitos eram instruídos a permanecer na posição de máximo deslocamento anterior por aproximadamente três segundos, após o que eram autorizados a restabelecer a postura original. Para melhor compreensão do teste por parte dos sujeitos, o comando verbal utilizado durante o processo de anteriorização do corpo era para que os sujeitos deslocassem o máximo possível o corpo para frente, fazendo com que o peso corporal fosse percebido no limite máximo da ponta dos pés. A flexão do quadril associada à tarefa solicitada foi tolerada e a análise visual de todo o movimento durante a realização do teste foi controlada por um membro da equipe responsável pela aplicação do teste, garantindo a perfeita execução da tarefa.

O teste consistia de três movimentos de anteriorização do corpo intervalados por aproximadamente um minuto. Previamente a realização do teste, os sujeitos eram ainda submetidos a uma familiarização da tarefa, onde deveriam executá-la por duas vezes.

Para o monitoramento dos limites anteriores da base de suporte, foi utilizado um sistema de análise cinemática de cinco câmeras infravermelho VICON (modelo FX-

40 Oxford, Reino Unido) operando a 120 Hz. Doze marcadores reflexivos auto-adesivos circulares de 5 mm de diâmetro (seis em cada pé), foram posicionados em pontos anatômicos chave (extremidades anterior e posterior e bordas lateral e medial dos pés), tornando possível a representação de toda a base de suporte com seus contornos mediais, laterais e seus limites anterior e posterior. O software VICON NEXUS® (Vicon, Oxford, Reino Unido) foi utilizado durante as coletas de dados integrando todo o sistema de coleta de dados cinemáticos com os sinais analógicos das forças de reação do solo. Além disso, a plataforma de força foi utilizada para o monitoramento da posição do CP, operando com uma frequência de amostragem de 120 Hz.

Apesar da solicitação para que os indivíduos não alterassem a posição da BS durante o deslocamento anterior, os dados cinemáticos prévios claramente evidenciaram pequenos movimentos da BS inerentes a realização da tarefa. Durante a análise dos dados, foram pareados os sinais de limite anterior da BS com os sinais de deslocamento anterior do CP. Esse procedimento permitiu o cálculo da diferença instantânea entre os dois sinais no sentido do deslocamento anterior ao longo de toda execução da tarefa. Após a análise dos sinais nas três coletas de dados realizadas, foi identificado o ponto no tempo onde ocorria a menor diferença entre eles, isto é, menor valor para a expressão BS-CP. Esse valor identifica o ponto em que o deslocamento anterior do CP está mais próximo ao limite anterior da BS (Figura 10).

#### *4.2.3 Avaliação do pico de torque isométrico*

Os testes de torque foram realizados em um dinamômetro isocinético (Biodex System 3 Pro, Shirley, EUA), sempre no membro inferior esquerdo dos sujeitos. Antes de cada teste, o eixo de rotação do dinamômetro foi cuidadosamente alinhado com o eixo da articulação. Durante as contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI), no

entanto, os eixos eram claramente deslocados um do outro, e o realinhamento foi posteriormente realizado por meio de dados cinemáticos. O eixo de rotação da articulação foi definido como sendo paralelo ao eixo do dinamômetro e passando pelo centro da linha imaginária que unia os dois maléolos (para a articulação do tornozelo) ou pelo centro da linha imaginária entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur (para a articulação do joelho). Os dados cinemáticos foram coletados usando o sistema de análise do movimento (Vicon 624, Oxford, Reino Unido) composto por 13 câmeras de infravermelho VICON (modelo FX-40 Oxford, Reino Unido), operando em uma frequência de 120 Hz.

Para a coleta de dados de torque do grupo muscular extensor de joelho foram utilizados nove marcadores reflexivos esféricos de 14 mm de diâmetro fixados nos maléolos medial e lateral, epicôndilos lateral e medial, região ântero-superior da espinha ilíaca, e trocânter femoral. Além disso, três marcadores foram posicionados no braço do dinamômetro de forma a tornar possível a definição do seu eixo de rotação e braço de alavanca do movimento.

Para as coletas de dados envolvendo os flexores plantares de tornozelo foi utilizado um total de 11 marcadores reflexivos similares aos anteriores e fixados na tuberosidade calcânea, maléolos lateral e medial, epicôndilos lateral e medial do fêmur, trocânter femoral e ainda no ponto mais anterior de uma palmilha utilizada para captação da pressão plantar (vide descrição abaixo), no eixo de rotação do dinamômetro e dois marcadores na plataforma de sustentação do pé que definiam a linha de aplicação de força.

O torque coletado pelo dinamômetro estava sincronizado com o sistema de análise de movimento e operava com uma taxa de amostragem de 1080 Hz. Para determinação do centro de pressão exercido pelo pé durante a CVMI de flexores plantares do tornozelo, uma palmilha flexível instrumentada (sistema Pedar), capaz de

identificar a distribuição de pressão plantar, foi utilizada (sistema Pedar, Novel GmbH, Alemanha) operando com uma taxa de amostragem de 99 Hz. Esse instrumento permitia a identificação do centro de pressão onde a força era exercida, dado que era fundamental para o cálculo do torque resultante. No momento em que fosse deflagrada a pressão plantar no pé do membro avaliado, o sistema Pedar emitia também um sinal analógico de 5V que era registrado pelo sistema Vicon, possibilitando a sincronização dos sistemas.

A compensação dos momentos relacionados à força gravitacional foi realizada antes do início das CVMI. Os sujeitos eram instruídos a relaxar completamente o seu membro inferior esquerdo. Em seguida, a articulação era passivamente movimentada pelo dinamômetro por toda sua amplitude de movimento em uma velocidade de 5°/sec. Após três ciclos completos de movimento da articulação era iniciada a coleta de dados passivos que compreendia um ciclo completo de movimento. Os dados de movimentos passivos permitiram o cálculo da contribuição que a força da gravidade terrestre exerce sobre os momentos mensurados pelo dinamômetro durante as CVMI's em cada ângulo da amplitude articular. Os momentos coletados pelo dinamômetro durante as CVMI's foram corrigidos, descontando-se esses valores de acordo com descrição anterior (Bobbert e Harlaar, 1993).

Para determinação do pico de torque dos grupos musculares foram realizadas três contrações isométricas voluntárias máximas, na posição de comprimento ótimo do músculo em questão (baseada na relação Força x Comprimento) e as outras duas em posições adjacentes de +5° e -5° em relação à posição de comprimento ótimo. Assim, para os extensores do joelho as contrações foram realizadas com base no ângulo articular de 120°±5° de flexão do joelho (extensão completa do joelho = 180°), e para os flexores plantares do tornozelo a articulação do joelho era mantida em 180° e o tornozelo

posicionado em  $85^{\circ} \pm 5^{\circ}$ , aproximadamente (posição neutra do tornozelo =  $90^{\circ}$ ). Além disso, foram calculados os momentos articulares resultantes de extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo de acordo com metodologia previamente descrita (Arampatzis *et al.*, 2004; Arampatzis *et al.*, 2005).

É comumente relatado na literatura que durante uma contração voluntária máxima, os músculos antagonistas ao movimento pretendido estão ativos e podem influenciar significativamente os momentos articulares mensurados pelo dinamômetro (Maganaris *et al.*, 1998; Magnusson *et al.*, 2001). Com o intuito de mensurar e quantificar a atividade muscular antagonista durante as CVMI's, foram utilizados pares de eletrodos de superfície em configuração bipolar para mensuração da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos antagonistas aos grupos musculares avaliados no dinamômetro, isto é, coleta do sinal EMG dos músculos bíceps femoral e tibial anterior durante a CVMI de extensão do joelho e de flexão plantar do tornozelo, respectivamente. Os sinais de EMG foram adquiridos com taxa de amostragem de 1080 Hz e eram também monitorados e sincronizados juntamente com os sinais cinemáticos no sistema Vicon.

Resumidamente, durante a coleta de dados de flexores plantares do tornozelo, por exemplo, após a análise visual do sinal EMG do músculo tibial anterior gerado durante a CVMI de flexão plantar, duas coletas de dados adicionais eram realizadas no sentido de dorsiflexão do tornozelo, visando: (a) produção de uma contração muscular em dorsiflexão com magnitude de EMG sensivelmente inferior aquela gerada durante as CVMI's em flexão plantar e (b) uma segunda dorsiflexão do tornozelo com magnitude EMG sensivelmente superior aquela gerada durante as CVMI's em flexão plantar.

Baseado em dados anteriores, sabe-se que as amplitudes dessas contrações do músculo tibial anterior variam entre 4-6 Nm e 12-15 Nm, respectivamente. Durante essas

contrações, os sujeitos deveriam manter os níveis de contração pré-definidos por aproximadamente cinco segundos e o *feedback* visual era oferecido aos participantes na tela do computador do dinamômetro.

O mesmo procedimento foi realizado durante as coletas de dados relacionadas ao grupo muscular extensor do joelho, porém dessa vez envolvendo o sinal EMG do músculo bíceps femoral e as duas coletas adicionais envolvendo a flexão de joelho.

Os sinais EMG foram filtrados utilizando filtro passa banda com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. Os sinais de torque gerados pelas contrações antagonistas “a” e “b” foram ajustados por meio uma regressão linear em função dos sinais de EMG. Esse procedimento permitiu a estimativa dos momentos produzidos pelos músculos antagonistas durante a execução da CVMI (forças atuando em sentido oposto ao da CVMI), que foram posteriormente somados aos valores de momentos gerados durante a CVMI.

Os dados cinemáticos e de centro de pressão obtidos pelo sistema Pedar foram interpolados utilizando polinômios de quinta ordem (Engeln-Müllges e Reutter, 1991), permitindo o pareamento direto com os sinais de momento e EMG (1080 Hz).

Os termos torque isométrico voluntário máximo e pico de torque apresentados nos resultados desse estudo referem-se, portanto, ao torque isométrico voluntário máximo resultante, calculados a partir de dados fornecidos por Arampatzis et al. (Arampatzis et al., 2004; Arampatzis et al., 2005), onde já estão descontadas as forças relacionadas ao torque muscular antagonista (também denominado cocontração antagonista) e os momentos gerados em função da ação da força gravitacional terrestre.



#### 4.2.4 O treinamento no mini-trampolim

Após terem sido submetidos à avaliação inicial, os sujeitos foram treinados por 14 semanas no mini trampolim. Conforme mencionado anteriormente, a proposta de treinamento no mini trampolim não era voltada especificamente para treino de força muscular. Os exercícios envolviam principalmente a utilização de estratégias relacionadas à manutenção da estabilidade dinâmica. Toda a descrição dos princípios e exercícios realizados já foi descrita e pode ser encontrada no capítulo 2 desta tese (Página 52).

#### 4.2.5 Análise estatística

O teste T de *Student* pareado para amostras dependentes foi utilizado para identificar possíveis diferenças nas variáveis estudadas entre os dois momentos avaliados (inicial e final), no caso: mínima distância entre o limite da base de suporte e o deslocamento anterior do centro de pressão (mínimo valor BS-CP), pico de torque dos músculos flexores plantares do tornozelo e extensores de joelho, ângulo onde foram produzidos os picos de torque e o valor de torque produzido pela cocontração antagonista à CVMI realizada.

Além disso, foi calculada a variação ocorrida entre as avaliações inicial e final para a variável mínimo valor (BS-CP final - BS-CP inicial), bem como para os dados de torque isométrico máximo (pico de torque final – pico de torque inicial). Esses dados de variação dos resultados (valor da coleta de dados final – valor da coleta de dados inicial) foram utilizados em testes de correlação de Pearson, onde se buscava identificar possíveis correlações entre os resultados obtidos com torque isométrico máximo e o teste de deslocamento anterior. O nível de significância para todas as comparações estatísticas foi mantido em  $\alpha = 0,05$ .

## 4.3 Resultados

### 4.3.1 Teste de deslocamento máximo anterior

Após a realização de 14 semanas de treinamento no mini trampolim, os idosos participantes mostraram menores valores de diferença entre os sinais de BS e CP durante a tarefa de deslocamento máximo no sentido anterior. Enquanto na avaliação inicial a média de distância entre BS e CP era de  $63,3 \pm 11,3$  mm; após as 14 semanas de treinamento no mini trampolim esse valores diminuíram significativamente para  $54,0 \pm 13,7$  mm ( $p=0,001$ ) (Figura 11).

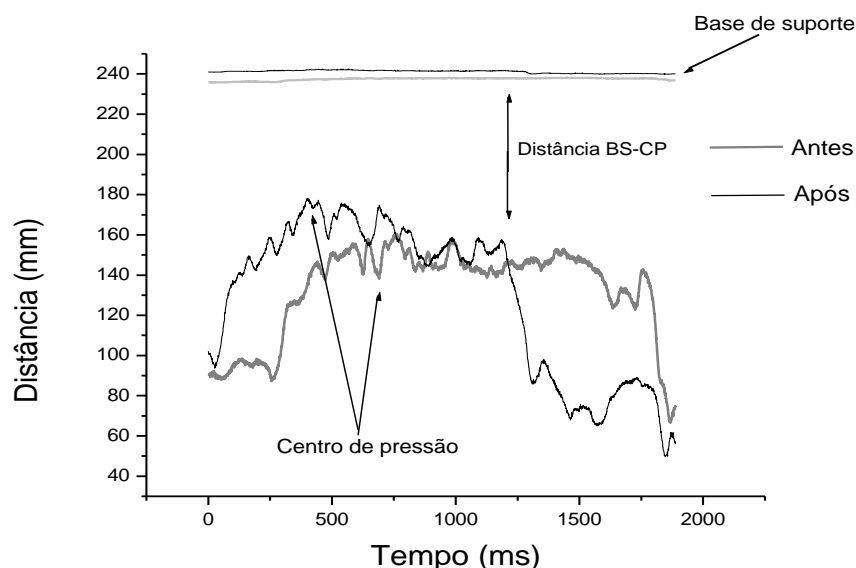


Figura 10 - Representação ilustrativa dos sinais analisados durante o teste de deslocamento anterior máximo (BS e CP). A distância mínima entre o sinal do deslocamento do CP no sentido anterior e a posição da BS foi identificada como resultado do teste. Os sinais em cinza representam a coleta inicial, enquanto que os sinais em preto representam os sinais da avaliação realizada após o período de treinamento.

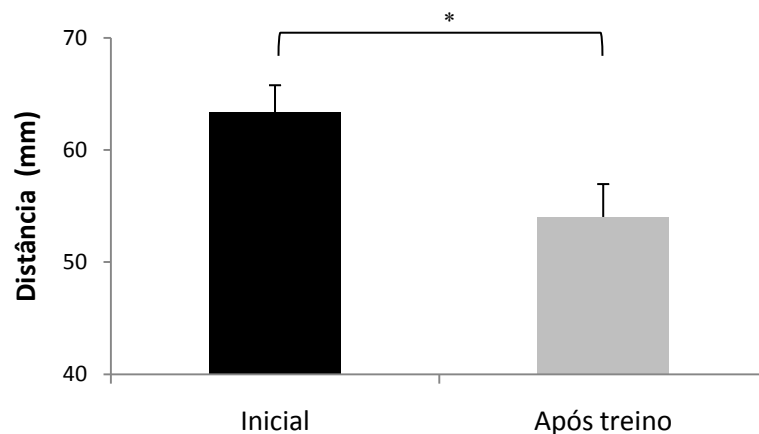


Figura 11- Média e erro padrão da distância BS-CP encontrados na avaliação inicial e após o período de treinamento. A barra com asterisco representa a diferença significativa encontrada ( $p=0,001$ ).

#### 4.3.2 Torque isométrico voluntário máximo

O treinamento por 14 semanas no mini trampolim não alterou o ângulo articular onde foram identificados os picos de torque, tanto para os flexores de joelho quanto para os flexores plantares do tornozelo ( $p>0,05$ ) (Figura 12).

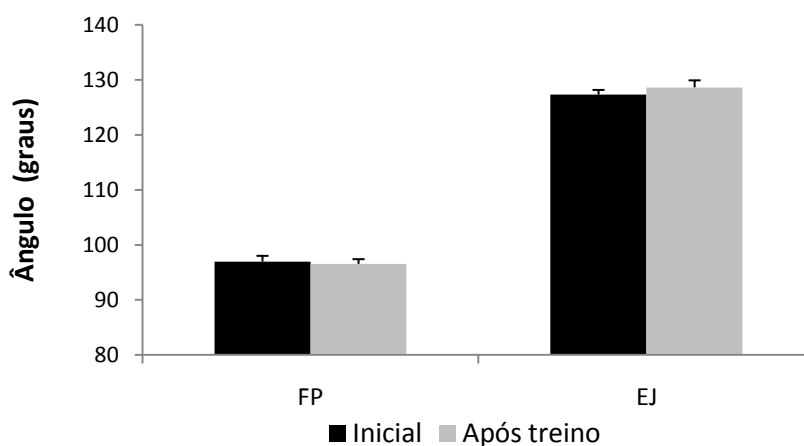


Figura 12 – Média e erro padrão do ângulo articular onde foi identificado o pico de torque dos grupos musculares extensor do joelho (EJ) e flexor plantar do tornozelo (FP) na avaliação inicial e após o treinamento. Não foram encontradas diferenças significativas.

Também não foram encontradas diferenças significativas no pico de torque do grupo muscular extensor do joelho após o treinamento ( $p>0,05$ ); entretanto, o grupo muscular flexor plantar do tornozelo revelou maiores picos de torque após o período de treinamento no mini trampolim ( $p<0,001$ ) (Figura 13).

Além disso, não foram encontradas diferenças significativas após o treinamento no mini trampolim relacionadas ao momento produzido pela cocontração antagonista coletado durante as CVMI's (figura 14).

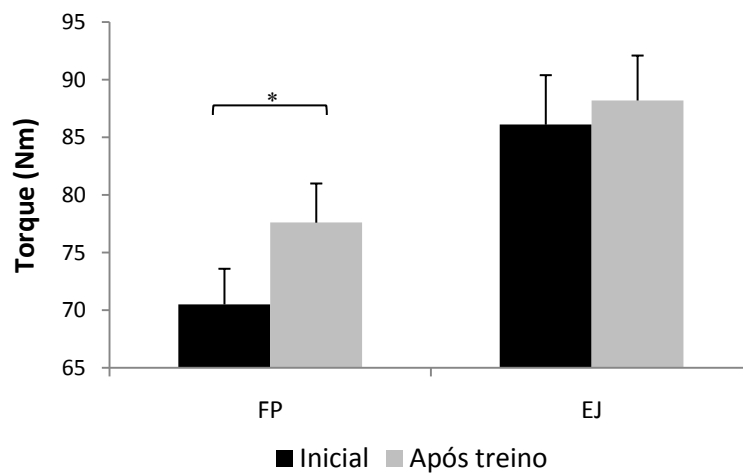


Figura 13 – Media e erro padrão do pico de torque encontrado para os grupos musculares flexor plantar do tornozelo (FP) e extensor do joelho (EJ) antes e após o treinamento. A barra com o asterisco representa a diferença estatisticamente significativa encontrada ( $p=0,001$ ).

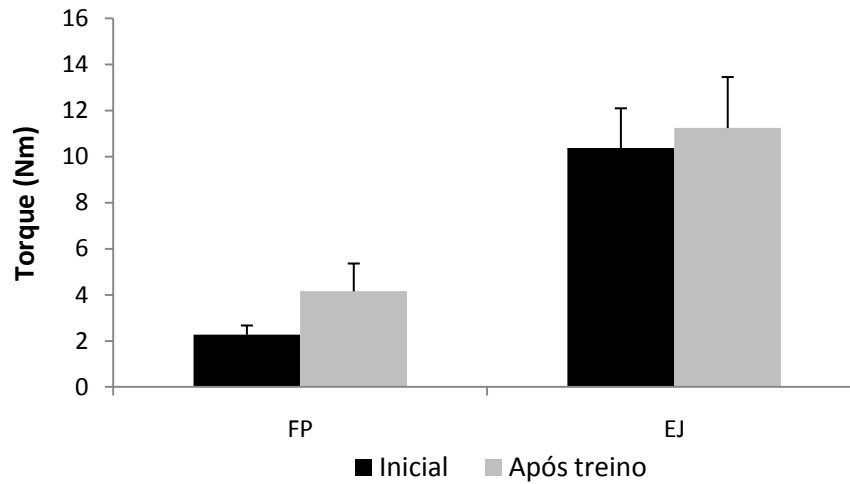


Figura 14 - Media e erro padrão da cocontração produzida pelos grupos musculares antagonistas durante a realização da CVMI para os grupos musculares flexor plantar do tornozelo (FP) e extensor do joelho (EJ) antes e após o treinamento. Não foram encontradas diferenças significativas.

Não foi identificada correlação significativa entre a variação dos resultados obtidos antes e após o treinamento nos testes de deslocamento anterior máximo e de pico de torque isométrico máximo de extensores do joelho ( $R = 0,108$ ;  $p > 0,05$ ). Entretanto, apesar de baixa, foi encontrada correlação negativa significativa entre a diferença do pico de torque isométrico máximo dos músculos flexores plantares do tornozelo (final – inicial) e a diferença da distância BS-CP encontrada (diferença do valor BS-CP final - inicial) ( $R = 0,45$ ;  $p = 0,047$ ).

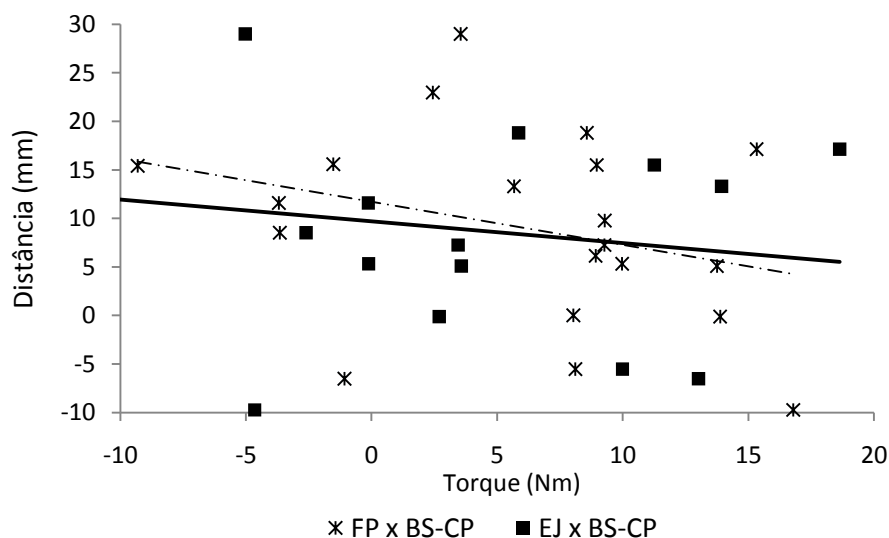


Figura 15 – Representação gráfica da correlação entre o aumento do torque e a melhora da variável BS-CP após o período de treinamento. Os asteriscos representam os valores usados para correlação entre a diferença do pico de torque dos flexores plantares de tornozelo (final – inicial) e a diferença na variável BS-CP (final – inicial) encontrado após o treinamento (FP x BS-CP). Os quadrados representam os valores individuais usados na correlação entre a diferença do pico de torque extensor do joelho (final – inicial) e a diferença da variável BS-CP (final – inicial) encontrada após o treinamento. A reta pontilhada representa a regressão linear dos valores da correlação FP x BS-CP e a reta sólida representa a regressão linear dos valores da correlação EJ x BS-CP. Foi encontrada diferença significativa apenas para a correlação FP x BS-CP ( $p=0,047$ ).

#### 4.4 Discussão

A diminuição generalizada das capacidades do corpo que surgem em função do envelhecimento encontra-se bem determinada na literatura (Mcardle *et al.*, 2002). A promoção de intervenções que possam contrabalancear alguns dos efeitos causados pelo envelhecimento, melhorando a saúde na idade avançada é um grande desafio e envolve todos os profissionais da área da saúde que trabalham com indivíduos idosos.

Nesse estudo objetivou-se identificar as possíveis alterações na produção de torque isométrico máximo dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do

tornozelo de idosos após 14 semanas de treinamento com exercícios exclusivamente realizados no mini trampolim. Além disso, foi avaliada a capacidade de deslocamento anterior máximo antes e após o período de treinamento.

Os resultados revelaram o aumento no torque isométrico máximo dos músculos flexores plantares de tornozelo dos idosos participantes do estudo. Por outro lado, os músculos extensores de joelho não mostraram diferenças entre a avaliação inicial e aquela realizada após as 14 semanas de treinamento no mini trampolim (Figura 13).

O princípio da especificidade do treinamento é um fenômeno bastante conhecido e vem sendo seguido há décadas por treinadores como forma eficaz de otimizar os efeitos do treinamento visando a melhora de propriedades fisiológicas específicas pretendidas. Esse princípio baseia-se no fato de que a aplicação de um estímulo de treinamento provoca sobre o organismo uma resposta específica e relacionada diretamente à forma de exercício utilizada. Assim, o treinamento de força, por exemplo, é capaz de provocar adaptações neuromusculares e estruturais específicas das fibras musculares que foram solicitadas nos treinos, aumentando a capacidade de gerar força (Lesmes *et al.*, 1978).

De fato, o treinamento proposto nesse estudo não era voltado para o ganho de força. No entanto, sugere-se que a grande variedade e complexidade de exercícios executados durante o período de treinamento assim como a prática de atividade física regular por 14 semanas podem ter sido os responsáveis pelo aumento da força encontrada no grupo muscular flexor plantar do tornozelo.

Além disso, é possível que indivíduos sedentários ou pouco ativos, como eram os idosos nesse estudo, até mesmo em treinamentos pouco específicos, sejam capazes

de melhorar as capacidades fisiológicas dos indivíduos, inclusive no que diz respeito ao aumento da força muscular.

Bassey e Harries (1993), por exemplo, relataram a perda de 5% da força por ano em homens e 3% em mulheres num período de quatro anos. Já Morse *et al.* (2005) relatam uma queda de força após a quinta década de vida em uma taxa de 1-2% por ano. Entretanto, pela sétima e oitava décadas de vida, a força contrátil voluntária máxima é diminuída em média de 20% - 40% para músculos proximais e distais em relação ao indivíduo jovem, e perdas ainda maiores, beirando os 50% foram relatadas em indivíduos na nona década de vida (Murray *et al.*, 1985). Portanto, intervenções que não sejam específicas, mas que gerem ganho de força muscular nos idosos, devem ser sempre encorajadas.

Entretanto, o aumento no pico de torque não foi estendido aos extensores do joelho. Essa seletividade do treinamento pelos flexores plantares do tornozelo sugere que o exercício realizado no trampolim está mais relacionado a ativação dos flexores plantares, e que a magnitude da melhora não específica, ocorrida como consequência do exercício no trampolim, não foi suficiente para gerar também o aumento do pico de torque do grupo muscular extensor do joelho.

Os resultados demonstram ainda que o ângulo articular onde ocorreu o pico de torque não sofreu alteração após o treinamento para ambos os grupos musculares avaliados (Figura 12). Esse fato já era esperado, uma vez que os exercícios realizados no trampolim não priorizam um determinado comprimento muscular, mas ao contrário, são extremamente dinâmicos e trabalham praticamente toda a amplitude de movimento dos grupos musculares testados.



Da mesma forma, a contração muscular antagonista do bíceps femoral e do tibial anterior que acontece durante a CVMI dos grupos musculares extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo, respectivamente, não demonstrou diferenças significativas após o treinamento.

Em idosos foi documentado o aumento acima do normal da atividade muscular antagonista durante uma contração voluntária (Barry e Carson, 2004). O aumento da atividade antagonista é fruto dos desequilíbrios neuromusculares que surgem com o envelhecimento e da falta de atividade física, gerando dificuldades na coordenação motora, principalmente dos membros inferiores, e aumentando o risco de quedas (Barry e Carson, 2004). O exercício físico adequado, por sua vez, poderia retardar e/ou corrigir esses desequilíbrios neuromusculares em idosos.

Na tentativa de discutir outros efeitos do treinamento pode-se argumentar que a não diminuição da magnitude da co-contração antagonista durante a CVMI reforça o argumento de que o treino realizado não produziu algumas das adaptações esperadas para um treino de força. No entanto, somente a análise detalhada das razões de torque muscular dos indivíduos poderia comprovar essa afirmação.

O estudo evidenciou também a melhora de desempenho no teste de deslocamento máximo anterior quando comparadas as avaliações inicial e final. Essa melhora foi evidenciada pela menor distância existente entre o limite anterior da BS e o deslocamento máximo anterior do CP após o período de treinamento no mini trampolim.

Dados 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 capacidade de controle postural dinâmico, a qual é fundamental durante a maior parte dos eventos de quedas em idosos (Arampatzis *et al.*, 2008). Porém, os dados de

deslocamento máximo do CP são interessantes, pois analogamente ao que é feito durante a aplicação do TAF, os dados de deslocamento máximo de CP poderiam classificar de forma mais precisa níveis de funcionalidade e risco de quedas em idosos ou em determinadas doenças. Essas classificações são muito úteis na área clínica e estão, normalmente, entre os métodos mais utilizados em estudos que buscam traçar perfis populacionais que estão sob risco de quedas.

Em sintonia com os dados desse estudo, outras pesquisas relacionando atividade física e tarefas estáticas foram realizadas recentemente. Nagy *et al.* (2007), por exemplo, demonstraram que um protocolo de treinamento de oito semanas, envolvendo exercícios de força, coordenação e equilíbrio, é capaz de induzir melhoras na capacidade funcional e no controle postural de idosos. De acordo com os autores, o aumento da oscilação postural na tarefa estática de equilíbrio no sentido médio-lateral (ML) e o aumento das frequências espectrais do sinal de CP encontrados após o treinamento de idosos, são indícios de melhora do controle postural no sentido ML. Os autores sugerem que o aumento da oscilação postural é resultado da melhora da autoconfiança do sujeito obtida em função da melhora do controle motor e dos graus de liberdade da articulação do quadril (Nagy *et al.*, 2007).

Nos testes de correlação identificou-se que o aumento do torque produzido pelo treinamento no mini trampolim possui uma correlação negativa significativa com os dados do teste de deslocamento anterior máximo. Assim, com o aumento do torque dos flexores plantares de tornozelo, os sujeitos foram capazes de diminuir a distância entre o limite anterior da BS e o limite máximo de deslocamento anterior do CP. Na prática, esse dado evidencia que os sujeitos conseguiam explorar melhor a BS (limite anterior dos pés) por meio da projeção anterior do CP além dos limites que eram capazes de atingir antes da realização do treinamento.

Já os extensores de joelho não mostraram uma correlação significativa com o desempenho no teste de deslocamento anterior, corroborando estudos anteriores (Behrman *et al.*, 2002) que sugeriam que o desempenho nesse teste é diretamente relacionado à força dos músculos flexores plantares do tornozelo.

O equilíbrio e coordenação são fatores críticos para performance eficiente dos diversos tipos de atividades de vida diárias. Em idosos, o sistema de controle do equilíbrio postural acumula uma série de deficiências inerentes à idade avançada que estão diretamente relacionadas à maioria das ocorrências de quedas (Konrad *et al.*, 1999; Maki *et al.*, 2003). A possibilidade de desenvolver maior controle dos segmentos corporais ao ponto de ampliar as capacidades de exploração da área da base de suporte pode se tornar um bom recurso a ser usado como estratégia de controle postural em idosos, que em geral, já possuem diversas deficiências associadas.

Finalmente, apesar do treinamento desenvolvido não ter sido criado visando o aumento da força em idosos, esse estudo traz dados interessantes acerca do aumento de torque dos flexores plantares do tornozelo produzido a partir de 14 semanas de treinamento no mini trampolim. Em pesquisas realizadas em bases de dados científicas, não foram encontrados até o momento outros estudos que evidenciassem os efeitos diretos de um treinamento em mini trampolim sobre o aumento da força de grupos musculares de membros inferiores e, por conseqüência, do desempenho na tarefa de deslocamento anterior máximo. Isso demonstra que os exercícios no mini-trampolim podem ser extremamente eficazes para o treinamento de idosos, pois a complexidade do exercício que pode ser gerada é capaz de trazer benefícios mistos e que não estarão restritos somente a especificidade do treinamento proposto.

#### **4.5 Conclusão:**

Os resultados desse estudo permitem concluir que:

1. O treinamento do mini trampolim foi capaz de melhorar o desempenho na tarefa de equilíbrio estático em deslocamento anterior máximo medido pela variável BS-CP.
2. Após o período de treinamento no mini trampolim, o pico de torque dos músculos flexores plantares do tornozelo aumentou, enquanto que o pico de torque dos extensores de joelho não foi alterado.
3. Existe correlação negativa entre o aumento do pico de torque dos músculos flexores plantares do tornozelo e a diminuição da distância BS-CP no teste de deslocamento anterior máximo, sugerindo que o aumento no pico de torque dos flexores plantares do tornozelo foi responsável pela melhora no desempenho do teste de equilíbrio estático em deslocamento anterior máximo.

## Capítulo V

### Discussão geral dos estudos realizados

A prática de atividade física regular e orientada vem sendo encarada como o recurso mais eficaz para contrapor as deficiências e fragilidades que surgem nos sistemas do corpo humano com o envelhecimento, prevenindo assim o surgimento de doenças (Schuit, 2006). As quedas possuem alta incidência e são a maior causa de lesões em idosos (Baker e Harvey, 1985). O desenvolvimento de estratégias eficazes na prevenção das quedas em idosos é de grande relevância e pode evitar que os idosos diminuam drasticamente sua qualidade de vida, aumentando sua fragilidade e a predisposição a doenças secundárias.

Nesse estudo buscou-se estudar os efeitos de um período de 14 semanas de exercícios no mini trampolim sobre o controle postural de idosos. Na tentativa de explorar o tema sob pontos de vista diferentes, foram realizados três estudos com a mesma amostra de indivíduos idosos. No estudo apresentado no capítulo 2, se demonstrou que após o treinamento no mini trampolim os sujeitos melhoraram a capacidade de readquirir o controle da estabilidade dinâmica durante uma queda súbita para frente. Comparando os valores da margem de estabilidade no momento da liberação da queda antes do treinamento ( $bx = -0,153 \pm 0,1$ ) com a atingida após o período de treinamento ( $bx = -0,190 \pm 0,1$ ) houve uma melhora de aproximadamente 24% ( $p < 0,001$ ), enquanto que o grupo controle não mostrou diferenças significativas. Essa evolução foi atribuída a maior velocidade de deslocamento da BS durante a queda após o treinamento que, ao que tudo indica, foi possível a partir de dois fatores: o aumento do momento articular do quadril no membro responsável pela reação e o

aumento do componente horizontal da força de reação do solo no membro de suporte durante a realização do passo a frente.

Ainda não se sabe ao certo se a força muscular desempenha o papel mais importante entre todos os sistemas que atuam durante uma reação de restabelecimento do equilíbrio postural. De qualquer forma, sabe-se que a força muscular é componente importante na determinação da capacidade do controle postural (Pijnappels *et al.*, 2008b) e, portanto, no desempenho de tarefas onde são necessárias reações rápidas para o restabelecimento do controle da postura, como é o caso da tarefa de queda para frente realizada do estudo do capítulo 2.

Em estudos anteriores utilizando também o teste de queda para frente, Arampatzis *et al.* (2008) não encontraram diferenças entre sujeitos estáveis e instáveis com relação a força de extensores de joelho. Embora os autores não tenham avaliado a força muscular dos flexores plantares de tornozelo, eles sugerem que o fator principal que determinava a estabilidade ou instabilidade dos sujeitos avaliados durante o teste de queda para frente não estava relacionado à força muscular. Essa conclusão foi também sustentada com base em dados da literatura, mostrando que entre 60 - 70% da variabilidade na capacidade de restabelecer o equilíbrio com passo único após uma queda para frente não pode ser atribuída à capacidade da unidade músculo tendínea (força muscular e rigidez do tendão) (Wojcik *et al.*, 2001; Grabiner *et al.*, 2005; Karamanidis e Arampatzis, 2007a). Em acordo com os resultados encontrados por Arampatzis *et al.* (2008), no presente estudo não foi encontrado aumento no torque dos músculos extensores de joelho, provavelmente devido a especificidade biomecânica do treinamento. Já os flexores plantares do tornozelo mostraram aumento significativo de aproximadamente 10% após o treinamento no mini trampolim.

Ao se analisar os dados apresentados nos capítulos 2 e 4 dessa tese, poderia ser argumentado que a melhora do desempenho na retomada do controle da

estabilidade durante o teste de queda para frente poderia estar mais relacionada ao aumento do torque dos flexores plantares do tornozelo do que propriamente a melhora dos indicadores dos mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade, como discutido anteriormente. De fato, dados de estudos anteriores sugerem que a força muscular pode ajudar as reações de equilíbrio. No entanto, é aceito que apenas 30-40% da capacidade de reagir a situações instáveis com apenas um passo pode ser atribuída a força muscular dos membros inferiores (Wojcik *et al.*, 2001; Grabiner *et al.*, 2005; Karamanidis e Arampatzis, 2007a; Karamanidis *et al.*, 2008).

Com a intenção de responder a essa dúvida adicional que surgiu em função dos resultados obtidos nos estudos, foi realizado um teste de correlação entre os dados da variável margem de estabilidade obtidos no capítulo 2 e os dados de torque obtidos no capítulo 4. Os resultados desses testes evidenciaram uma correlação negativa significativa existente entre o torque muscular dos grupos extensor de joelho e flexor plantar de tornozelo e a variável margem de estabilidade no momento da liberação da queda ( $p < 0,05$ ), tanto antes quanto após o treinamento no mini trampolim. Entretanto, uma análise de regressão linear múltipla mostrou que em ambas as avaliações apenas a força dos músculos extensores do joelho poderiam explicar a variância dos dados relacionados à estabilidade dinâmica (margem de estabilidade) durante o teste de queda para frente (Figura 16).

Como o treinamento no mini trampolim foi capaz de aumentar significativamente apenas a força dos flexores plantares do tornozelo, parece adequado sugerir que a maior eficiência dos mecanismos responsáveis pela reação de estabilização (aumento do momento articular no quadril e do componente horizontal da força de reação do solo no membro de sustentação) realmente são os fatores que permitiram a melhora no desempenho do teste de queda para frente, ao invés dos 10% de aumento da força dos flexores plantares encontrados.

Por outro lado, é evidente que não se pode descartar que o aumento de força muscular tenha contribuído, mesmo que em menor escala, para a melhora do desempenho no teste de queda para frente, principalmente com relação ao aumento da força horizontal de reação do solo do membro de suporte, uma variável que está intimamente relacionada à força realizada pelo grupo muscular flexor plantar do tornozelo contra o solo no momento da reação do passo a frente.

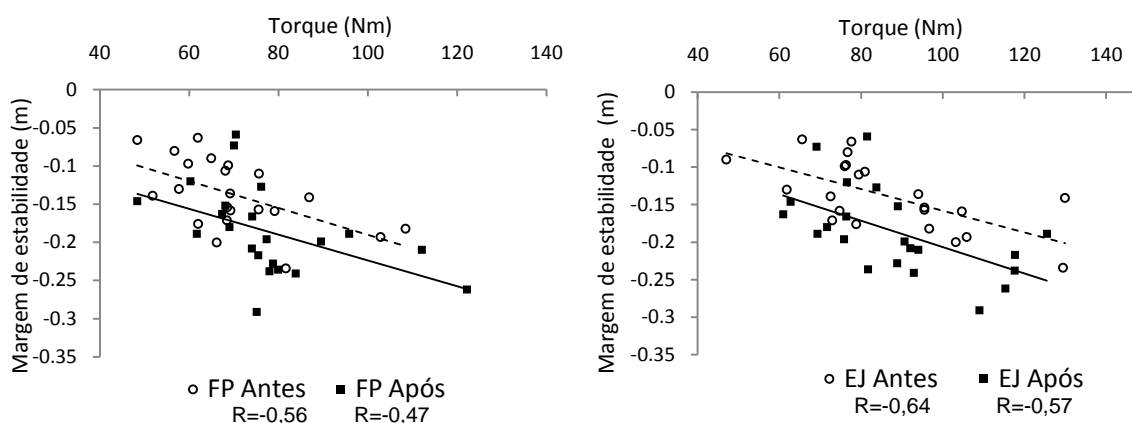


Figura 16 – Correlação entre a variável margem de estabilidade e os picos de torque dos extensores de joelho e flexores de tornozelo antes e após o treinamento no mini trampolim. Os círculos sem preenchimento e os quadrados sólidos representam os valores individuais dos sujeitos. A reta pontilhada representa a regressão linear dos dados antes do treinamento, enquanto a reta sólida representa a regressão linear dos dados após o treinamento. Músculos flexores plantares do tornozelo (FP) e Extensores de joelho (EJ). O teste de regressão linear múltipla mostrou que apenas os extensores de joelho poderiam explicar significativamente a variância da estabilidade postural (margem de estabilidade) no teste de queda para frente (antes do treinamento  $p=0,001$  e após o treinamento  $p=0,005$ ).

Efeitos importantes relacionados à adaptação neural também poderiam estar relacionados com os resultados desses estudos. Existem evidências, por exemplo, indicando que programas de treinamentos envolvendo atividade física podem contribuir com o aumento da ativação das unidades motoras bem como do fluxo de estímulos nervosos (Hakkinen *et al.*, 1998; Reeves *et al.*, 2004a; Pijnappels *et al.*, 2005a), os



quais poderiam gerar um impacto positivo sobre o sistema nervoso, contribuindo com os resultados observados nas estratégias de controle postural dinâmico durante o restabelecimento do equilíbrio frente a perturbações posturais (Pijnappels *et al.*, 2005b; Pijnappels *et al.*, 2008a). Logo, não é descartada a possibilidade de que o período de treinamento no mini trampolim possa ter promovido o aprendizado motor em situações instáveis por meio de mediação do sistema nervoso central que juntamente com o aumento da força muscular dos flexores plantares do tornozelo e a melhora de parâmetros relacionados à estabilidade dinâmica (conforme discutido no capítulo 2) levariam ao melhor desempenho no teste da queda para frente identificado no estudo descrito no capítulo 2.

Sobre essas considerações, o estudo realizado no capítulo 3 trouxe resultados interessantes, na medida em que a melhora do desempenho em tarefas que necessitam de mediação proprioceptiva, integração de comportamentos e experiências motoras e a formulação de reações preditivas durante uma situação de perturbação fortalecem a hipótese de que o aprendizado motor em situações de instabilidade possa ter sido promovido pelo treinamento, uma vez que os exercícios no mini trampolim eram formulados para proporcionar situações desafiadoras para manutenção da estabilidade, promovendo o treino dos mecanismos de reação postural mediados por *feedback* proprioceptivo e a incorporação de reações preditivas (por meio de repetições) que se tornavam cada vez mais eficazes ao longo do treinamento. Além disso, o treinamento foi proposto em forma de dificuldade crescente, conforme a adaptação individual, estimulando a melhora do desempenho e adaptação constantes dos indivíduos.

No capítulo 3, foi identificado que a melhora da estabilidade postural estava relacionada, principalmente, a maior base de suporte utilizada pelos sujeitos. No momento de readequação do equilíbrio durante a perturbação inesperada, ao contrário

do capítulo 2, não foi encontrada maior BS durante a reação à queda para frente após o treinamento. O melhor desempenho na tarefa fez uso de outra estratégia básica, o aumento da velocidade de deslocamento da BS a fim de restabelecer o controle postural. Apesar dos mecanismos responsáveis pela reação em ambas as tarefas envolverem princípios comuns, a estratégia que permitiu a melhora do desempenho em cada uma foi diferente. Sugere-se que isso tenha ocorrido em função da diferença da magnitude de demanda necessária para cada mecanismo de reação em cada uma das tarefas.

Nosso corpo, em muitas ocasiões, nos impõe limitações em função de nossas características antropométricas. Por exemplo, o tamanho de um passo durante uma reação em queda para frente é determinado não apenas pela força, coordenação e potência dos músculos durante a realização do movimento, mas também pelo comprimento dos membros inferiores. Sugere-se, portanto, que na tarefa em queda para frente, o tamanho do passo (limite da BS) já esboçava na avaliação inicial seus limites máximos (em função de questões antropométricas) na tentativa de restabelecer o equilíbrio com passo único. Dessa forma, buscar aumentar o desempenho de um mecanismo que, possivelmente, já estava muito próximo de seu limite máximo, não parece uma estratégia eficiente. Por outro lado, existiam outros mecanismos envolvidos na estratégia que poderiam ser melhor explorados após o treinamento, tal como a velocidade de aumento da BS, que possivelmente teria margem para melhora de forma menos dispendiosa para o sistema do que propriamente o tamanho da BS.

O mesmo pode ter ocorrido durante o teste de locomoção, pois a velocidade de aumento da BS nesse caso já vinha sendo influenciada pela velocidade da caminhada (que era controlada). Já o tamanho do passo não estava sendo bastante explorado em virtude de que não existia necessidade de uma grande base de suporte durante um ritmo de caminhada normal. A estratégia mais eficaz e menos dispendiosa para o

restabelecimento do controle postural frente a uma perturbação nesse caso parece ter sido explorar o tamanho do passo (limites da BS).

Apesar de relatos anteriores enfatizarem que o controle postural estático não tem relação com as capacidades de reação a perturbações durante atividades dinâmicas, o estudo de variáveis estáticas foi muito importante para o desenvolvimento do conhecimento disponível atualmente sobre o estudo das condições dinâmicas. Nesse estudo, particularmente pode-se dizer que os mecanismos de estabilidade dinâmica treinados foram suficientemente abrangentes e capazes de influenciar o desempenho na tarefa estática de deslocamento anterior máximo (capítulo 4), mesmo que indiretamente por meio do aumento da força muscular dos flexores plantares de tornozelo.

Finalmente, os resultados obtidos nos três estudos realizados, quando analisados conjuntamente, parecem se complementar e evidenciam claramente que o treinamento realizado com os idosos no mini trampolim teve efeitos diretos benéficos sobre a capacidade de controle do equilíbrio postural dos idosos, seja dinâmico ou estático. Essas evidências revelam que a realização de atividades físicas dinâmicas e desafiadoras pode ser não apenas um bom recurso para prevenção às quedas, mas também um ótimo exercício psicológico a ser enfrentado por idosos que se imaginam incapazes de participar de atividades físicas com essas características.

## **5.1 Conclusões do estudo**

De forma geral, por meio dos estudos realizados pode-se concluir que:

- 1) O treinamento em mini trampolim por 14 semanas melhorou a capacidade de readaptação do controle postural durante a queda para frente nos idosos treinados.

- 2) Idosos possuem integra a capacidade de adquirir e se adaptar a novas experiências durante uma perturbação do ambiente por meio de respostas reativas e preditivas, além disso, o treinamento por 14 semanas no mini trampolim potencializou essas capacidades, tornando essas respostas mais eficazes na tentativa de evitar as repercussões negativas de uma perturbação inesperada durante a marcha.
- 3) O treinamento por 14 semanas em mini trampolim aumentou o pico de torque isométrico dos músculos flexores plantares do tornozelo, mas não alterou o pico de torque dos músculos extensores do joelho.
- 4) O treinamento no mini trampolim melhorou o desempenho dos idosos no teste de deslocamento anterior máximo.
- 5) Existe correlação negativa significativa entre o aumento do pico de torque dos flexores plantares do tornozelo e o desempenho no teste de deslocamento anterior máximo.

## **5.2 Conclusão geral**

O treinamento realizado por 14 semanas no mini trampolim teve efeitos benéficos claros sobre os mecanismos responsáveis pela manutenção do controle postural dos idosos treinados, levando a crer que se trata de uma ferramenta eficaz para reduzir o risco de quedas em geral na população idosa.

## Capítulo VI

### Limitações dos estudos e perspectivas futuras

#### 6.1 Limitações dos estudos:

Apesar de todo cientista buscar controlar todas as variáveis possíveis, nem sempre isso é possível. Algumas vezes, esse controle é dificultado por restrições ambientais, outras vezes por questões de recursos materiais, já em outras pela dificuldade em se obter uma amostra com todas as características necessárias após aplicados os critérios de inclusão e exclusão. É ainda importante mencionar que diversos fatores podem intervir nos resultados de um projeto de pesquisa longitudinal, como conseguir garantir que todos os sujeitos compareçam aos treinamentos e testes. Por fim, o tempo muitas vezes pode ser um limite que restringe a capacidade de um pesquisador, e muitas vezes nos obriga a tomar decisões diferentes daquelas que gostaríamos em decorrência dessas limitações de tempo. Saber identificar essas limitações e o impacto que elas podem ter sobre os resultados de um estudo é tarefa importante do cientista, uma vez que lhe possibilita realizar uma avaliação crítica de seus resultados, apresentando com honestidade possíveis falhas ou variáveis intervenientes e/ou não controladas durante a realização do estudo.

Uma limitação dos estudos realizados diz respeito ao grupo controle. Houve grupo controle apenas no teste de queda para frente realizado no primeiro estudo (Capítulo 2). Porém este grupo controle não contou com o mesmo número de participantes do grupo treinado (grupo controle  $n=12$ , grupo treinado  $n=22$ ) o que seria o pareamento mais apropriado. Já para os outros estudos realizados nos capítulos 3 e 4, não houve tempo hábil para coleta de dados referentes aos testes de adaptação a

marcha, pico de torque isométrico e deslocamento anterior máximo, o que seria bastante útil e certamente enriqueceria os dados apresentados.

Com relação ao treinamento no mini trampolim, o controle dos exercícios praticados também é uma limitação dos estudos realizados, na medida em que não foi possível viabilizar uma forma eficaz e factível de normalização dos exercícios. Portanto, apesar de todas as medidas de segurança tomadas e dos cuidados com relação à intensidade dos exercícios durante a execução do treinamento, não é possível dizer se a carga de treinamento imposta aos idosos foi semelhante, o que pode gerar respostas diferentes nos testes realizados. Apesar desta limitação ter sido identificada previamente a realização dos estudos, a normalização de um grupo de treinamento com as características do mini trampolim ainda é muito complicada e parece ser uma limitação inerente a esse tipo de intervenção.

No capítulo 4, especificamente, pretendia-se também fazer a coleta de dados de arquitetura muscular do músculo gastrocnêmio medial antes e após o período de intervenção, evidenciando os efeitos do treinamento sobre as características morfológicas do músculo. Além disso, originalmente estavam previstas as coletas de dados de eletromiografia e torque muscular dos flexores de joelho e dorsiflexores do tornozelo. Esses dados permitiriam a análise das razões de ativação e de torque muscular que poderiam revelar indícios dos efeitos do treinamento sobre as capacidades coordenativas dos grupos musculares, bem como se o treinamento seria capaz de reequilibrar possíveis diferenças nas razões de torque.

Por fim, é importante comentar que tanto no teste de queda para frente quanto no teste de marcha buscou-se identificar as reações que estariam presentes em situações reais. Entretanto, sabe-se que essa simulação em laboratório não é capaz de reproduzir todas as condições encontradas durante o evento real de perturbação do

equilíbrio ou queda. Ainda assim, os testes de queda para frente e de adaptação a marcha estão entre os que mais se aproximam de uma situação real e vem se consolidando entre os recursos mais avançados e indicados para o estudo do controle postural dinâmico.

## **6.2 Perspectivas futuras**

Durante a execução desse projeto, foram ainda coletados os dados cinemáticos de 13 tipos diferentes de exercícios realizados no mini trampolim pelos idosos que participaram desses estudos. Pretende-se ainda no ano de 2010 analisar esses dados, que poderão indicar os gestos posturais mais freqüentes durante o treinamento. Esses resultados poderiam confirmar as hipóteses de que os exercícios realizados no mini trampolim durante o período de treinamento efetivamente estavam estimulando os padrões de movimentos necessários para treinar os mecanismos responsáveis pela estabilidade dinâmica.

Desde o início do projeto que originou essa tese, pretendíamos também avaliar idosos brasileiros fazendo um estudo comparativo com os dados dos idosos alemães. Ainda existe a perspectiva futura de realizarmos coletas de dados no Brasil que possibilitem essa comparação. No entanto, não haveria a possibilidade nesse momento de realizarmos as coletas de dados com os mesmos tipos de equipamentos que aqueles utilizados junto à Universidade de Esportes de Colônia, que infelizmente ainda não estão disponíveis no Brasil e apresentam um custo elevado. Ainda assim, coletas mais simples que as aqui apresentadas poderão servir de base para alavancar o início de uma linha de pesquisa no Brasil, que possa seguir os mesmos princípios dos estudos realizados nessa tese.

Por fim, essa tese abre muitas possibilidades para o pesquisador que é docente de uma universidade pública estadual no Estado do Paraná e que nos últimos 3 anos de seu afastamento veio participando, mesmo que de longe, de grandes avanços que tem ocorrido em seu departamento, como por exemplo, a construção de um novo prédio de laboratórios.

Em colaboração com os demais professores e pesquisadores foi instituído um novo e amplo laboratório de biomecânica e análise do movimento para o Curso de Fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná e, portanto, a partir da obtenção do título de doutor por esse pesquisador, do seu retorno a instituição de origem no Paraná e da entrega do novo laboratório, que já foi realizada no início do segundo semestre de 2009, um novo grupo de pesquisa na área da biomecânica está por nascer no Brasil. Esta possibilidade só existe em função dos estudos realizados dentro do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS, da colaboração com grupos de pesquisa da Universidade Alemã de Esportes de Colônia e da Universidade Humboldt de Berlim (ambas da Alemanha) e dos desdobramentos e novas perspectivas que os projetos realizados trouxeram a esse pesquisador.



## REFERÊNCIAS

- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K., DE MONTE, G., *et al.* Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical Biomechanics*, v.19, n.3, p.277-283, 2004.
- ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K. e 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.
- ARAMPATZIS, A., MOREY-KLAPSING, G., KARAMANIDIS, K., *et al.* Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, v.38, n.4, p.885-892, 2005.
- BAKER, S. P. e HARVEY, A. H. Fall injuries in the elderly. *Clinics in Geriatric Medicine*, v.1, n.3, p.501-512, 1985.
- BARRY, B. K. e CARSON, R. G. The consequences of resistance training for movement control in older adults. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.59, n.7, p.730-54, 2004.
- BASSEY, E. J. e HARRIES, U. J. Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. *Clinical Science*, v.84, p.331-337, 1993.
- BEHRMAN, A. L., LIGHT, K. E., FLYNN, S. M., *et al.* Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.83, n.4, p.538-542, 2002.
- BHATT, T. e PAI, Y. C. Generalization of gait adaptation for fall prevention: From moveable platform to slippery floor. *Journal of Neurophysiology*, v.101, n.2, p.948-957, 2009.
- BIRGE, S. J. Can falls and hip fracture be prevented in frail older adults? *Journal of the American Geriatrics Society*, v.47, n.10, p.1265-1266, 1999.
- BLAKE, A. J., MORGAN, K., BENDALL, M. J., *et al.* Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, v.17, n.6, p.365-72, 1988a.
- BLAKE, A. J., MORGAN, K., BENDALL, M. J., *et al.* Falls by elderly people at home: Prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, v.17, n.6, p.365-372, 1988b.
- BOBBERT, M. F. e HARLAAR, J. Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension. *Medicine Science in Sports and Exercise*, v.25, n.2, p.251-9, 1993.
- CAMPBELL, A. J., BORRIE, M. J. e SPEARS, G. F. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol*, v.44, n.4, p.M112-7, 1989.

CAMPBELL, A. J., ROBERTSON, M. C., GARDNER, M. M., *et al.* Falls prevention over 2 years: a randomized controlled trial in women 80 years and older. *Age and Ageing*, v.28, n.6, p.513-8, 1999.

CARTER, N. D., KANNUS, P. e KHAN, K. M. Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence. *Sports Medicine*, v.31, n.6, p.427-38, 2001.

CRISWELL, D. S., POWERS, S. K., HERB, R. A., *et al.* Mechanism of specific force deficit in the senescent rat diaphragm. *Respiratory Physiology*, v.107, n.2, p.149-55, 1997.

DE REKENEIRE, N., VISSER, M., PEILA, R., *et al.* Is a fall just a fall: Correlates of falling in healthy older persons. The health, aging and body composition study. *Journal of the American Geriatrics Society*, v.51, n.6, p.841-846, 2003.

DEMPSTER, W. T., GABEL, W. C. e FELTS, W. J. The anthropometry of the manual work space for the seated subject. *American Journal of Physical Anthropology*, v.17, p.289-317, 1959.

DOLAN, P. e TORGERSON, D. J. The cost of treating osteoporotic fractures in the United Kingdom female population. *Osteoporos Int*, v.8, n.6, p.611-7, 1998.

DUARTE, M. e FREITAS, S. M. S. F. Métodos de Análise do Controle Postural. Boletim online FAPESP. São Paulo, p.1-12. 2005

DUARTE, M. e ZATSIORSKY, V. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, v.146, n.1, p.60-69, 2002.

DUNCAN, P. W., STUDENSKI, S., CHANDLER, J., *et al.* Functional reach: Predictive validity in a sample of elderly male veterans. *Journals of Gerontology*, v.47, n.3, 1992.

ENGELN-MÜLLGES, G. e REUTTER, F. Formelsammlung zur Numerischen Mathematik mit Turbo Pascal-Programmen. Mannheim/Wien/Zürich.: Wissenschaftsverlag. 1991

ERNI, T. e DIETZ, V. Obstacle avoidance during human walking: learning rate and cross-modal transfer. *Journal of Physiology*, v.534, n.1, p.303-12, 2001.

FRISCHKNECHT, R. Effect of training on muscle strength and motor function in the elderly. *Reprod Nutr Dev*, v.38, n.2, p.167-74, 1998.

FRONTERA, W. R. Aging muscle. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, v.18, n.1, p.63-93, 2006.

FRONTERA, W. R., HUGHES, V. A., FIELDING, R. A., *et al.* Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol*, v.88, n.4, p.1321-6, 2000a.

FRONTERA, W. R., SUH, D., KRIVICKAS, L. S., *et al.* Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *American Journal of Physiology. Cell Physiology*, v.279, n.3, p.C611-8, 2000b.

GRABINER, M. D., OWINGS, T. M. e 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.

HAKKINEN, K., NEWTON, R. U., GORDON, S. E., *et al.* Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.53, n.6, p.B415-23, 1998.

HAYES, W. C., MYERS, E. R., ROBINOVITCH, S. N., *et al.* Etiology and prevention of age-related hip fractures. *Bone*, v.18, n.1 SUPPL., 1996.

HEITKAMP, H. C., HORSTMANN, T., MAYER, F., *et al.* Gain in strength and muscular balance after balance training. *International Journal of Sports Medicine*, v.22, n.4, p.285-290, 2001.

HESS, J. A. e WOOLLACOTT, M. Effect of High-Intensity Strength-Training on Functional Measures of Balance Ability in Balance-Impaired Older Adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v.28, n.8, p.582-590, 2005.

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.

HOF, A. L., GAZENDAM, M. G. J. e SINKE, W. E. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, v.38, n.1, p.1-8, 2005.

HORAK, F. B., HENRY, S. M. e SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders.(Special Series on Balance). *Physical Therapy*, v.77, n.5, p.517(17), 1997.

HORTOBAGYI, T., ZHENG, D., WEIDNER, M., *et al.* The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.50, n.6, p.B399-406, 1995.

HSIAO-WECKSLER, E. T. e ROBINOVITCH, S. N. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *J Biomech*, v.32, n.10, p.1099-106, 1999.

HSIAO-WECKSLER, E. T. e ROBINOVITCH, S. N. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics*, v.22, n.5, p.574-580, 2007.

IANNUZZI-SUCICH, M., PRESTWOOD, K. M. e KENNY, A. M. Prevalence of sarcopenia and predictors of skeletal muscle mass in healthy, older men and women. . *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.57, n.12, 2002.

IWAMOTO, J., SUZUKI, H., TANAKA, K., *et al.* Preventative effect of exercise against falls in the elderly: a randomized controlled trial. *Osteoporosis International*, v.20, n.7, p.1233-1240, 2009.

JUDGE, J. O. Balance training to maintain mobility and prevent disability. *American Journal of Preventive Medicine*, v.25, n.3, Supplement 2, p.150-156, 2003.

JUDGE, J. O., LINDSEY, C., UNDERWOOD, M., *et al.* Balance improvements in older women: Effects of exercise training. *Physical Therapy*, v.73, n.4, p.254-265, 1993.

KALLMANN, D. A., PLATO, C. C. e TOBIN, J. D. The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.45, p.82-88, 1999.

KANNUS, P. Preventing osteoporosis, falls, and fractures among elderly people. Promotion of lifelong physical activity is essential. *British Medical Journal*, v.318, n.7178, p.205-6, 1999.

KANNUS, P. e KHAN, K. M. Prevention of falls and subsequent injuries in elderly people: A long way to go in both research and practice. *Canadian Medical Association Journal*, v.165, n.5, p.587-588, 2001.

KANNUS, P., PARKKARI, J., NIEMI, S., *et al.* Fall-Induced Deaths Among Elderly People. *American Journal of Public Health*, v.95, n.3, p.422-424, 2005.

KARAMANIDIS, K. e ARAMPATZIS, A. Age-related degeneration in leg-extensor muscle-tendon units decreases recovery performance after a forward fall: Compensation with running experience. *European Journal of Applied Physiology*, v.99, n.1, p.73-85, 2007a.

KARAMANIDIS, K. e ARAMPATZIS, A. Aging and running experience affects the gearing in the musculoskeletal system of the lower extremities while walking. *Gait and Posture*, v.25, n.4, p.590-596, 2007b.

KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A. e BRUGGEMANN, G. P. Adaptational phenomena and mechanical responses during running: Effect of surface, aging and task experience. *European Journal of Applied Physiology*, v.98, n.3, p.284-298, 2006.

KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A. e MADEMLI, L. Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n.6, p.980-9, 2008.

KERRIGAN, D. C., LEE, L. W., NIETO, T. J., *et al.* Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.81, n.6, p.730-735, 2000.

KHAN, K., MCKAY, H. e KANNUS, P. Physical activity and bone health: Human Kinetics Publishers. 2001

- KIDGELL, D. J., HORVATH, D. M., JACKSON, B. M., *et al.* Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.21, n.2, p.466-469, 2007.
- KING, G. W., LUCHIES, C. W., STYLIANOU, A. P., *et al.* Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall. *Gait and Posture*, v.22, n.3, p.219-224, 2005.
- KONRAD, H. R., GIRARDI, M. e HELFERT, R. Balance and aging. *Laryngoscope*, v.109, n.9, p.1454-1460, 1999.
- LESMES, G. R., COSTILL, D. L., COYLE, E. F., *et al.* Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Medicine Science in Sports*, v.10, n.4, p.266-9, 1978.
- LIGHT, K. E. Information processing for motor performance in aging adults. *Physical Therapy*, v.70, n.12, p.820-6, 1990.
- LORD, S. R., CASTELL, S., CORCORAN, J., *et al.* The effect of group exercise on physical functioning and falls in frail older people living in retirement villages: a randomized, controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, v.51, n.12, p.1685-92, 2003.
- MADEMLI, L., ARAMPATZIS, A. e KARAMANIDIS, K. Dynamic stability control in forward falls: postural corrections after muscle fatigue in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, v.103, n.3, p.295-306, 2008.
- MAGANARIS, C. N., BALZOPoulos, V. e SARGEANT, A. J. Differences in human antagonistic ankle dorsiflexor coactivation between legs; can they explain the moment deficit in the weaker plantarflexor leg? *Experimental Physiology*, v.83, n.6, p.843-55, 1998.
- MAGNUSSON, S. P., AAGAARD, P., DYHRE-POULSEN, P., *et al.* Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *Journal of Physiology*, v.531, n.Pt 1, p.277-88, 2001.
- MAKI, B. E., CHENG, K. C. C., MANSFIELD, A., *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, n.2, p.243-254, 2008.
- MAKI, B. E. 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. e FERNIE, G. R. Change-in-Support Reactions for Balance Recovery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v.22, n.2, p.20-26, 2003.

- MANSFIELD, A., PETERS, A., LIU, B., *et al.* A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*, v.7, n.1, p.12, 2007.
- MARIGOLD, D. S. e PATLA, A. E. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *Journal of Neurophysiology*, v.88, n.1, p.339-53, 2002.
- MASUD, T. e MORRIS, R. O. Epidemiology of falls. *Age and Ageing*, v.30, n.4, p.3-7, 2001.
- MCARDLE, A., VASILAKI, A. e JACKSON, M. Exercise and skeletal muscle ageing: cellular and molecular mechanisms. *Ageing Research Reviews*, v.1, n.1, p.79-93, 2002.
- MCELHINNEY, J., K.J., K. e J.D., Z. Falls and the Elderly. *Archives of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v.2, n.1, p.60-65, 1998.
- MOCHIZUKI, L. Análise biomecânica da postura humana: Estudos sobre o controle do equilíbrio. (Tese de Doutorado). Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- MORSE, C. I., THOM, J. M., REEVES, N. D., *et al.* In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. *Journal of Applied Physiology*, v.99, n.3, p.1050-1055, 2005.
- MORTON, S. M. e BASTIAN, A. J. Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *Journal of Neurosciences*, v.26, n.36, p.9107-9116, 2006.
- MURRAY, M. P., DUTHIE JR, E. H., GAMBERT, S. R., *et al.* Age-related differences in knee muscle strength in normal women. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.40, p.275-280, 1985.
- MYERS, A. H., YOUNG, Y. e LANGLOIS, J. A. Prevention of falls in the elderly. *Bone*, v.18, n.1 Suppl, p.87S-101S, 1996.
- NAGY, E., FEHER-KISS, A., BARNAI, M., *et al.* Postural control in elderly subjects participating in balance training. *European Journal of Applied Physiology*, v.100, n.1, p.97-104, 2007.
- NARICI, M. V., MAGANARIS, C. N., REEVES, N. D., *et al.* Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, v.95, n.6, p.2229-2234, 2003.
- 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. e PAI, Y. C. Deficient limb support is a major contributor to age differences in falling. *Journal of Biomechanics*, v.40, n.6, p.1318-1325, 2007.

PAVOL, M. J., RUNTZ, E. F. e PAI, Y. C. Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand. *Gait Posture*, v.20, n.2, p.154-62, 2004.

PEREIRA, S. R. M., BUKSMAN, S., PERRACINI, M., *et al.* Quedas em Idosos - Projeto Diretrizes. Boletim Informativo da Associação Médica Brasileira e Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia: 9 p. 2001.

PIJNAPPELS, M., BOBBERT, M. F. e 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, 2005a.

PIJNAPPELS, M., BOBBERT, M. F. e 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. e 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, 2005c.

PIJNAPPELS, M., REEVES, N. D., MAGANARIS, C. N., *et al.* 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, n.2, p.188-96, 2008a.

PIJNAPPELS, M., VAN DER BURG, J., REEVES, N., *et al.* Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*, v.102, n.5, p.585-592, 2008b.

PROVINCE, M. A., HADLEY, E. C., HORN BROOK, M. C., *et al.* The effects of exercise on falls in elderly patients: A preplanned meta- analysis of the FICSIT trials. *Journal of the American Medical Association*, v.273, n.17, p.1341-1347, 1995.

REEVES, N. D., NARICI, M. V. e MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, v.96, n.3, p.885-892, 2004a.

REEVES, N. D., NARICI, M. V. e MAGANARIS, C. N. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Experimental Physiology*, v.89, n.6, p.675-689, 2004b.

SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.20, n.5, 1988.

SCHUIT, A. J. Physical activity, body composition and healthy ageing. *Science and Sports*, v.21, n.4, p.209-213, 2006.

SCHULTZ, A. B. Muscle function and mobility biomechanics in the elderly: an overview of some recent research. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.50 Spec No, p.60-3, 1995.

- SCOTT, S. H. Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Reviews Neuroscience*, v.5, n.7, p.532-46, 2004.
- SIXT, E. e LANDAHL, S. Postural disturbances in a 75-year-old population: I. Prevalence and functional consequences. *Age Ageing*, v.16, n.6, p.393-8, 1987.
- SMITH, J. F., BISHOP, P. A., ELLIS, L., *et al.* Exercise intensity increased by addition of handheld weights to rebounding exercise. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*, v.15, n.1, p.34-38, 1995.
- SPIRDUSO, W. W. Physical dimensions of aging. Champaign, IL: Human Kinetics. 1995.
- STEVENS, J. A. e OLSON, S. Reducing falls and resulting hip fractures among older women. *Home Care Provider*, v.5, n.4, p.134-141, 2000.
- TAUBE, W., GRUBER, M., BECK, S., *et al.* Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, v.189, n.4, p.347-358, 2007.
- TEASDALE, N., BARD, C., LARUE, J., *et al.* On the cognitive penetrability of posture control. *Experimental Aging Research*, v.19, n.1, p.1-13, 1993.
- THELEN, D. G., MURIUKI, M., JAMES, J., *et al.* Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.10, n.2, p.93-101, 2000.
- THELEN, D. G., WOJCIK, L. A., SCHULTZ, A. B., *et al.* Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.52, n.1, 1997.
- THOROUGHMAN, K. A. e SHADMEHR, R. Electromyographic Correlates of Learning an Internal Model of Reaching Movements. *Journal of Neurosciences*, v.19, n.19, p.8573-8588, 1999.
- TINETTI, M. E. e SPEECHLEY, M. Prevention of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, v.320, n.16, p.1055-9, 1989.
- VAN DIEËN, J. H. e PIJNAPPELS, M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n.2, p.169-171, 2008.
- WHO. The world is ageing fast - have we noticed? World Health Organization. Disponível em <http://www.who.int/ageing/en/index.html>, Acessado em 18/10/2009, 2009.
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley-Interscience. 1990. 277 p.
- WINTER, D. A. A. B. C. of balance during standing and walking. Waterloo: Waterloo Biomechanics. 1995. 56 p.



WOJCIK, L. A., THELEN, D. G., SCHULTZ, A. B., *et al.* Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.54, n.1, p.M44-50, 1999.

WOJCIK, L. A., THELEN, D. G., SCHULTZ, A. B., *et al.* Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *Journal of Biomechanics*, v.34, n.1, p.67-73, 2001.

WOLFSON, L., JUDGE, J., WHIPPLE, R., *et al.* Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v.50, n.Spec. Issue, p.64-67, 1995.

WOLFSON, L., WHIPPLE, R., DERBY, C., *et al.* Balance and strength training in older adults: Intervention gains and Tai Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society*, v.44, n.5, p.498-506, 1996.

WOLFSON, L., WHIPPLE, R., JUDGE, J., *et al.* Training balance and strength in the elderly to improve function. *Journal of the American Geriatrics Society*, v.41, n.3, p.341-343, 1993.

WOLTRING, H. J. A FORTRAN package for generalized, cross-validated spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, v.8, p.104-113, 1986.

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., *et al.* 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.

ZATSIORSKY, V. M. e SELUJANOV, V. N. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In: M. H. e K. K. (Ed.). *Biomechanics* Champaign, IL: Human Kinetics, 1983. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body, p.1152-1159