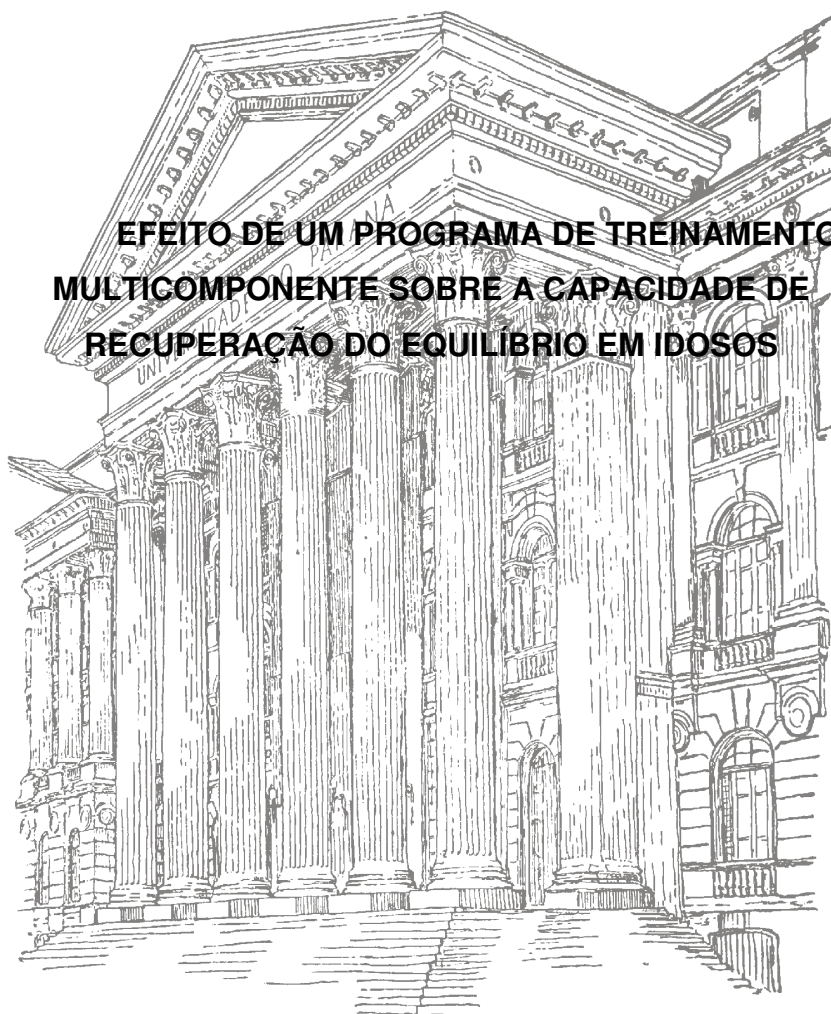


**EFEITO DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO  
MULTICOMPONENTE SOBRE A CAPACIDADE DE  
RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS**



CURITIBA

2016

---

**ROBERTA CASTILHOS DETANICO BOHRER**

---

**EFEITO DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO  
MULTICOMPONENTE SOBRE A CAPACIDADE DE  
RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS**

Tese de Doutorado apresentada como pré-requisito para a obtenção do título de Doutorado em Educação Física, no Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. André L. Felix Rodacki

Co-orientadora: Prof. Dra. Angélica Lodovico

CURITIBA

2016



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física

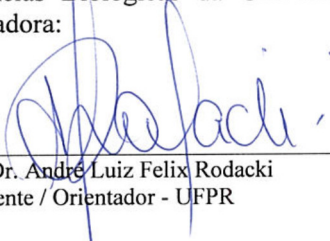



## TERMO DE APROVAÇÃO

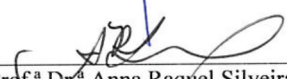
**ROBERTA CASTILHOS DETANICO BOHRER**

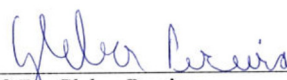
### **“Efeito do treinamento multicomponente sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio em idosos”**

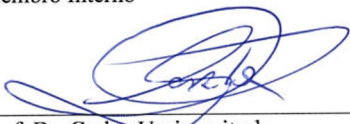
Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Educação Física – Área de Concentração: Exercício e Esporte; Linha de Pesquisa: Atividade Física e Saúde; do Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte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


  
Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki  
Presidente / Orientador - UFPR

  
Prof.ª Dr.ª Angélica Lodovico  
Coorientadora

  
Prof.ª Dr.ª Anna Raquel Silveira Gomes  
Membro Interno

  
Prof. Dr. Gleber Pereira  
Membro Interno

  
Prof. Dr. Carlos Ugrasnowitsch  
Membro Externo

  
Prof. Dr. Martim Francisco Bottaro Marques  
Membro Externo

Curitiba, 28 de Julho de 2016.

Dedico este trabalho a meus pais por me  
apoiarem sempre nas minhas escolhas.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, Vera e Nestor, pelos princípios e valores que me foram ensinados.

Ao meu esposo, Alexandre, pelo amor e companheirismo incondicionais e por apoiar e dar condições ao longo dessa jornada para que pudesse realizar esse trabalho. Não podia deixar de agradecer por esse momento indescritível que estamos vivendo à espera da nossa já amada Mariana.

Ao meu irmão, Marcelo, que mesmo de longe sempre esteve muito próximo e sempre me deu força e apoio mesmo quando não sabia.

Ao Prof. André Rodacki, meu orientador nessa trajetória, obrigada pela oportunidade e confiança ao longo desses anos de convivência. Acima de tudo, obrigada pelos ensinamentos, pelo grande professor que és.

À minha amiga Angélica... sem palavras pra agradecer pela amizade, pelos ensinamentos e pelo apoio nos momentos que mais precisei.

Às minhas amigas do CECOM, Renata, Fernanda, Paula, Karini, Sabrine, Suelen, que fizeram os dias mais leves pelas conversas, incentivos, risadas, terapias... e pela troca de experiências e conhecimentos.

Ao Mateus, que mesmo com pouco tempo de convivência fez contribuições muito importantes nesse estudo.

Aos meus queridos bolsistas Joice e Fernando... obrigada por participarem desse trabalho com tanto empenho e dedicação.

Aos professores Gleber e Paulo pelo conhecimento científico e pela convivência nesses últimos anos.

Ao secretário da pós-graduação, Rodrigo, pela simpatia, dedicação ao trabalho e atenção com todos.

Às minhas amigas fora desse contexto de laboratório e universidade, mas que acompanharam essa trajetória, me incentivando e tornando os meus momentos de lazer mais felizes: Fabi, Ana Loira, Ana Morena, Leila, Marina.

Aos idosos, atores principais desse estudo, um agradecimento especial pela disponibilidade e pelo carinho que sempre nos deram.

À CAPES pelo apoio financeiro.

## RESUMO

Um terço dos idosos que vive independentemente na comunidade cai pelo menos uma vez ao ano, o que pode ser severamente agravado, quando se consideram as projeções de crescimento da população idosa. O aumento exponencial das quedas relacionadas ao envelhecimento tem sido associado ao declínio funcional, marcado por pronunciada diminuição da performance neuromuscular. O exercício físico isoladamente pode diminuir o número e o risco de quedas para indivíduos idosos devido à redução ou retardo dos efeitos deletérios do envelhecimento. Esta tese avaliou um conjunto de parâmetros físicos, musculares e biomecânicos a fim de distinguir idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio em resposta a um tropeço induzido controlado em laboratório. O efeito de um treinamento de natureza multicomponente sobre tais parâmetros também foi analisado. Três estudos experimentais foram realizados. O primeiro estudo analisou a variabilidade e a confiabilidade da marcha de idosos intra e inter-sessão em função de um tropeço induzido em laboratório. Os resultados mostraram que os procedimentos experimentais são aplicáveis para simular tropeços e avaliar quedas em idosos após uma intervenção. O segundo estudo analisou se um conjunto de parâmetros físicos, funcionais e biomecânicos pode identificar idosos capazes (GR) e incapazes de recuperar o equilíbrio (GNR) após um tropeço induzido. Trinta indivíduos foram tropeçados com sucesso, dos quais 13% aplicaram a estratégia de abaixamento para recuperação, 57% a estratégia de elevação e 30% foram incapazes de restabelecer o equilíbrio após o tropeço. Os idosos capazes de recuperar o equilíbrio apresentaram melhor função muscular (torque e potência) da cadeia extensora de membros inferiores em comparação aos incapazes de restabelecê-lo, independentemente da estratégia empregada. Não houve diferença, porém, entre as estratégias adotadas. Os parâmetros físicos relacionados à obesidade foram maiores para o GNR ( $p < 0.05$ ), com tamanho de efeito grande. Os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaram pior desempenho funcional no TUG ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.99$ ). Os picos de torque foram aproximadamente 31% ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.69$  a  $1.19$ ) e a potência média em torno de 46% maiores para o GR para a maioria das articulações ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.83$  a  $1.23$ ). Para a capacidade reativa identificou-se maior duração da fase de início do passo para o GNR ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.83$ ). Os parâmetros cinemáticos da marcha foram similares entre os grupos para a maioria das variáveis analisadas. Os principais resultados de força de reação do solo (FRS) apontam menores taxas de propulsão e carregamento para o GNR ( $p < 0.05$ ). Em geral, os aspectos físicos relacionados à obesidade e à função muscular são fundamentais na identificação de idosos caídores. A musculatura de plantiflexores, sobretudo, apresentou déficits significativos, denotando ter função primordial na marcha e na recuperação do equilíbrio. Assim, o terceiro estudo avaliou o efeito de um treinamento multicomponente sobre a função muscular de plantiflexores. Além dos significativos ganhos na função muscular desse grupo muscular ( $d = -1.16$ ) e da musculatura ao redor de quadril e joelho ( $d = -0.70$  a  $-0.91$ ), os resultados apontaram efeitos importantes do treinamento sobre a funcionalidade ( $d = 1.60$ ), a velocidade da marcha ( $d = -0.76$ ), a capacidade reativa ( $d = 0.72$  a  $0.97$ ) e a estabilidade corporal ao caminhar ( $d = 0.51$ ).

Palavras-chave: envelhecimento; quedas; exercício

## ABSTRACT

One third of older people living independently in the community falls at least once a year. This problem may be severely exacerbated when considering the projected growth of the elderly population. The exponential increase in the number of age-related falls has been associated with functional decline that is marked by pronounced decrease in neuromuscular performance. Physical exercise alone can reduce the number and risk of falls in the elderly by reducing or delaying the deleterious effects of aging. This study evaluated a set of physical, muscular and biomechanics parameters in order to distinguish the elderly that are able and unable to recover balance in response to a laboratory-induced controlled trip. The effect of a multicomponent training program on such parameters was also assessed. Therefore, three experimental studies were performed. The first study analyzed the intra and inter-session gait variability and reliability of elderly in response to an induced tripping in the laboratory. The results showed that the experimental procedures can be applied to simulate and evaluate tripping in the elderly after an intervention. The second study analyzed if a set of physical, functional and biomechanical parameters may be used to identify the elderly that are able from those that are unable to recover from an induced trip. Thirty individuals were successfully tripped, of which 13% applied the lowering strategy recovery, 57% the elevating strategy and 30% were unable to reestablish balance after tripping. The elderly that were able to recover balance presented a better muscle function of the lower limb extensor chain in comparison to those unable to reestablish, irrespective of the strategy applied. There was no difference between elevating or lowering strategies. The physical parameters related to obesity were greater in the unable group ( $p < 0.05$ ), with large effect size. The elderly unable to recover the balance presented worse functional performance in the TUG ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.99$ ). The peak torque were approximately 31% ( $p < 0.05$ ,  $d = 0.69$  to  $1.19$ ) and the average power around 46% higher for the able group for the majority of joints ( $p < 0.05$ ,  $d = 0.83$  to  $1.23$ ). For the reactive ability, it was identified a longer duration of the start phase of the step test for the unable group ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.83$ ). The kinematic gait parameters were similar between the groups for almost all the analyzed variables. The main results of ground reaction force indicate lower propulsion and loading rates in elderly of unable group ( $p < 0.05$ ). In general, the obesity related parameters and the muscular function shown to be crucial in identifying fallers. The plantiflexors muscles showed significant deficits in the elderly unable to reestablish balance, demonstrating a key role for balance recovery and gait. Thus, the third study was conducted to evaluate the effect of a multicomponent training on plantiflexors muscle function. In addition to the significant gains in muscle function of the plantiflexors ( $d = -1.16$ ) and in the musculature around the hip and knee joints ( $d = -0.70$  to  $-0.91$ ), the results showed important training effects on the functionality ( $d = 1.60$ ), gait velocity ( $d = -0.76$ ), reactive ability ( $d = 0.72$  to  $0.97$ ) and body stability when walking ( $d = 0.51$ ).

Key-words: aging; elderly; falls; exercise



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 4.1 – Posição dos pés para teste de equilíbrio da SPPB.....	91
FIGURA 4.2 – Imagem do mecanismo de tropeço.....	92
FIGURA 4.3 – (a) Desenho esquemático do equipamento de segurança; (b) Participante com o equipamento de segurança. ....	93
FIGURA 4.4 – Layout da área de coleta de dados cinéticos e cinemáticos durante teste do tropeço.....	94
FIGURA 4.5 - Modelo biomecânico Helen Hayes para membros inferiores e de tronco e membros superiores.....	96
FIGURA 4.6 – Dados representativos dos parâmetros angulares de quadril, joelho e tornozelo durante a marcha.....	100
FIGURA 5.1 – Recrutamento e alocação dos grupos. ....	112
FIGURA 5.2 – Exemplo de um participante que não foi capaz de recuperar o equilíbrio. Detalhe do sistema de segurança.....	113
FIGURA 5.3 – Posicionamento de um participante durante o teste de função muscular. (a) articulação do quadril; (b) joelho; (c) tornozelo.....	115
FIGURA 5.4 – Exemplo de dado do teste do passo de um participante. ....	117
FIGURA 5.5 – Dados representativos dos momentos e potências articulares do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha. ....	126
FIGURA 6.1 - Alocação dos grupos. ....	156

## LISTA DE QUADROS

QUADRO 4.1 - Definição conceitual e operacional das variáveis cinemáticas da marcha. ....	97
QUADRO 5.1 – Definição conceitual e operacional das variáveis do teste do passo. ....	117
QUADRO 5.2 - Definição conceitual e operacional das variáveis cinéticas. ....	119
QUADRO 5.3 - Definição conceitual e operacional das variáveis de dinâmica inversa.....	123
QUADRO 5.4 - Definição conceitual e operacional dos parâmetros de estabilidade da marcha. ....	127
QUADRO 6.1 - Programa de treinamento multicomponente.....	159

## LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 - Média (DP), intervalo de confiança de 95% (CI95%), Coeficiente de correlação intraclass (ICC3,1) e coeficiente de variação médio (CV) dos parâmetros espaço-temporais da marcha e ângulos articulares das medidas pré e pos-tropeço em diferentes sessões (n=8). ....	102
TABELA 5.1 – Pico de torque e potência média da cadeia extensora, normalizados pela massa corporal (média±desvio padrão) dos grupos de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio (GNR) e dos grupos que adotaram as estratégias de elevação (ELEV) e abaixamento (ABAI).....	130
TABELA 5.2 – Características físicas e performance funcional (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	131
TABELA 5.3 – Pico de torque e potência média de extensores e flexores do tornozelo, joelho e quadril, normalizados pela massa corporal (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	131
TABELA 5.4 – Parâmetros temporais durante a execução do Teste do passo (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	132
TABELA 5.5 – Parâmetros espaço-temporais, de variabilidade e angulares da marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	132
TABELA 5.6 – Momentos e potências articulares durante a marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	133
TABELA 5.7 – Parâmetros de FRS – componente vertical durante a marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	134

TABELA 5.8 – Parâmetros de FRS – componente antero-posterior durante a marcha (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.	134
TABELA 5.9 – Parâmetros de estabilidade da marcha (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação. ....	135
TABELA 6.1 – Características físicas (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.....	163
TABELA 6.2 – Pico de torque e potência média de extensores e flexores do tornozelo, joelho e quadril, normalizados pela massa corporal (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.....	163
TABELA 6.3 – Parâmetros temporais durante a execução do Teste do passo (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino...	164
TABELA 6.4 – Parâmetros de estabilidade corporal (média $\pm$ desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.	164
TABELA 6.5 – Parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.....	167
TABELA 6.6 – Momentos e potências articulares (média $\pm$ desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino. ....	168
TABELA 6.7 – Parâmetros de FRS vertical (média $\pm$ desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino. ....	169
TABELA 6.8 – Parâmetros de FRS antero-posterior (média $\pm$ desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.	170
TABELA 6.9 – Parâmetros de performance funcional (média $\pm$ desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino. ....	171

## SUMÁRIO

<b>ESTRUTURA DA TESE.....</b>	<b>18</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>20</b>
<b>2 OBJETIVOS E HIPÓTESES .....</b>	<b>26</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>29</b>
<b>3.1 Envelhecimento e prevalência de quedas.....</b>	<b>29</b>
<b>3.2 Controle postural e envelhecimento.....</b>	<b>32</b>
3.2.1 Função neuromuscular.....	36
3.2.2 Avaliação do controle postural .....	41
<b>3.3 Envelhecimento e funcionalidade.....</b>	<b>42</b>
3.3.1 Avaliação da funcionalidade.....	45
<b>3.4 Marcha do idoso .....</b>	<b>47</b>
<b>3.5 Identificação e avaliação das quedas.....</b>	<b>56</b>
<b>3.6 Estabilidade corporal durante a marcha .....</b>	<b>62</b>
<b>3.7 Estratégias de recuperação do equilíbrio após um tropeço .....</b>	<b>65</b>
<b>3.8 Exercício físico e prevenção de quedas.....</b>	<b>69</b>
<b>3.9 Síntese da Revisão de Literatura .....</b>	<b>82</b>
<b>4 REPRODUTIBILIDADE DO PADRÃO DE MARCHA APÓS O TROPEÇO INDUZIDO .....</b>	<b>85</b>
<b>4.1 Introdução.....</b>	<b>85</b>

<b>4.2 Objetivos e hipóteses .....</b>	<b>87</b>
<b>4.3 Métodos.....</b>	<b>87</b>
4.3.1 Critérios de inclusão .....	87
4.3.2 Critérios de exclusão .....	88
4.3.3 Participantes do estudo .....	88
4.3.4 Procedimentos experimentais .....	89
4.3.5 Avaliações e instrumentação.....	89
4.3.5.1 <i>Anamnese</i> .....	89
4.3.5.2 <i>Avaliação antropométrica</i> .....	89
4.3.5.3 <i>Avaliação da funcionalidade</i> .....	90
4.3.5.4 <i>Mecanismo de tropeço</i> .....	92
4.3.5.5 <i>Equipamento de segurança</i> .....	93
4.3.5.6 <i>Avaliação cinemática e cinética da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio</i> .....	94
4.3.5.6.1 <i>Processamento, análise dos dados e variáveis analisadas</i> .....	97
4.3.6 Análise Estatística .....	100
<b>4.4 Resultados .....</b>	<b>101</b>
<b>4.5 Discussão .....</b>	<b>103</b>
<b>4.6 Conclusão .....</b>	<b>104</b>
<b>5 ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS, FUNCIONAIS E BIOMECÂNICOS COMO PREDITORES DE QUEDAS.....</b>	<b>107</b>

<b>5.1 Introdução.....</b>	<b>107</b>
<b>5.2 Objetivos E hipóteses .....</b>	<b>109</b>
<b>5.3 Métodos.....</b>	<b>111</b>
5.3.1 Critérios de inclusão .....	111
5.3.2 Participantes do estudo .....	112
5.3.3 Procedimentos experimentais .....	113
5.3.4 Avaliações e instrumentação.....	114
5.3.4.1 Avaliação da função muscular.....	114
5.3.4.2 Avaliação da capacidade reativa.....	115
5.3.4.4 Avaliação cinemática e cinética da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio.....	118
5.3.5 Análise estatística .....	128
<b>5.4 Resultados .....</b>	<b>129</b>
<b>5.5 Discussão .....</b>	<b>135</b>
5.5.1 Características da cadeia extensora de membros inferiores quanto à estratégia adotada.....	135
5.5.2 Características físicas, performance funcional, muscular e capacidade reativa .....	136
5.5.3 Parâmetros cinemáticos, cinéticos e de dinâmica inversa da marcha .....	140
<b>5.6 Limitações do estudo.....</b>	<b>146</b>
<b>5.7 Conclusão .....</b>	<b>147</b>

<b>6. EFEITO DO PROGRAMA DE TREINAMENTO MULTICOMPONENTE SOBRE A FUNÇÃO MUSCULAR DE PLANTIFLEXORES DE IDOSOS .....</b>	<b>150</b>
<b>6.1 Introdução.....</b>	<b>150</b>
<b>6.2 Objetivos e hipóteses .....</b>	<b>153</b>
<b>6.3 Métodos.....</b>	<b>155</b>
6.3.1. Critérios de inclusão .....	155
6.3.2 Participantes do estudo.....	156
6.3.3 Procedimentos experimentais .....	157
6.3.4 Processamento, análise dos dados e variáveis analisadas.....	157
6.3.5 Protocolo de treinamento .....	158
6.3.6 Análise estatística .....	160
<b>6.4 Resultados .....</b>	<b>160</b>
<b>6.5 Discussão .....</b>	<b>172</b>
6.5.1 Função muscular.....	172
6.5.2 Capacidade reativa .....	173
6.5.3 Estabilidade corporal .....	175
6.5.4 Parâmetros biomecânicos da marcha .....	176
6.5.5 Performance funcional.....	180
<b>6.6 Limitações do estudo.....</b>	<b>181</b>
<b>6.7 Conclusão .....</b>	<b>181</b>
<b>7 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS DE FUTUROS ESTUDOS.....</b>	<b>184</b>



<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>186</b>
<b>APÊNDICE I.....</b>	<b>212</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>218</b>
<b>ANEXO II.....</b>	<b>222</b>

## **ESTRUTURA DA TESE**

Esta tese foi estruturada em sete capítulos. O primeiro foi dedicado à introdução geral, onde consta a contextualização e a justificativa que norteiam esse estudo. No capítulo II, encontram-se os objetivos e hipóteses gerais. O capítulo III apresenta a revisão da literatura sobre os principais aspectos relacionados às características físicas, funcionais e musculares e alterações inerentes ao processo de envelhecimento. Além disso, são abordados os principais tipos de exercícios e intervenções realizados para a prevenção de quedas em idosos. A fim de responder aos objetivos e testar as hipóteses geradas, a tese foi dividida em três estudos experimentais. O primeiro estudo experimental (capítulo IV) foi concebido para estabelecer a variabilidade e confiabilidade da marcha antes e após o tropeço induzido em laboratório e em diferentes dias de avaliação. O segundo capítulo experimental (capítulo V) foi elaborado a partir do resultado do experimento do tropeço induzido em que os idosos são classificados quanto à estratégia de recuperação do equilíbrio e como capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio. Nesse estudo, uma série de parâmetros físicos, funcionais e biomecânicos foi determinada e comparada entre esses grupos a fim de identificar os principais preditores de quedas em idosos. O último estudo experimental (capítulo VI) visa avaliar o efeito do programa de exercício multicomponente sobre a função neuromuscular de idosos. Finalmente, o capítulo VII traz a conclusão geral do estudo.

## **CAPÍTULO I**

### **INTRODUÇÃO**

## 1 INTRODUÇÃO

Aproximadamente um terço dos idosos que vive independentemente na comunidade cai pelo menos uma vez ao ano. Dentre esses idosos 5-30% sofrem lesões graves ou até a morte (Madigan *et al.*, 2014). Quedas que não resultam em lesões físicas podem resultar na "síndrome pós-queda" ou medo de cair, que acarreta perda de confiança e hesitação, com consequente redução de mobilidade e independência (Lord *et al.*, 2001; Perracini e Ramos, 2002). De fato, as quedas representam um problema de saúde pública mundial (Whipple *et al.*, 1987; Grabiner *et al.*, 2001). No Brasil, os levantamentos estatísticos reportam proporções de quedas similares aos estudos internacionais em sujeitos acima de 65 anos. Todavia, no Brasil esse problema pode ser severamente agravado, quando se consideram as projeções de crescimento da população idosa – estimado em 300% até 2025 (Ibge, 2013). Esse crescimento pode acarretar grandes impactos na economia e sobre o sistema de saúde do país (Siqueira *et al.*, 2011). Assim, à medida que a população envelhece torna-se cada vez mais importante o apelo para medidas que busquem a redução do número dos eventos de queda.

O aumento exponencial do número de quedas relacionadas ao envelhecimento tem sido associado às mudanças biológicas inerentes ao processo natural de senescência (Who, 2007). Esse processo é acompanhado por um importante declínio funcional que é marcado por pronunciada diminuição da performance neuromuscular. Esses declínios são caracterizados por redução da massa muscular e perda de força que ocorrem mesmo em idosos saudáveis (Roubenoff e Hughes, 2000; Doherty, 2003). Embora a força muscular seja um forte preditor funcional (Lin e Woollacott, 2005), a máxima capacidade de gerar força rapidamente tem sido considerada uma variável que influencia marcadamente a relação entre a diminuição das características contráteis musculares, limitações funcionais e subseqüentes incapacidades (Kerrigan *et al.*, 2000; Suzuki *et al.*, 2001; Skelton *et al.*, 2002).

O impacto do envelhecimento sobre o sistema neuromuscular não se restringe apenas à força e à potência, mas também sobre o sistema de controle postural (Siegel *et al.*, 2004; Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005). A deterioração do sistema de controle postural incorre em maior tempo para detectar e integrar as informações sensoriais relevantes, em selecionar a melhor resposta para determinada situação e de maiores tempos de reação. Nessa perspectiva, a capacidade de perceber um distúrbio externo (ex. tropeço), elaborar uma resposta adequada e recrutar grupos musculares apropriados são fundamentais para restabelecer o equilíbrio e evitar uma queda (Freitas Júnior e Barela, 2006).

A identificação desses como os principais fatores relacionados ao risco de quedas tem sido viabilizada a partir de estudos transversais, que têm utilizado testes simples e de baixo custo, nos quais uma única ou um conjunto de variáveis são selecionados. Em geral, tais estudos têm dado enfoque à capacidade do indivíduo produzir força muscular (Moreland *et al.*, 2004; Bento *et al.*, 2010), equilíbrio (Melzer *et al.*, 2007; Swanenburg *et al.*, 2010), marcha (Hausdorff *et al.*, 2001; Chiba *et al.*, 2005; Beauchet *et al.*, 2009; Granacher *et al.*, 2009), capacidade funcional (Shumway-Cook *et al.*, 2000; Ward *et al.*, 2015) e aspectos antropométricos (Himes e Reynolds, 2012; Madigan *et al.*, 2014; Mitchell *et al.*, 2014). Ainda que tais estudos tenham auxiliado no entendimento de diversos aspectos relacionados às quedas, existem aspectos relevantes a serem considerados nos métodos empregados para discriminar indivíduos caídores e não-caídores.

A identificação de caídores e não-caídores tem sido feita a partir de modelos retrospectivos e/ou prospectivos, os quais são propensos a erro devido aos déficits de memória (Rosenblatt e Grabiner, 2012; Riva, F *et al.*, 2013; Greene *et al.*, 2014). Além disso, as quase-quedas (eventos que não resultam numa queda propriamente dita) também constituem um preditor independente de quedas subsequentes (Teno *et al.*, 1990). Todavia, sua identificação pode ser ainda mais difícil e complexa, uma vez que podem não ser fatos significativos relevantes quanto uma queda propriamente dita (Metter *et al.*, 1997). Logo, quase-quedas podem ser difíceis de serem recordadas, o que impossibilita seu efetivo

monitoramento. Outro problema adicional dos estudos retrospectivos e prospectivos é o fato de assumirem que todas as avaliações físicas realizadas até um ano antes ou depois da queda ainda são capazes de representar a aptidão física dos participantes no momento do evento. Esse tipo de estudo também desconsidera mudanças de hábitos como a inserção ou a desistência de programas de atividade física. Portanto, os estudos retrospectivos e prospectivos apresentam limitações e podem não ser suficientemente precisos para identificar indivíduos com maior risco de quedas.

Recentemente, Robinovitch e colaboradores identificaram que 24% das quedas em idosos ocorrem durante o caminhar, sendo os tropeços a principal causa em 21% dos casos (Robinovitch *et al.*, 2013). Logo, o estudo dos mecanismos neuromusculares envolvidos durante esse tipo de perturbação e recuperação do equilíbrio é de interesse. Apesar disso, as avaliações clínicas de risco de queda raramente incluem perturbações externas (Robinovitch *et al.*, 2013). Assim, abordagens mais realísticas de avaliação de quedas sob condições controladas de laboratório têm sido sugeridas e incluem: a) liberação do peso corporal a partir de uma inclinação para frente – “*tethered*” (Lexell, 2000; Thelen *et al.*, 2000; Rhea e Rietdyk, 2011); b) restrição do movimento da perna durante o balanço por meio de cabos ou dispositivos semelhantes presos ao tornozelo (Cordero *et al.*, 2003; Hashidate *et al.*, 2011; Senden *et al.*, 2014); c) lançamento de objetos sobre a esteira para obstruir a perna de balanço durante a marcha (Schillings *et al.*, 1996; Schillings *et al.*, 2000; Schillings *et al.*, 2005) ou d) surgimento de obstáculos rígidos para obstruir a perna de balanço durante a marcha no solo (Eng *et al.*, 1994; Pavol *et al.*, 2001; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008; Roos *et al.*, 2010; Rosenblatt e Grabiner, 2012; Wang *et al.*, 2012).

Os estudos que induziram tropeços controlados indicaram menor probabilidade de recuperação do equilíbrio nos idosos em comparação a adultos jovens (Cordero *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2004; Van Dieën *et al.*, 2005). Embora muitos aspectos do equilíbrio e da marcha possam influenciar o risco de cair, um fator crítico é a capacidade de responder de forma eficaz para restabelecer o equilíbrio após uma perturbação externa (Kim *et al.*, 2011). Essa capacidade é determinada pelo tempo necessário para reposicionar a perna de recuperação, a

qual é influenciada pela capacidade de gerar elevados torques articulares rapidamente (Pavol *et al.*, 2002; Robinovitch *et al.*, 2002; Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005; Van Dieen *et al.*, 2005; Roos *et al.*, 2010) e pelo comprimento do passo de recuperação (Roos *et al.*, 2010). Tais limitações podem ser ainda devidas a déficits neurais ou pela combinação de fatores musculares e neurais (Pavol *et al.*, 2002; Robinovitch *et al.*, 2002; Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005; Van Dieen *et al.*, 2005). Apesar da contribuição desses estudos realizados com tropeços induzidos, a maioria dos achados deriva de análises transversais, sem que qualquer intervenção tenha sido testada a fim de observar a efetividade das inferências propostas.

Para reduzir o número de quedas em idosos, vários programas de intervenção de natureza multifatorial têm sido aplicados. Tais programas incluem palestras e folhetos informativos, avaliação do estado de saúde, avaliação de fármacos com gestão de medicamentos, avaliação e modificações do ambiente de casa como mobiliários e iluminação, exercícios físicos ou ainda a combinação das intervenções acima referidas (Mullineaux *et al.*, 2001; Pérula *et al.*, 2012). Contudo, as evidências sugerem que o exercício físico isoladamente pode diminuir o número e o risco de quedas para indivíduos idosos (Mullineaux *et al.*, 2001), devido à redução ou retardo dos efeitos deletérios do envelhecimento. Dessa forma, uma variedade de programas de intervenção tem sido proposta e envolvem treinamentos resistidos e de equilíbrio (Taaffe *et al.*, 1999; Day *et al.*, 2002; Macaluso e De Vito, 2004; Stevens *et al.*, 2006; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008; Shorr *et al.*, 2008; Seo *et al.*, 2012; Carande-Kulis *et al.*, 2015), treinamentos de potência muscular (Earles *et al.*, 2001; Hruda *et al.*, 2003; Orr *et al.*, 2006; Hazell *et al.*, 2007; Pereira *et al.*, 2012; Reid e Fielding, 2012; Stevens e Phelan, 2012), estudos comparativos de treino resistido e potência (Miszko *et al.*, 2003; Henwood *et al.*, 2008; Bean *et al.*, 2009; Marsh *et al.*, 2009; Wallerstein *et al.*, 2012), dança (Shigematsu *et al.*, 2002; Sofianidis *et al.*, 2009; Cepeda *et al.*, 2015), exercícios aquáticos (Melzer *et al.*, 2008; Bento *et al.*, 2012; Elbar *et al.*, 2013), Tai chi (Suzuki *et al.*, 2004; Li *et al.*, 2005; Li *et al.*, 2009; Zhuang *et al.*, 2014), exercícios multicomponentes (Caserotti *et al.*, 2008; Carvalho *et al.*, 2009; Iwamoto *et al.*, 2009; Littbrand *et al.*, 2009; Aragao *et al.*, 2011; Marques *et al.*, 2011; Freiburger *et*

*al.*, 2012; Reed-Jones *et al.*, 2012; Bierbaum *et al.*, 2013; Cadore *et al.*, 2013; Lee *et al.*, 2013) e funcionais (De Vreede *et al.*, 2004; Paw *et al.*, 2004). Além de programas especificamente elaborados para a região dos pés e tornozelo (Suzuki *et al.*, 2001; Fujiwara *et al.*, 2011; Nagai *et al.*, 2011) e de treinamento com perturbação (Bieryla *et al.*, 2007; Maki *et al.*, 2008; Mansfield *et al.*, 2010).

A maioria desses estudos reforça o conceito de que a força muscular é um componente de elevada importância para a manutenção e recuperação do equilíbrio. Porém, existem evidências de que os benefícios associados ao treinamento podem ser ainda mais expressivos em atividades que desenvolvam a potência muscular a fim de reduzir os tempos de resposta exigidos na recuperação do equilíbrio para evitar uma queda (Earles *et al.*, 2001; Miszko *et al.*, 2003; Orr *et al.*, 2006; Hazell *et al.*, 2007; Marsh *et al.*, 2009; Pereira *et al.*, 2012; Wallerstein *et al.*, 2012). Embora o treinamento específico de tropeço tenha se mostrado efetivo para a recuperação do equilíbrio (Bieryla *et al.*, 2007), os custos envolvidos são relativamente altos e acessibilidade baixa por ser realizado em esteira. Assim, dentre as formas de intervenção tipicamente oferecidas a idosos destacam-se os programas multicomponente ou multimodal (Grabiner *et al.*, 2014). Os resultados desses programas apontam para ganhos de força e potência muscular, equilíbrio, performance funcional (Carvalho *et al.*, 2009; Iwamoto *et al.*, 2009; Aragao *et al.*, 2011; Marques *et al.*, 2011; Freiburger *et al.*, 2012; Reed-Jones *et al.*, 2012; Cadore *et al.*, 2013; Halvarsson *et al.*, 2013; Lee *et al.*, 2013) e função neuromuscular (Caserotti *et al.*, 2008). Ademais, tais programas possuem alta aderência (de 73 a 91%) (Carvalho *et al.*, 2009; Marques *et al.*, 2011; Freiburger *et al.*, 2012; Reed-Jones *et al.*, 2012; Cadore *et al.*, 2013).

Os resultados deste estudo servirão para um melhor entendimento dos principais fatores físicos, funcionais e principalmente biomecânicos, relacionados ao maior risco de quedas em idosos. Tais achados servirão como base para profissionais da saúde prescrever o treinamento para essa população de forma mais efetiva na prevenção de quedas.



## **CAPÍTULO II**

### **OBJETIVOS E HIPÓTESES**

## 2 OBJETIVOS E HIPÓTESES

O objetivo desta tese foi avaliar os principais parâmetros físicos, musculares e biomecânicos que distinguem idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio, a partir de um tropeço controlado induzido em laboratório. O efeito de um treinamento de natureza multicomponente sobre tais parâmetros foi analisado. Assim, a seguinte hipótese geral foi formulada:

Os parâmetros selecionados para análise distinguirão idosos capazes daqueles incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço induzido em laboratório. Um programa de exercícios baseado em potência de membros inferiores produz melhorias sobre a musculatura plantiflexora de idosos.

A fim de explorar esta hipótese geral, 3 estudos experimentais foram elaborados:

### Estudo experimental I – Capítulo IV

Analisar a variabilidade e a confiabilidade da marcha de idosos intra e inter-sessão após um tropeço induzido em laboratório.

Hipótese:

H<sub>1</sub> – A marcha apresentará baixa variabilidade e alta confiabilidade antes e após o tropeço induzido em laboratório e em diferentes dias.

### Estudo experimental III – Capítulo VI

Analisar se um conjunto de parâmetros físicos, funcionais e biomecânicos pode identificar idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço induzido em laboratório e prever risco de quedas.

Hipótese:

H<sub>2</sub> - As características físicas, funcionais e musculares serão capazes de diferenciar idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço, sendo a potência muscular um fator preditor de quedas

### Estudo experimental III – Capítulo VI

Avaliar o efeito de um treinamento multicomponente sobre a função muscular de plantiflexores.

Hipótese:

H<sub>3</sub> – O programa de treinamento multicomponente produzirá ganhos sobre a função muscular de idosos.

## **CAPÍTULO III**

### **REVISÃO DE LITERATURA**

### **3 REVISÃO DE LITERATURA**

Com a finalidade de fundamentar o problema, dar suporte teórico ao método e discutir os resultados do estudo serão contemplados alguns conteúdos da literatura, que estarão organizados nesse capítulo em sete tópicos. O primeiro refere-se à prevalência das quedas em função dos processos de envelhecimento a fim de permitir o entendimento dos impactos das quedas entre os idosos. O segundo tratará do sistema de controle postural, que é responsável pela integração das informações geradas pelos sistemas sensorial e neuromuscular, a fim de produzir uma resposta motora adequada frente às exigências do ambiente. Com o envelhecimento, esse sistema sofre inúmeras modificações e adaptações que tornam os idosos mais propensos a quedas, conforme será abordado nesse tópico. Como consequência de tais alterações, ocorre a redução da funcionalidade, que implica em maior dificuldade em realizar atividades da vida diária e guarda forte relação com maior risco de quedas e redução da independência dos idosos, a qual será abordada no terceiro tópico. No quarto tópico serão descritas as características da marcha do idoso, uma vez que se trata de uma tarefa motora básica da locomoção, durante a qual um grande número de quedas ocorre, especialmente em decorrência de tropeços. O entendimento das quedas está intimamente relacionado à forma com que as mesmas são identificadas, a considerar as limitações metodológicas para sua determinação. Assim, no quinto tópico serão abordadas as formas de avaliação das quedas, nas perspectivas clínicas e em ambiente de laboratório em modelos que envolvem perturbações externas. No sexto tópico será abordada a estabilidade corporal durante a marcha. O sétimo tópico será dedicado às estratégias de recuperação do equilíbrio adotadas após um tropeço em condições controladas de laboratório. Ao final, o oitavo tópico apresentará os diferentes tipos de exercícios aplicados na prevenção de quedas em idosos.

#### **3.1 Envelhecimento e prevalência de quedas**

As quedas constituem um evento comum entre os idosos e representam um problema de saúde pública mundial (Shorr *et al.*, 2008; Carande-Kulis *et al.*, 2015). Nos EUA, os custos médicos diretos totalizam 2 bilhões de dólares para lesões fatais e 19 bilhões para lesões não fatais relacionadas a quedas de indivíduos com mais de 65 anos (Stevens *et al.*, 2006). A cada ano aproximadamente um terço dos idosos que vive independentemente na comunidade cai pelo menos uma vez ao ano (Fasano *et al.*, 2012; Madigan *et al.*, 2014). No Brasil, estima-se que até 2025 ocorra um crescimento de 300% na população idosa, o que terá maior impacto na economia e sistema de saúde do país (Siqueira *et al.*, 2011).

A prevalência de quedas está diretamente associada à idade, ao estilo de vida sedentário, à auto-percepção de saúde pobre e ao uso crônico de medicamentos (Siqueira *et al.*, 2011). No Brasil identifica-se prevalência de quedas de 27,1%, sendo significativamente maior entre as mulheres (40,1%) (Siqueira *et al.*, 2011). Sugere-se como causa a maior fragilidade das mulheres, maior prevalência de doenças crônicas e ainda pode estar relacionado a uma maior exposição a atividades domésticas e a um comportamento de maior risco (Perracini e Ramos, 2002). Assim, a ocorrência de quedas pode ser fortemente relacionada com a exposição, ou seja, ocorrem principalmente durante a realização das atividades da vida diária (AVDs) (Lord *et al.*, 2001).

Há uma tendência clara do aumento da prevalência de quedas com a idade, sendo de 24,4% dos 60-69 anos; 27,9% dos 70-79 anos e a partir de 80 anos aumenta para 37,1% (Siqueira *et al.*, 2011). As quedas têm maior prevalência em idosos mais frágeis, naqueles com dificuldades em realizar as atividades da vida diária e naqueles com condições médicas particulares que afetam a postura, equilíbrio e marcha (Lord *et al.*, 2001). O aumento da incidência de quedas também é evidente em pessoas com deficiências cognitivas e acometimentos neurológicos, artrite e diabetes, embora pouco seja reportado a respeito da taxa de quedas nesses grupos específicos (Lord *et al.*, 2001). Ainda, obesidade e sedentarismo no tempo de lazer revelam grande probabilidade de quedas (Siqueira *et al.*, 2011). A obesidade, em particular, tem sido associada com risco 31% maior de que ocorram

quedas nos próximos 12 meses e 32% maior risco de que ocorram quedas múltiplas, comparado a pessoas com peso normal. Além disso, indivíduos obesos com 65 anos ou mais apresentam risco aumentado de quedas (Mitchell *et al.*, 2014) e o efeito do peso sobre o risco de quedas parece ser linear, ou seja, quanto maior o grau de obesidade maior o risco (Himes e Reynolds, 2012).

A classificação dos idosos em caidores e não-caidores varia muito na literatura, contudo usualmente define-se um caidor como sendo um indivíduo que caiu pelo menos uma vez em determinado período, em geral 6 a 12 meses (Masud e Morris, 2001). Sabe-se que idosos que sofreram uma queda estão em maior risco de cair novamente (Lord *et al.*, 2001) e são chamados de caidores recorrentes, considerados aqueles que caíram duas ou mais vezes durante um período de tempo definido, quando comparado a um indivíduo que caiu uma só vez (Masud e Morris, 2001). Padrões de atividade de alta intensidade parecem estar associados com risco aumentado de queda recorrente, principalmente em idosos com boa aptidão física (Peeters *et al.*, 2010).

Queda pode ser definida como um evento inesperado em que o indivíduo cai no chão ou nível inferior, sem a perda da consciência (Who, 2010). Ocorrem como resultado de uma complexa interação de fatores de risco, que podem ser classificados como biológicos, comportamentais, ambientais e sócio-econômicos (Who, 2010). Os fatores biológicos referem-se às características individuais dos indivíduos, geralmente não-modificáveis. Já os fatores de risco comportamentais, – sedentarismo, tabagismo, álcool – e os ambientais – tapetes, móveis, degraus – são considerados modificáveis. Os fatores sócio-econômicos referem-se à influência da condição social e status econômico dos indivíduos na sociedade. A interação dos fatores biológicos com os ambientais e comportamentais aumentam o risco de quedas (Who, 2010). Outra nomenclatura dada aos fatores de risco refere-se a fatores intrínsecos – sexo, fraqueza, desordens do equilíbrio, e visão deficiente – e extrínsecos – perigos ambientais (Stevens e Phelan, 2012).

Embora os fatores ambientais não sejam a principal causa da maioria das quedas, a interação entre um ambiente perigoso (fator extrínseco) e as limitações das capacidades físicas como a visão, prejuízos da força muscular e do equilíbrio (fatores intrínsecos) inerentes ao envelhecimento parece desempenhar um papel

importante em quedas (Lord *et al.*, 2001). Em recente estudo observacional de quedas em idosos, Robinovitch e colaboradores identificaram a transferência de peso corporal como a principal causa (41%), seguida pelos tropeços (21%) e em menor proporção outras como colisões, colapsos e escorregões. Quanto à atividade, as principais causas foram relacionadas à execução de tarefas cotidianas como o caminhar (24%), permanecer parado em pé (13%) e sentar (12%). Entretanto, ao fazer a combinação da causa com a atividade, a combinação com o maior número de quedas foi o tropeço durante o caminhar (11%) (Robinovitch *et al.*, 2013).

Como consequência, as quedas podem levar a inúmeras doenças incapacitantes, extensas hospitalizações e morte. Por essa razão representam um significativo custo e problema de saúde pública. Os custos podem ser tanto diretos, o que inclui consultas médicas, hospital, atendimento domiciliar de enfermagem, ambulatório, reabilitação, testes diagnósticos, medicamentos, atendimento domiciliar, modificações no domicílio, equipamentos e cuidados institucionais, como indiretos, que incluem o gasto com cuidador e com morbidade e mortalidade do paciente (Lord *et al.*, 2001; Masud e Morris, 2001). Dependendo da população em estudo, entre 22% e 60% dos idosos sofrem lesões por quedas, 10-15% sofrem ferimentos graves, 2-6% sofrem fraturas e 0,2-1,5% sofrem fraturas de quadril (Lord *et al.*, 2001). Em estudo realizado no Brasil, dentre os idosos que sofreram quedas, 3% resultaram em fraturas e 0,7% foram submetidos à cirurgia em decorrência da fratura (Siqueira *et al.*, 2011). Adicionalmente, lesões na extremidade inferior do corpo representam a maioria dos custos com hospitalização (62%) e 28% dos custos ambulatoriais (Stevens *et al.*, 2006). Mesmo quedas que não resultam em lesões físicas pode resultar na "síndrome de pós-queda" ou medo de cair, uma perda de confiança e hesitação, com consequente perda de mobilidade e independência (Lord *et al.*, 2001; Perracini e Ramos, 2002).

### **3.2 Controle postural e envelhecimento**

Dentre os fatores de risco anteriormente citados, é bem estabelecido que a combinação de incapacidades e deficiências intrínsecas associadas à idade é



determinante para o risco aumentado de quedas em idosos. Há uma gama de fatores fisiológicos que pode estar envolvida nestas mudanças relacionadas à idade, incluindo diminuição da velocidade de condução nervosa, aumento dos limiares de detecção sensorial, aumento do tempo de processamento central, aumento da rigidez dos tecidos passivos, aumento da rigidez muscular ativa devido à coativação ou o conjunto postural inicial, dependência crescente da visão para o controle postural e redução da muscular força e capacidade de geração de torque (Melzer e Oddsson, 2004). Assim, o aumento do número de quedas com o aumento da idade não ocorre devido ao envelhecimento do sistema de equilíbrio, mas sim pela maior probabilidade de ocorrência de deficiências nos sistemas fisiológicos subjacentes à tarefa de equilíbrio (Lin e Woollacott, 2005).

O controle postural desempenha papel fundamental para a habilidade de manter o equilíbrio durante a execução de inúmeras tarefas da vida diária, que incluem desde manter-se em pé até locomover-se de forma independente (Melzer *et al.*, 2007). O sistema de controle postural é formado por subsistemas: sensorial e neuromuscular. Tem como função captar, processar e integrar as informações e gerar respostas motoras rápidas e adequadas às exigências do ambiente, a fim de prover a orientação e o equilíbrio postural (Horak, 2006). A orientação postural envolve o controle ativo do alinhamento e tônus corporal em relação à gravidade, superfície de suporte, ambiente visual e referências internas e é baseada na interpretação de informações sensoriais convergente dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual. Já o equilíbrio postural envolve a coordenação das estratégias sensório-motoras para estabilizar o CM (centro de massa), sendo que suas mudanças ou ajustes após perturbações definem como o equilíbrio é mantido (Horak, 2006).

De modo geral, destacam-se seis importantes recursos ou subcomponentes necessários para o controle postural: restrições biomecânicas, estratégias de movimento, estratégias sensoriais, orientação espacial, controle dinâmico e processos cognitivos (Horak, 2006). Quanto às restrições biomecânicas, a base de suporte, representada pelos pés, é o fator mais importante a ser considerado. Assim, qualquer limitação relativa a tamanho, força, dor ou controle dos pés podem afetar o equilíbrio (Horak, 2006). Outro fator limitante e

importante a ser considerado no controle do equilíbrio refere-se à manutenção do centro de massa dentro da base de suporte em situações estáticas e dinâmicas, sendo que quando essa relação não é mantida, o sistema será desequilibrado e/ou instável. Para tanto, o SNC tem uma representação interna do cone de estabilidade utilizado para determinar os limites de movimento. Em outras palavras, o quanto longe se pode mudar de frente para trás e de um lado para outro sem perder o equilíbrio (Horak, 2006). Indivíduos mais propensos a quedas apresentam pequenos limites de estabilidade (Horak, 2006).

Em situações dinâmicas como a caminhada ou mudanças de postura, diferentemente de posição quase-estática, o CM não se encontra dentro da base de suporte, o que gera maiores oscilações posturais e consequentemente maior instabilidade. Em função dos graus de liberdade das articulações do corpo há sempre um maior deslocamento no sentido ântero-posterior, mas há também deslocamentos laterais. Idosos com maior propensão a cair tendem a apresentar excursões de movimento do CM maiores que o normal, no sentido lateral e localização lateral dos pés mais irregular (Horak, 2006).

A recuperação da estabilidade requer estratégias de movimento que controlam o CM sobre a base de suporte. A estratégia de tornozelo ocorre com perturbações mínimas do equilíbrio. Já a estratégia de quadril ocorre em resposta a instabilidades moderadas e requer elevados níveis de força e potência e mobilidade ao redor do quadril. Contudo, quando o CM excede os limites de estabilidade é utilizada a estratégia do passo, na qual o indivíduo dá um passo à frente para recuperar o equilíbrio (Horak, 2006). Esta última estratégia é a mais utilizada por idosos com tendência a risco de quedas (Horak, 2006). Embora as causas de quedas sejam variadas e complexas, um fator crítico refere-se à habilidade de responder efetivamente a perturbações do equilíbrio (Maki *et al.*, 2008). Para a manutenção do equilíbrio é necessária a habilidade de detectar perturbações posturais (internas ou externas) e gerar respostas apropriadas. Contudo, esta habilidade reduz com a idade e pode levar a desequilíbrios e ao aumento do risco de quedas (Lin e Woollacott, 2005).

Embora as estratégias de movimento sejam automáticas e acionadas em até 100ms após a percepção de uma perturbação externa, os indivíduos podem ter

influência sobre a estratégia selecionada e a magnitude da resposta com base na intenção, experiência e expectativa. Além disso, estratégias posturais antecipatórias ao movimento voluntário também ajudam a manter a estabilidade compensando a desestabilização pelo movimento dos braços (Horak, 2006).

Quanto aos processos sensoriais, envolvem informações visuais, vestibular e somatosensorial, sendo que indivíduos saudáveis e em ambientes iluminados com base de suporte firme, dependem de 10% da visão, 20% do sistema vestibular e 70% do sistema somatosensorial. Contudo, as diferentes demandas ambientais exigem a adaptação do sistema de controle postural e assim, há um esquema de compensação entre as estratégias sensoriais (Horak, 2006).

A habilidade de orientar as partes do corpo em relação à gravidade, à superfície de suporte e às referências internas é também considerado um componente fundamental do controle postural, sendo que através do tônus muscular o corpo é alinhado verticalmente para minimizar os efeitos da força da gravidade. Em indivíduos saudáveis, essa orientação espacial é automaticamente regulada, conforme o contexto e a tarefa (Horak, 2006).

Em adição, sabe-se que quanto mais difícil a tarefa postural, maior processamento cognitivo é exigido, o que já foi verificado em estudos (Melzer e Oddsson, 2004) através de testes utilizando dupla tarefa. Nesse sentido, como resultado do insuficiente processamento cognitivo para o controle postural, devido à ocupação com outra (as) tarefa (as) ocorrem as quedas (Horak, 2006). Do mesmo modo, as funções somatosensorial e motora, que são componentes do controle postural sofrem deterioração com a idade, o que está relacionado a um equilíbrio estático deficiente (Lin e Woollacott, 2005). De fato, a deterioração dos mecanismos de controle postural começam relativamente cedo. Diferenças no desempenho do equilíbrio estático já são aparentes entre jovens (30-39 anos) e adultos de meia idade (40-49 anos) e tornam-se ainda mais acentuada após a idade de 60 anos (Orr *et al.*, 2006).

Contudo, na manutenção do equilíbrio quando considerada sua importância na execução de tarefas diárias e independência funcional, particularmente de ordem dinâmica, torna-se fundamental a habilidade de

responder rapidamente a estímulos ou perturbações externas, o que significa controle postural reativo (Lin e Woollacott, 2005). Trata-se de um aspecto fundamental do controle do equilíbrio que geralmente é avaliado a partir da avaliação da resposta do indivíduo diante de distúrbios provocados em situações controladas. As habilidades de equilíbrio funcional e reativo não diferem somente quanto aos seus mecanismos de controle, mas também quanto aos fatores de associação. Embora força e potência musculares sejam importantes determinantes da mobilidade independente (Tschopp *et al.*, 2011), a força muscular foi considerada um forte preditor de função, mas não de performance de equilíbrio reativo, demonstrando que não basta ter um músculo forte, mas sim potente, capaz de responder rapidamente a perturbações repentinas (Lin e Woollacott, 2005), o que é essencial para a independência do idoso.

### 3.2.1 Função neuromuscular

A rápida execução de um passo, seja compensatório devido a uma perturbação, seja voluntário, trata-se de uma habilidade importante que pode servir para alterar a base de apoio, preservar a estabilidade e evitar uma queda (Melzer e Oddsson, 2004). Entretanto, idosos são significativamente mais lentos que jovens durante a execução voluntária de um passo à frente, o que pode ser considerado um marcador de maior risco de queda (Melzer e Oddsson, 2004).

De fato com o aumento da idade há um significativo declínio da função e performance neuromuscular, que tem como características a inevitável redução da massa muscular e a associada perda de força que ocorrem mesmo em idosos saudáveis, conhecido como sarcopenia (Roubenoff e Hughes, 2000; Doherty, 2003). Estudos que verificaram a taxa de redução da massa muscular após sessenta anos mostraram redução de 1,0 a 1,5% ao ano (Frontera *et al.*, 2000; Delmonico *et al.*, 2009). A partir da meia idade a força muscular também reduz à taxa de aproximadamente 15% por década (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005). Em geral as perdas relativas parecem semelhantes para homens e mulheres, no entanto, como os homens geralmente apresentam valores iniciais mais elevados, as perdas absolutas de força são maiores (Doherty, 2003).

Quanto aos grupos musculares, os declínios de força são semelhantes para músculos proximais e distais (Doherty, 2003). Os extensores do joelho, dada a sua importância funcional, a facilidade de avaliar e a presença de dados histológicos comparativos constituem o grupo muscular mais frequentemente estudado (Doherty, 2003). Foi proposto um limiar de torque unilateral de aproximadamente 1.5 N.m/kg para extensores de joelho para identificação de indivíduos sob risco de mobilidade limitada devido à força reduzida (Gillespie *et al.*, 2012).

A redução da força muscular relacionada à idade pode resultar de inúmeros fatores. A sarcopenia, portanto abrange os efeitos de alteração inervação do sistema nervoso central e periférico, estado hormonal alterado, efeitos inflamatórios, alterada ingestão calórica e de proteínas (Doherty, 2003), propriedades intrínsecas das fibras musculares (Frontera *et al.*, 2000). Assim, hipotetiza-se estar associada com deficiências metabólica, fisiológica, funcional e incapacidade de realizar tarefas funcionais em idosos (Doherty, 2003; Dey *et al.*, 2009).

No estudo de Delmonico e colaboradores (Delmonico *et al.*, 2009) realizado com homens e mulheres ao longo de 5 anos existem evidências de mudanças na força muscular, na qualidade e composição dos músculos de idosos. Hipotetizou-se que a área da secção transversal medida diminuiria e a infiltração de gordura muscular aumentaria em homens e mulheres. Visto que há infiltração de gordura no músculo esquelético em diferentes situações como obesidade, ganho de peso e certas alterações que ocorrem durante o processo de envelhecimento como a denervação do tecido muscular (Delmonico *et al.*, 2009), há associação entre força muscular e alterações da qualidade muscular (Dey *et al.*, 2009). Qualidade muscular refere-se à força por unidade da secção transversa ou força por unidade de massa muscular e é considerado um indicador de função muscular mais significativo que a força muscular isoladamente (Roubenoff e Hughes, 2000).

Outro fator que pode estar relacionado à redução da força muscular é a ativação neuromuscular deficiente ou debilitada, que consiste no processo pelo qual a excitação dos neurônios motores leva à produção de força em um conjunto de fibras musculares. Cada neurônio motor e suas fibras associadas constituem uma unidade motora, e o número e a taxa de disparo das unidades motoras

recrutadas são o maior determinante intrínseco da força muscular. Assim, a fraqueza muscular pode resultar diretamente da capacidade debilitada do sistema nervoso em aumentar o recrutamento das unidades motoras e/ou a taxa de ativação dos músculos agonistas ou pode ser indiretamente causada pela pobre coordenação intermuscular ou ainda pela excessiva ativação dos músculos antagonistas (Clark *et al.*, 2010). Da mesma forma, a redução da taxa de desenvolvimento de torque com o envelhecimento pode ser atribuída não só a fatores quantitativos (perda de massa muscular), mas também a fatores qualitativos como a diminuição nos índices de disparo das unidades motoras, atrofia das fibras tipo II, redução do ângulo de penetração das fibras, redução da rigidez do tendão (Aagaard *et al.*, 2007). De fato, a atrofia celular associada à idade é específica ao tipo de fibra muscular. Embora ocorra a redução do número de fibras de ambos os tipos (Macaluso e De Vito, 2004), fibras de rápida contração, tipo II, sofrem 26% de redução da área de secção transversa, enquanto as fibras lentas, tipo I, não diferem entre indivíduos de 20 e 80 anos (Lexell *et al.*, 1988). Essa significativa redução no tamanho das fibras tipo II pode resultar na diminuição da proporção do músculo ocupada por isoformas MHC de contração rápida.

Fatores extrínsecos como o comprimento do músculo e a velocidade de contração também influenciam no resultado final de força, conforme foi identificado no estudo de Clark e colaboradores. O principal objetivo do estudo foi determinar o efeito da velocidade de movimento sobre o torque e potência em idosos saudáveis e com mobilidade limitada, classificados a partir dos resultados da bateria SPPB, comparados a adultos de meia idade. Os resultados apontaram ativação neuromuscular similar entre os indivíduos de meia idade e os idosos saudáveis, com diferenças no torque e potência explicados principalmente pelo tamanho do músculo. Assim, a ativação neuromuscular voluntária deficiente não é necessariamente uma consequência da idade, mas ao contrário, pode revelar uma patologia emergente do sistema nervoso que contribui para o início da incapacidade de mobilidade em alguns idosos. Os idosos com mobilidade limitada apresentaram grande redução de torque, potência e ativação dos agonistas, com maiores déficits para maiores velocidades de movimento. Isoladamente, o tamanho do músculo não explicou totalmente a fraqueza muscular, que pode ocorrer devido à deficiente

ativação dos agonistas, como foi evidenciada no estudo pela amplitude reduzida do sinal eletromiográfico. Adicionalmente, o aumento da coativação dos antagonistas leva a déficits de força durante contrações rápidas (Clark *et al.*, 2010).

O estudo de Ling e colaboradores (Ling *et al.*, 2009) buscou verificar as características das unidades motoras, em termos de tamanho e taxa de disparo associadas com a idade. Para tanto, coletou dados de EMG do músculo vasto medial durante a extensão de joelho a 10, 20, 30 e 50% da contração isométrica máxima de 102 indivíduos com idade entre 22 e 94 anos. A taxa de disparo das unidades motoras durante a extensão de joelho foi mais alta nos indivíduos de 75 anos ou mais, seguida pelos indivíduos com idade entre 60 e 75 anos, pelos de menos de 40 anos e pelos de idade entre 40 e 60, para todos os níveis de esforço. A relação entre a taxa de disparo das unidades motoras e a produção de força mudou diferentemente conforme o percentual de esforço aumentava para os indivíduos de 60-75 anos e de 75 ou mais, comparados com os indivíduos de 40 anos ou menos. Comparados aos adultos jovens, os idosos utilizam diferentes estratégias de ativação das unidades motoras para gerar a mesma quantidade de força durante a extensão do joelho e tais alterações são mais proeminentes em idades mais avançadas. Contrariando o Princípio do tamanho de Henneman, em idosos, o tamanho das unidades motoras e a taxa de disparo já são mais altos em baixos níveis de força, com recrutamento progressivo conforme a exigência de força aumenta. Este estudo, entretanto, não permite concluir se as mudanças na ativação das unidades motoras relacionadas à idade surgem do mesmo processo que desencadeia a sarcopenia ou alternativamente, podem representar uma compensação neuronal à sarcopenia (Ling *et al.*, 2009).

O controle do sistema músculo-esquelético, em outras palavras, coordenação, timing ou técnica, envolve essencialmente certa quantidade de estímulo para cada músculo em função do tempo (Bobbert e Van Soest, 1994). Adicionalmente, tem sido proposto que o pico de potência muscular ou máxima capacidade de executar trabalho muscular por unidade de tempo é uma variável mais crítica do que força no que diz respeito à relação entre prejuízos musculares, limitações funcionais e incapacidades subsequentes (Suzuki *et al.*, 2001; Clark *et al.*, 2010). Em termos funcionais, a taxa de desenvolvimento de torque é um

parâmetro muito importante na mecânica muscular, pois os movimentos rápidos normalmente envolvem contrações musculares dentro de 50-200 ms, o que é consideravelmente menor do que o tempo que leva para chegar a força muscular máxima (~350ms) (Aagaard *et al.*, 2002). Por isso, altas taxas de desenvolvimento de torque desempenham um papel importante para a capacidade de executar movimentos rápidos e fortes, tanto em atletas altamente treinados como em idosos que necessitam dessa habilidade para controlar perturbações inesperadas no equilíbrio postural e potencialmente reduzir o risco de queda (Aagaard *et al.*, 2002; Aagaard *et al.*, 2007).

Os grupos musculares de planti e dorsiflexão estão associados a quedas por duas razões: são necessários para a marcha e são fundamentais para manter o equilíbrio após uma perturbação postural (Laroche *et al.*, 2010). Assim, sugere-se que força, velocidade de movimento e potência de dorsi e plantiflexores devem ser considerados como potenciais fatores contribuintes para quedas em idoso (Suzuki *et al.*, 2001; Laroche *et al.*, 2010). Entretanto, com o envelhecimento os plantiflexores apresentam biomecânica e fisiologicamente maiores déficits comparados com outros grupos musculares (Devita e Hortobagyi, 2000), sendo tais déficits mais acentuados em idosos caídores (pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e impulso) (Laroche *et al.*, 2010).

Em contrapartida, Pavol e colaboradores (Pavol *et al.*, 2002) sugerem que idosos com esses grupos musculares mais fortes apresentam maior risco de quedas frente a um tropeço devido à maior velocidade de marcha que utilizam normalmente. Entretanto, Van den Bogert e colaboradores (Van Den Bogert *et al.*, 2002) apontam que variações no tempo de resposta são mais importantes em determinar o sucesso de uma recuperação do equilíbrio como resultado de um tropeço do que a velocidade da marcha, pois a velocidade da marcha contribui para a velocidade da rotação do corpo à frente, enquanto que o tempo de resposta determina a duração da rotação antes da recuperação ser iniciada.



### 3.2.2 Avaliação do controle postural

Em termos de avaliação do controle postural, encontram-se na literatura diferentes abordagens, desde testes funcionais de uso clínico como a Escala de Berg até a realização de medidas típicas do centro de pressão através de instrumentações específicas como plataformas de força e de pressão. Embora fidedignas e de grande aplicabilidade clínica, as avaliações do controle postural executando a tarefa básica de manter-se em pé em posição quase-estática pode não traduzir as exigências requeridas em tarefas dinâmicas (Gribble *et al.*, 2012) como para a realização das atividades normais diárias como caminhar, correr e subir escadas, nas quais o equilíbrio dinâmico é fundamental (Kinzey e Armstrong, 1998). Por outro lado, na avaliação dinâmica do controle postural são requeridas demandas adicionais de propriocepção, amplitude de movimento e força, juntamente com a capacidade de permanecer em pé (Gribble e Hertel, 2003).

O Teste do Passo (Voluntary Step Execution Test), proposto por Itshak Melzer (Melzer *et al.*, 2007), é um teste de avaliação do equilíbrio dinâmico que consiste na execução de um passo voluntário à frente “o mais rápido possível” após a percepção do toque do avaliador no calcanhar. Trata-se de um teste relativamente simples que sugere ser uma boa ferramenta de avaliação do controle postural, uma vez que os tropeços são a causa de grande parte das quedas em idosos e que a execução de um passo representa uma resposta básica fundamental para a recuperação do equilíbrio após uma perturbação. O teste mostrou-se confiável quando realizado individualmente e com dupla tarefa em jovens e idosos (Melzer e Oddsson, 2004; Melzer *et al.*, 2007). Para fins de análise o Teste do Passo é dividido em três fases: fase de iniciação, de preparação e de balanço. Diferentes processos fisiológicos predominam em cada uma dessas. A duração da fase de iniciação do passo é principalmente dependente de detecção sensorial periférica e tempo de condução nervosa aferente, seguido de processamento central e tempo de condução nervosa eferente. Durante a fase de preparação, os ajustes posturais antecipatórios são executados e o passo efetivamente é iniciado. Finalmente, a fase de balanço incorpora a execução motora efetiva da tarefa

quando a perna é elevada do solo e move-se fisicamente ao ponto de destino. A duração da fase de balanço é principalmente dependente dos mecanismos neuromotores relacionados com o acúmulo de força e potência muscular para executar a tarefa de dar o passo. O somatório do tempo das três fases resulta no tempo de contato ou tempo total do teste e é também um parâmetro utilizado nas análises (Melzer *et al.*, 2007). Em estudo prospectivo, maiores tempos de execução do passo apresentaram forte valor preditivo de quedas em idosos em condições de simples (OR: 8,7) e dupla tarefa (OR: 5,4) (Melzer e Oddsson, 2015).

O teste do passo tem sido aplicado para avaliação do equilíbrio dinâmico em alguns estudos de intervenção com exercícios de equilíbrio (Melzer e Oddsson, 2012) e exercícios envolvendo perturbação na água (Elbar *et al.*, 2013) e na esteira (Kurz *et al.*, 2016). Os achados de Melzer e Oddsson apontam redução de 9% no tempo total do teste após 12 semanas de treinamento com idosos saudáveis e com alta performance funcional, mostrando a efetividade de uma intervenção de baixo custo (Melzer e Oddsson, 2012). No estudo “cross-over” de Elbar e colegas o treinamento de 12 semanas em ambiente aquático com perturbação também foi identificada a redução dos tempos de execução das fases de início e de balanço. As melhorias na fase de balanço são decorrentes dos ganhos de força e potência como resultado do treinamento. Embora não tenha sido medido o sinal eletromiográfico, os autores sugerem que a redução da duração dessa fase pode ser decorrente da maior atividade muscular de flexores de quadril após o treinamento (Elbar *et al.*, 2013). No trabalho de Kurz e colaboradores, também realizado com perturbação, porém de forma inesperada durante a caminhada em esteira, resultou em redução no tempo de execução do teste, porém tais ganhos não foram transferidos para a função física (Kurz *et al.*, 2016). A importância dos ganhos na capacidade de executar o passo rapidamente garantirão parcialmente que indivíduos serão capazes de completar um passo em tempo suficiente para prevenir uma queda em situações que o exijam (Elbar *et al.*, 2013).

### **3.3 Envelhecimento e funcionalidade**

A partir do que foi anteriormente descrito, alterações no sistema de controle postural (Melzer e Oddsson, 2004) e reduções na capacidade de produzir força (Lin e Woollacott, 2005) podem contribuir para a diminuição da funcionalidade e para o aumento do risco de quedas em idosos. A capacidade funcional pode ser definida como a capacidade do indivíduo em realizar atividades cotidianas de forma independente, sendo possível visualizar tais atividades em duas categorias: atividades básicas da vida diária (AVD), aquelas essenciais para a sobrevivência e higiene e as atividades instrumentais da vida diária (AIVD), aquelas fundamentais para a vida em sociedade, como realizar tarefas domésticas, fazer compras e pegar ônibus sozinho (Fried *et al.*, 2004). Para tanto é necessário o treinamento e/ou manutenção de algumas capacidades físicas como força, endurance, flexibilidade, mobilidade (Guralnik *et al.*, 1996; Rikli e Jones, 2013), potência (Miszko *et al.*, 2003; Pollock *et al.*, 2012), que permitirão a realização tanto das atividades básicas da vida diária (AVDs) como das instrumentais (AIVDs) (Guralnik *et al.*, 1996; Rikli e Jones, 2013).

Devido ao aumento da expectativa de vida a habilidade de engajar-se em um estilo de vida ativo e independente depende grandemente de como será mantido o nível de aptidão do idoso. Para tanto é necessário que o indivíduo tenha aptidão funcional. Em outras palavras, capacidade física necessária para executar as atividades diárias com segurança e independência, sem fadiga excessiva (Rikli e Jones, 2013).

Com base no modelo de incapacidade (Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde), proposto pela OMS, o envelhecimento bem sucedido inclui não apenas a presença ou ausência de doença, mas também aspectos da mobilidade e da participação social (Fried *et al.*, 2004; Lowry *et al.*, 2012). Inclusive, a mobilidade é considerada um indicador de capacidade funcional (Perracini e Ramos, 2002; Fried *et al.*, 2004). O principal aspecto relativo à mobilidade refere-se à capacidade de locomover-se (caminhar) de forma independente. Trata-se de uma complexa atividade neuromotora influenciada pelo estado musculoesquelético, função sensorial, controle motor e estado cognitivo. Por isso, existem evidências de que seja um bom indicador de saúde e mortalidade. Em específico, a velocidade da caminhada pode ser considerada um indicador da

integridade geral de vários processos fisiológicos subjacentes (Lowry *et al.*, 2012). Desse modo, um alto grau de mobilidade inclui a capacidade de sair de casa sem auxílio, caminhar longas distâncias (400m) e a capacidade de subir escadas. Em contrapartida, um alto grau de incapacidade funcional pode ser definido como a dificuldade de caminhar 400m (Lowry *et al.*, 2012).

As tarefas diárias (como levantar-se de uma posição sentada, manter-se equilibrado em pé e andar) podem ser consideradas como habilidades motoras. Entre os idosos, o desempenho dessas tarefas pode ser dificultado por uma série de incapacidades físicas. Além de aumentar o risco de cair, este desempenho motor abaixo do ideal pode reduzir a independência de uma pessoa e, portanto, a qualidade de vida (Lord *et al.*, 2001). Os idosos geralmente realizam as tarefas cotidianas em esforço relativo maior, muito próximo ao máximo quando comparado aos jovens que podem variar de 78% a 88% da força máxima para subir, descer escadas e levantar-se de uma cadeira. Em outras palavras, a capacidade funcional de reserva dos idosos é reduzida (Hortobágyi *et al.*, 2003). De modo que qualquer redução das capacidades físicas pode representar um grande impacto na realização de atividades diárias (Hortobágyi *et al.*, 2003; Rikli e Jones, 2013). Tal como acontece com qualquer outra habilidade, o desempenho de tarefas funcionais pode ser melhorado com o treinamento (Lord *et al.*, 2001).

Um forte fator de risco para a incapacidade é a síndrome clínica de fragilidade, que está associada à presença de múltiplas condições crônicas ou comorbidades, que apresentam impacto não só para o idoso acometido como também para os familiares e para a sociedade. Trata-se de um estado de alta vulnerabilidade de saúde, incluindo a deficiência, dependência, quedas, necessidade de cuidados de longa duração e mortalidade (Fried *et al.*, 2004). Embora fragilidade ainda não apresente um consenso quanto à definição e nem um único critério de diagnóstico, alguns fatores principais podem ser destacados: perda de peso, sarcopenia, fraqueza, exaustão, baixa endurance, baixa velocidade de caminhada e redução geral das atividades. Dentre estes fatores, diversos estudos verificaram forte relação entre fragilidade e mobilidade, de modo que um alto índice de fragilidade está associado com baixa performance em medidas de performance física, como o *timedwalktest* (Lowry *et al.*, 2012).

Por outro lado, os efeitos adversos da obesidade sobre a saúde e a funcionalidade têm sido amplamente estudados. Entre as diversas condições incapacitantes, um aumento do IMC está associado com um aumento do comprometimento funcional, equilíbrio prejudicado e aumento do risco de quedas (Capodaglio *et al.*, 2012). Idosos obesos podem apresentar risco significativamente maior de quedas do que idosos não obesos porque são mais suscetíveis a fatores que contribuem para a redução da mobilidade que são associados com obesidade e envelhecimento (Madigan *et al.*, 2014).

### 3.3.1 Avaliação da funcionalidade

A capacidade funcional pode ser avaliada de forma indireta por questionários de auto relato e a funcionalidade de forma direta, através de testes de desempenho. Os questionários sobre a dificuldade de executar tarefas cotidianas facilitam a coleta de dados, porém a principal desvantagem refere-se às grandes diferenças entre os indivíduos sobre a percepção de dificuldade de mobilidade (ex.: dificuldade de caminhar determinadas distâncias) (Bonsdorff e Rantanen, 2010). Ao contrário, os testes baseiam-se em resultados objetivos de testes validados, a partir de valores de referência ou pela percepção individual das dificuldades ou alterações específicas na execução da tarefa (Fried *et al.*, 2004; Bonsdorff e Rantanen, 2010).

O *Timed up and go*, mais conhecido pela abreviatura TUG, foi proposto por Podsiadlo e Richardson em 1991 (Podsiadlo e Richardson, 1991) e traduzido e validado para a língua portuguesa por Cabral (Cabral, 2011). Este teste avalia o equilíbrio na transferência da posição sentada para a posição em pé e estabilidade na caminhada. O teste consiste em levantar de uma cadeira, percorrer a distância de 3m, dar meia volta e sentar novamente na cadeira. Os autores do teste (Podsiadlo e Richardson, 1991) referem pontos de corte: até 10s é considerado normal para adultos saudáveis, independentes e sem risco de quedas; tempo entre 11 e 20s são identificados como idosos frágeis, com independência parcial e com

risco de quedas; acima de 20s identifica-se significativa dificuldade de mobilidade e alto risco de quedas.

Em estudo anterior, foi proposto um ponto de corte normativo para idosos da comunidade para utilização na prática clínica, em que idosos com idade entre 65 e 85 anos que executem o TUG com tempo acima de 12 s devem receber avaliação precoce e intervenção (Bischoff *et al.*, 2003). Adicionalmente, em estudo posterior de metanálise, foram identificados pontos de corte para diferentes faixas etárias: 8,1 [7,1-9,0] s para indivíduos de 60 a 69 anos; 9,2 [8,2-10,2] s de 70 a 79 anos e 11,3 [10,0-12,7] s de 80 a 99 anos. Os indivíduos com tempo de execução maior que o limite superior devem procurar intervenção imediata a fim de melhorar sua força, equilíbrio e/ou mobilidade (Bohannon, 2006). A partir dos resultados de uma revisão sistemática sobre o TUG e o risco de quedas, os estudos retrospectivos apresentaram associação significativa com histórico de quedas (OR=42,3 [5,1-346,9]). Entretanto, somente um estudo prospectivo encontrou associação do TUG com a ocorrência de quedas futuras, denotando o potencial limitado do TUG em prever quedas (Beauchet *et al.*, 2011). Dentre os artigos selecionados para a revisão, encontraram o ponto de corte variando entre 10 e 32,6 s para diferenciar idosos caídores de não-caídores.

O TUG é um dos testes que tem sido mais utilizado com idosos. Estudos que envolveram treinamento multicomponente ou funcional utilizaram o TUG como medida de avaliação da agilidade e equilíbrio dinâmico após a intervenção com resultados positivos (De Vreede *et al.*, 2004; Iwamoto *et al.*, 2009; Reed-Jones *et al.*, 2012; Lee *et al.*, 2013). Este teste apresenta alto grau de confiabilidade (Bischoff *et al.*, 2003).

A bateria de testes *Short Physical Performance Battery* (SPPB) proposta por Guralnik e colaboradores (Guralnik *et al.*, 1994) foi traduzida e adaptada culturalmente por Nakano (Nakano, 2007) e validada para a população idosa brasileira por Freire e colaboradores (Freire *et al.*, 2012) e tem sido amplamente aplicada. Consiste em um grupo de medidas que combinam resultados de velocidade de marcha, levantar e sentar de uma cadeira e equilíbrio. O score final varia de 0 a 12 pontos, sendo 12 a melhor *performance*. Os testes que compõem a bateria são:

- Teste de equilíbrio: o indivíduo deverá permanecer pelo menos 10 segundos em 3 diferentes posições: pés unidos em paralelo, hálux encostado na borda medial do calcanhar (semi-tandem) e hálux encostado na borda posterior do calcanhar (tandem).

- Teste de velocidade de marcha: consiste em caminhar ao longo de um trecho de 4,00 m à velocidade usual, como se estivesse andando na rua. É cronometrado o tempo de ida e volta e utilizado para análise o menor tempo.

- Teste de sentar e levantar: é um teste que avalia a potência de membros inferiores do indivíduo ao levantar e sentar de uma cadeira 5 vezes seguidas o mais rápido possível com os braços cruzados sobre o peito.

O SPPB é um teste que avalia a performance funcional de múltiplos componentes separadamente ou combinado. Essa bateria tem apresentado “efeito teto” nas avaliações, não sendo sensível para distinguir jovens e idosos saudáveis (Hortobágyi *et al.*, 2011). Embora o score da SPPB não tenha sido considerado preditivo de quedas, o ponto de corte de 16,7 s para o teste de sentar e levantar cinco vezes foi considerado um preditor independente. Clinicamente, sugerem que esse teste possa identificar fraqueza muscular dos membros inferiores, reduzida potência muscular e limitações no equilíbrio dinâmico, o que pode ser parte da estratégia de identificação de possíveis quedas mais lesivas (Ward *et al.*, 2015). Por outro lado, a bateria mostrou-se útil na discriminação de idosos com limitações de mobilidade (Bean *et al.*, 2009; Marsh *et al.*, 2009; Clark *et al.*, 2011; Pojednic *et al.*, 2012).

### **3.4 Marcha do idoso**

Dada à importância da manutenção da marcha em idosos, no que diz respeito à saúde e à função, é de fundamental importância identificar as alterações ou déficits associados à idade que possam limitar o desempenho da marcha (Kerrigan *et al.*, 1998). Entretanto, os desafios de equilíbrio durante a marcha são bastante diferentes daqueles envolvidos na manutenção da postura ereta. Enquanto durante a manutenção da postura estática, o objetivo é manter o centro

de gravidade dentro da base de suporte, ao caminhar há a desestabilização corporal caracterizada por instantes em que o centro de gravidade é projetado além dos limites da base de suporte. Assim, o equilíbrio dinâmico da cabeça, braços, tronco e a transição segura dos pés durante a fase de balanço da marcha representam um desafio ao sistema nervoso central (Littbrand *et al.*, 2009).

Considerando que a idade está associada a declínios da função sensorial e da força muscular, claramente serão também observadas alterações no padrão de marcha, que podem estar associadas à maior instabilidade postural e quedas (Lord *et al.*, 2001). Mudanças importantes nos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha a partir dos 60 anos foram identificadas em diversos estudos. De maneira geral, os principais achados apontam a diminuição da velocidade da marcha auto selecionada (Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Littbrand *et al.*, 2009), decorrente do menor comprimento da passada (Kerrigan *et al.*, 1998; Littbrand *et al.*, 2009; Greene *et al.*, 2012) e do passo (Menz *et al.*, 2003) e do aumento do tempo de apoio (Littbrand *et al.*, 2009; Greene *et al.*, 2012). Observa-se ainda a redução da altura do pé em relação ao solo durante a fase de balanço (Chiba *et al.*, 2005; Persch *et al.*, 2009), aumento da cadência (Menz *et al.*, 2003; Greene *et al.*, 2012) e da largura do passo (Fujiwara *et al.*, 2011). Em relação à cinética, os estudos apontam principalmente para à redução da potência articular de propulsão do tornozelo (Kerrigan *et al.*, 1998; Van Schooten *et al.*, 2015) e das forças aplicadas no solo (Laroche *et al.*, 2011).

Tais alterações são resultantes do processo natural de envelhecimento (Kerrigan *et al.*, 1998; Chiba *et al.*, 2005) e estão associadas a um padrão de marcha mais conservador, adotado como mecanismo compensatório para manter a estabilização adequada da cabeça e da pelve (Menz *et al.*, 2003), refletindo na maior estabilidade dinâmica (Devita e Hortobagyi, 2000). No entanto, pode haver diferenças entre os padrões de marcha de caídores e não caídores, visto que certas mudanças no padrão de marcha podem ser preditores de quedas. Entretanto, poucos estudos quantitativos encontraram parâmetros de marcha capazes de distinguir os dois grupos ou de identificar idosos com maior risco de queda (Hausdorff *et al.*, 2001).



Assim, uma forma alternativa para avaliar alterações da marcha associada ao controle postural e risco de quedas refere-se à variabilidade. Ao comparar jovens e idosos, Grabiner e colaboradores (Grabiner *et al.*, 2001) verificaram que a variabilidade da largura da passada dos idosos foi significativamente maior que dos jovens e que esta foi a única variável sensível à velocidade da marcha, ao tipo de calçado utilizado e à execução de dupla tarefa durante o caminhar. Em outro estudo, Beauchet e colaboradores identificaram que a alta variabilidade do tempo e do comprimento da passada está relacionada com a menor velocidade adotada pelos idosos (Beauchet *et al.*, 2009), no sentido de executar uma marcha mais cautelosa.

Em estudo prospectivo, Hausdorff e colaboradores (Hausdorff *et al.*, 2001) observaram que os caídores apresentaram variabilidade significativamente maior no tempo da passada e esta pode ser isoladamente considerada um fator preditivo de queda (Hausdorff *et al.*, 2001). Tais alterações são possivelmente o resultado da reduzida capacidade de gerar potência ao redor de tornozelo evidente com a idade, que limita a velocidade da marcha e o comprimento do passo e pode contribuir para a alta variabilidade entre passadas durante a marcha e pode estar relacionada a quedas. Ainda, a variabilidade do tempo de passada é significativamente correlacionada a múltiplos fatores como força, equilíbrio, velocidade, estado funcional e saúde mental, embora tais parâmetros não sejam capazes de discriminar caídores e não caídores (Hausdorff *et al.*, 2001).

De forma similar, em estudo prospectivo, Maki (Maki, 1997) reporta que enquanto diferenças no comprimento do passo, velocidade e tempo de duplo apoio não foram preditores de quedas, a variabilidade passada a passada foi identificada como fator de risco independente para queda ao longo de um ano. Neste mesmo estudo, foi avaliado o medo de cair e os resultados mostraram associação com menor comprimento de passada, menor velocidade e menor tempo da fase de apoio, porém pouca evidência de associação com o risco de quedas. Estudos mostraram ainda que o aumento da variabilidade da largura da passada está relacionado à idade (Beauchet *et al.*, 2009; Fujiwara *et al.*, 2011), e pode não significar maior estabilidade, mas sim maior risco de sofrer quedas (Maki, 1997). Em geral, com base em testes e questionários de funcionalidade, a maior

variabilidade está relacionada ao estado de saúde pobre e diminuição de performance (Hausdorff *et al.*, 2001). Em contrapartida, a alta variabilidade dos parâmetros da passada pode significar adaptabilidade ao ambiente (Beauchet *et al.*, 2009), por isso os resultados de variabilidade devem ser considerados com cautela.

Durante a marcha, os dorsiflexores do tornozelo, em conjunto com os flexores do quadril e joelho estão envolvidos na elevação do membro inferior durante a fase de balanço a fim de deixar uma altura suficiente entre a ponta do pé e o solo para evitar tropeços (Daubney e Culham, 1999; Chiba *et al.*, 2005). Contudo, a diminuição da capacidade de produção de força inerente ao processo de envelhecimento pode causar, dentre outros fatores, a redução dessa altura do pé em relação ao solo além do aumento da velocidade de contato do calcanhar com o solo (Persch *et al.*, 2009). Essas variáveis são sensíveis ao deslocamento angular e velocidade dos segmentos corporais do membro inferior (Persch *et al.*, 2009). O estudo de Chiba e colaboradores testou e confirmou a hipótese de que a altura do pé e a inclinação máxima do solado em relação ao solo durante a fase de balanço da marcha podem discriminar idosos caídores de não caídores. Os caídores apresentaram altura ( $12.0 \pm 0.7$  vs  $15.2 \pm 1.0$  mm) e inclinação ( $7.4 \pm 0.8$  vs  $14.3 \pm 0.9^\circ$ ) significativamente menores. Para as variáveis espaço-temporais da marcha os caídores apresentaram velocidade ( $0.99 \pm 0.20$  vs  $0.66 \pm 0.18$  m/s) e comprimento de passada ( $1.06 \pm 0.16$  vs  $0.77 \pm 0.16$  m) significativamente menores e tempo de passo menor ( $1.08 \pm 0.13$  vs  $1.20 \pm 0.22$  s) (Chiba *et al.*, 2005).

As mudanças no movimento articular ocorrem como consequência das alterações de força e torques articulares. A fraqueza muscular do membro inferior é associada com a redução da plantiflexão no fim da fase de apoio e com a redução da dorsiflexão na fase de balanço (Chiba *et al.*, 2005). Assim, a comparação da marcha entre jovens e idosos a diferentes velocidades pode ser tendenciosa, pois as diferenças no padrão de marcha podem ser decorrentes tanto da idade como da velocidade (Greene *et al.*, 2012).

De fato, a velocidade da marcha tem grande influência sobre as diferentes variáveis da marcha. Embora as análises sejam realizadas tanto com velocidade confortável como com velocidades pré-determinadas, o que possibilita a

identificação de diferentes aspectos acerca da biomecânica da locomoção, autores consideram a velocidade auto-selecionada mais ecologicamente correta e são capazes de identificar diferenças inerentes ao envelhecimento comportamentalmente significativas na marcha (Devita e Hortobagyi, 2000).

O estudo de Kerrigan e colaboradores buscou identificar alterações cinemáticas e cinéticas específicas durante a marcha de idosos e determinar se tais alterações persistem a velocidades mais altas que a habitual. Os resultados apontam diferença significativa entre jovens e idosos a velocidade habitual para alguns parâmetros: ângulo de flexão plantar, de extensão de quadril e de inclinação anterior da pelve, momento articular de flexão de quadril, momento articular de flexão e extensão de joelho, potência articular de joelho e tornozelo. Ao aumentar a velocidade da marcha dos idosos as diferenças encontradas permaneceram para alguns parâmetros: ângulo de flexão plantar, de extensão do quadril e de inclinação anterior da pelve, potência articular concêntrica e de absorção do joelho e potência gerada ao redor do tornozelo. Os resultados podem ser consistentes com potenciais limitantes encurtamentos de flexão de quadril e reduzida força de plantiflexores que afetam o desempenho geral da marcha. Interessante salientar que o momento plantiflexor não apresentou diferenças com a idade, indicando que esse grupo muscular foi suficientemente forte excentricamente para estabilizar o tornozelo à medida que o corpo moveu-se à frente no final da fase de apoio. Entretanto, a redução da potência de tornozelo demonstra a reduzida ação concêntrica plantiflexora decorrente das alterações musculares intrínsecas ou ainda pela co-contração dos dorsiflexores, limitando o desenvolvimento de uma ação muscular rápida dos plantiflexores (Kerrigan *et al.*, 1998).

Em estudo subsequente, Kerrigan e colaboradores buscaram avaliar se as alterações da marcha permanecem em idosos caídores. Para isso analisaram a cinemática da marcha de idosos caídores e não caídores e jovens. À velocidade auto-selecionada, o ângulo de extensão do quadril foi significativamente menor para os idosos comparado a jovens ( $14.3 \pm 4.4$  vs  $20.4 \pm 4.3^\circ$ ) e para os idosos caídores comparados aos não caídores ( $14.3 \pm 4.4$  vs  $11.1 \pm 4.8^\circ$ ). Foi identificada ainda inclinação anterior da pelve significativamente maior tanto para os idosos não-caídores como para os caídores quando comparados aos jovens. Para os

demais parâmetros angulares não houve diferença significativa. Ao pedir que os idosos caminhassem mais rápido, as mesmas diferenças foram identificadas, porém de forma acentuada (Kerrigan *et al.*, 2001). A redução da extensão do quadril ao caminhar, parcialmente compensada pela maior inclinação anterior da pelve pode ser um mecanismo primário subjacente à diminuição do comprimento do passo e da velocidade de marcha em idosos, limitantes da performance da marcha (Granacher *et al.*, 2009).

Com o processo natural de envelhecimento ocorre a redistribuição dos torques e potências articulares, a partir da alteração da contribuição relativa dos grupos musculares para o movimento do membro como um todo – torque de suporte (Winter, 1984). Essa redistribuição implica na alteração do padrão motor utilizado para executar determinada tarefa motora (adaptação neuromuscular), o que funcionalmente significa que para executar uma mesma tarefa, os idosos podem necessitar maiores torques e potências comparados a jovens adultos (Greene *et al.*, 2012). Na marcha essas mudanças ocorrem particularmente durante a primeira metade da fase de apoio, em que há o deslocamento distal-proximal da produção de energia (potência). Em um dos primeiros estudos sobre as alterações da marcha relacionadas à idade Winter e colegas relataram a redução significativa da potência articular de plantiflexores no fim da fase de apoio e a simultânea redução da potência de absorção do joelho. Os autores atribuíram a redução da potência de tornozelo como uma tentativa de reduzir a desestabilizadora aceleração produzida para frente. Por consequência, atribuíram a redução do comprimento do passo e o aumento do tempo de apoio à redução da potência de tornozelo gerada (Winter *et al.*, 1990). Déficits da função dos plantiflexores podem afetar o início do balanço e a progressão do tronco no final do apoio, além da estabilização do tronco. Assim, respostas compensatórias para estabilização do tronco e auxílio no balanço são necessários (McGibbon, 2003). Os achados de Devita e Hortobagyi suportam a ideia de que a musculatura ao redor do quadril adapta-se para estabilizar e controlar o tronco a fim de suprir os déficits da musculatura distal (Devita e Hortobagyi, 2000). Em resumo, idosos caminham à mesma velocidade que jovens, devido ao mesmo torque de suporte produzido,

porém com maior contribuição dos extensores de quadril e menor contribuição dos extensores de joelho e plantiflexores (Devita e Hortobagyi, 2000).

Partindo da premissa de que as alterações da marcha observadas em idosos saudáveis são primariamente devidas à significativa redução da capacidade de gerar potência ao redor do tornozelo (Devita e Hortobagyi, 2000; McGibbon, 2003), Cofré e colaboradores investigaram o efeito da idade sobre a potência articular de membros inferiores durante a marcha, em velocidade auto-selecionada e às velocidades pré-determinadas de 1.0, 1.3 e 1.6 m/s. Contrariando o estudo de De Vita e Hortobágyi, os resultados mostraram que os idosos geram maior potência de flexores de quadril para compensar a reduzida potência de plantiflexores. Isso demonstra o papel fundamental dos flexores de quadril (iliopsoas, reto femoral) na propulsão do corpo à frente quando o funcionamento dos plantiflexores é comprometido pelos efeitos da idade. Importante salientar que não foram incluídos no estudo indivíduos com encurtamento de flexores de quadril. Tais diferenças podem ser atribuídas às diferenças de velocidade de marcha entre os estudos (Cofré *et al.*, 2011). Autores sugerem que déficits da função dos plantiflexores constituem potencial fator limitante da marcha de idosos e os flexores de quadril podem constituir um mecanismos compensatório para manter o comprimento do passo (Judge *et al.*, 1996). Em estudo comparativo, os idosos apresentaram maior potência articular concêntrica de quadril e joelho durante a fase de apoio, considerando a mesma velocidade de marcha (Van Schooten *et al.*, 2015). De fato, a função dos plantiflexores é reduzida em torno de 25% em idosos, durante a fase de apoio (Devita e Hortobagyi, 2000), mesmo quando é solicitado que os idosos caminhem a velocidades mais altas que a habitual (Kerrigan *et al.*, 1998). Os autores reportam ainda diferenças nos parâmetros cinéticos durante a marcha de caidores e não-caidores à velocidade confortável e à velocidade maior que o habitual. Quando comparados idosos caidores e não caidores à velocidade confortável foram identificadas diferenças significativas para os momentos extensor e flexor do quadril, flexor do joelho no início do balanço e no meio do apoio e para as potências de absorção do quadril e do joelho e potência gerada pelo quadril e pelo tornozelo. A combinação da redução do momento flexor e da potência de absorção do joelho durante o início do balanço podem implicar na maior tendência

ao aumento da rigidez do joelho, o que é relevante para caidores e crítico na prevenção de quedas (Kerrigan *et al.*, 2000).

A potência articular refere-se à capacidade dos grupos musculares de produzir e controlar o movimento, refletindo a energia total do momento articular sobre a energia mecânica do corpo inteiro. Potência positiva representa a taxa em que a energia mecânica é adicionada ao corpo via atividade muscular concêntrica e a potência negativa é a taxa em que a energia mecânica é removida via atividade muscular excêntrica. Entretanto, a potência articular reflete o efeito global do momento articular na energia mecânica de todo o corpo, não somente sobre um único segmento (Siegel *et al.*, 2004). A potência articular é positiva ou negativa independente se o segmento escolhido como referência for proximal ou distal; é gerada ou absorvida por uma articulação somente pela rede de momentos daquela articulação. Exemplo: o momento do quadril é o único contribuinte para a potência do quadril. A potência linear da articulação refere-se a soma das contribuições dos momentos de todas as articulações, o que é útil ao investigar-se a interação da cinética articular, o efeito dos momentos articulares individualmente sobre o movimento total do corpo. A potência linear de uma articulação é a potência transferida ao longo da articulação devido a rede de forças que agem sobre a articulação. Riley e colaboradores (Riley *et al.*, 2001) investigaram a contribuição dos momentos articulares do membro inferior para a propulsão e suporte da marcha em idosos. Determinaram a contribuição de cada momento articular para a potência total da articulação do quadril. A velocidade habitual dos idosos foi significativamente menor comparada aos jovens (1.2 vs. 1.4 m/s), da mesma forma que o comprimento da passada (1.21 vs. 1.42 m) e o pico de potência de tornozelo ( $6.04 \pm 1.26$  vs.  $7.72 \pm 1.2$  W/(kg-m/s)). Em idosos, a redução da contribuição do momento do quadril para a potência linear do quadril foi significativa, comparada a jovens em velocidade confortável de caminhada (Riley *et al.*, 2001).

Como resultado da força muscular e da velocidade da marcha, existem diferenças na aplicação da força no solo ao caminhar. No estudo de LaRoche e colaboradores, 24 idosas foram divididas em dois grupos quanto ao torque isométrico de extensores de joelho: nível baixo (abaixo de 1.5 N.m/kg) e normal de força. Posteriormente foram comparados e correlacionados parâmetros espaço-

temporais e de forças de suporte durante a marcha entre os grupos. Os indivíduos classificados no grupo de menor força apresentaram torque de extensores de joelho 33% menor, além de menor torque de plantiflexores (36%) e menor taxa de desenvolvimento de torque de extensores (34%) e de flexores (30%) de joelho. O IMC foi significativamente maior para o grupo de menor força ( $26.9 \pm 3.9$  vs  $23.3 \pm 2.7$ ). À velocidade padrão de 0.83 m/s, o grupo de menor força apresentou maior tempo de duplo apoio. Contudo, quando solicitado que caminhassem a uma velocidade auto selecionada, máxima e confortável, além do tempo de duplo apoio ( $0.14 \pm 0.03$  vs.  $0.17 \pm 0.03$  s), o tempo de contato com o solo ( $0.62 \pm 0.07$  vs.  $0.69 \pm 0.06$  s) foi também significativamente maior enquanto a velocidade ( $1.56 \pm 0.20$  vs  $1.26 \pm 0.20$  m/s), o comprimento da passada ( $1.46 \pm 0.10$  vs  $1.30 \pm 0.16$  m), a cadência ( $62.8 \pm 5.0$  vs  $58.2 \pm 4.0$  passos/min), a taxa de propulsão ( $-9.8 \pm 1.8$  vs  $-8.4 \pm 1.8$  BW/s), a taxa de impacto ( $17.0 \pm 5.5$  vs  $11.3 \pm 0.5$  BW/s), o pico de FRS de impacto ( $1.27 \pm 0.13$  vs  $1.15 \pm 0.10$  BW) e de propulsão ( $1.08 \pm 0.10$  vs  $1.04 \pm 0.07$  BW), significativamente menores para o grupo de menor força. A velocidade máxima da marcha foi fortemente associada com o pico de força vertical e moderadamente relacionado à reduzida força muscular. Assim, idosas com reduzida força muscular, reduzidos picos de força vertical são associadas com menor velocidade de marcha e por consequência, maior risco de limitações de mobilidade, incapacidade, saúde deficitária e perda da independência. Os autores concluem que mesmo a velocidades baixas, idosas com reduzida força muscular de membros inferiores apresentam pequena capacidade de reserva para aumentar a força, o comprimento do passo ou a velocidade, caso necessário. Quando operando próximo de suas capacidades máximas durante a locomoção normal, a capacidade de recuperar o equilíbrio ou mover-se rapidamente, evirando choques com objetos, por exemplo, pode ser bastante comprometida (Laroche *et al.*, 2011).

Seguindo essa lógica, em recente estudo de revisão, Beijeersbergen sugere que idosos caminham próximos de sua capacidade máxima para a articulação do tornozelo, causando uma propulsão ineficaz, passos curtos e reduzida velocidade de marcha. A plasticidade mecânica prediz que ganhos na força voluntária máxima da musculatura ao redor de quadril e joelho tem pequeno impacto sobre a velocidade da marcha, pois os esforços relativos são baixos

nessas articulações. Entretanto, incrementos na capacidade máxima de plantiflexores podem implicar em grandes impactos sobre a velocidade da marcha (Beijersbergen *et al.*, 2013).

### 3.5 Identificação e avaliação das quedas

A fim de identificar os mecanismos envolvidos na ocorrência de quedas é fundamental a discriminação dos indivíduos que caem dos que não caem. Uma abordagem bastante comum nos estudos que envolvem idosos refere-se à comparação de parâmetros de diferentes naturezas, entre idosos com e sem histórico de quedas ou ainda o acompanhamento para identificar possíveis quedas, geralmente no período de 12 meses. Esse tipo de identificação de caídores e não-caídores é conhecida como retrospectiva ou prospectiva e apresenta grande propensão a erro devido aos déficits de memória (Rosenblatt e Grabiner, 2012; Riva, F *et al.*, 2013; Greene *et al.*, 2014). Além disso, as quase-quedas, eventos que não resultam numa queda propriamente dita e ocorrem com maior frequência (Srygley *et al.*, 2009), também constituem um preditor independente de quedas subsequentes (Teno *et al.*, 1990). Todavia, sua identificação pode ser ainda mais difícil e complexa, uma vez que podem não ser fatos significativos relevantes quanto uma queda propriamente dita (Srygley *et al.*, 2009). Logo, as quase-quedas podem ser difíceis de serem recordadas, o que impossibilita seu efetivo monitoramento. Outro problema questionável dos estudos retrospectivos e prospectivos é o fato de assumirem que todas as avaliações físicas realizadas até um ano antes ou depois da queda ainda são capazes de representar a aptidão física dos participantes no momento do evento (Greene *et al.*, 2014). Adicionalmente, esse tipo de estudo também desconsidera mudanças de hábitos como a inserção ou a desistência de programas de atividade física. Portanto, os estudos retrospectivos e prospectivos apresentam limitações e podem não ser suficientemente precisos para identificar indivíduos com maior risco de quedas.

Assim, abordagens mais realísticas de avaliação dos mecanismos envolvidos nas quedas por indução de tropeços, em condições controladas de



laboratório têm sido sugeridas e incluem: a) liberação do peso corporal a partir de uma inclinação para frente – “*tethered*” (Thelen *et al.*, 2000; Karamanidis *et al.*, 2008; Rhea e Rietdyk, 2011); b) restrição do movimento da perna durante o balanço por meio de cabos ou dispositivos semelhantes presos ao tornozelo (Cordero *et al.*, 2003; Hashidate *et al.*, 2011; Senden *et al.*, 2014); c) lançamento de objetos sobre a esteira para obstruir a perna de balanço durante a marcha (Schillings *et al.*, 1996; Schillings *et al.*, 2000; Schillings *et al.*, 2005) ou d) surgimento de obstáculos rígidos para obstruir a perna de balanço durante a marcha no solo (Eng *et al.*, 1994; Pavol *et al.*, 2001; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008; Roos *et al.*, 2010; Rosenblatt e Grabiner, 2012; Wang *et al.*, 2012).

Uma das formas utilizadas para avaliar a capacidade de recuperação do equilíbrio na direção anteroposterior consiste na liberação repentina e inesperada dos indivíduos a partir de um ângulo de inclinação do corpo para frente. Os indivíduos são instruídos a adotar alguma estratégia de recuperação do equilíbrio, geralmente um passo à frente. Tem sido utilizado para identificar parâmetros biomecânicos determinantes na capacidade de restabelecer o equilíbrio. Esse tipo de mecanismo é também conhecido por “*tethered*”. No estudo de Thelen e colaboradores (Thelen *et al.*, 1997) foi solicitado aos indivíduos que ao serem liberados dessem um passo à frente o para recuperar o equilíbrio e evitar uma queda. Os ângulos máximos em que os idosos foram capazes de recuperar o equilíbrio foram significativamente menores comparados aos jovens (23,9 vs. 32,5°). Tanto para jovens como para idosos, o ângulo máximo de inclinação foi fortemente correlacionado com a transferência de peso e com a velocidade do passo. Na sequência, foi avaliada a atividade muscular e verificaram que o padrão de ativação muscular foi similar entre jovens e idosos. Contudo, idosos foram mais lentos na desativação dos músculos do membro de suporte (sóleo, gastrocnêmio e bíceps femoral) e demonstraram atraso ao ativar flexores de quadril e extensores de joelho antes e durante a fase de balanço ao dar o passo. Possivelmente tais diferenças sejam devido à estratégia de recuperação utilizada, como a maior co-contracção para a manutenção da rigidez articular. Ou ainda, a ativação muscular prolongada pode ser utilizada pelos idosos como meio de alcançar o mesmo efeito mecânico, em compensação à reduzida capacidade muscular decorrente da idade.

Em resumo, os idosos apresentaram menor capacidade de executar um passo à frente para restabelecer o equilíbrio durante uma queda para frente (Thelen *et al.*, 2000).

O estudo de Karamanidis e colaboradores utilizou o mesmo sistema “tethered” para determinar se a fraqueza muscular relacionada com a idade reduz a capacidade dos idosos utilizar os mecanismos responsáveis pela manutenção da estabilidade dinâmica após uma queda para frente. Os indivíduos foram avaliados a partir de dois ângulos de inclinação. Os idosos apresentaram força muscular isométrica de plantiflexores e extensores de joelho e rigidez nos tendões. Em adição, os idosos criaram margem de estabilidade significativamente menor, independente da intensidade da perturbação, ou seja, menor base de suporte em relação ao centro de massa extrapolado, após a perturbação, levando ao maior risco de queda (Karamanidis *et al.*, 2008).

Semelhante ao estudo de Thelen e colaboradores, de 2000, o recente estudo de Ochi e colegas (Ochi *et al.*, 2014) buscou identificar o padrão de ativação muscular utilizado no restabelecimento do equilíbrio a partir de um passo à frente, porém comparando idosos com e sem histórico de quedas. A recuperação foi subdividida em três fases para análise: fase de retirada do pé: a partir da liberação do indivíduo até a retirada do pé; fase do passo; a partir da retirada do pé até o contato com o solo; fase de suporte: do contato do pé até a máxima flexão do joelho do mesmo membro. Foi avaliada a ativação muscular da perna dianteira e o sinal de EMG foi normalizado pela contração voluntária máxima. Os caídores apresentaram menor comprimento do passo, menor velocidade do passo e flexão plantar máxima posterior, em relação aos caídores. O nível de ativação muscular foi significativamente maior para o reto femoral e bíceps femoral durante a fase do passo, a ativação do reto femoral significativamente prolongada durante a fase de passo, a ativação do bíceps femoral atrasada durante a fase de retirada do pé e prolongada durante a fase de passo para os caídores, comparados aos não-caídores. Durante a fase do passo a co-contração do reto femoral e do bíceps femoral foi maior nos caídores, o que pode obstruir o movimento do passo, uma vez que excessiva co-contração implica em maior gasto energético e reduz a eficiência do movimento. Alternativamente, os caídores podem ter produzido maior co-

contração por medo de cair. Indivíduos idosos que tem medo de cair apresentam maior co-contração durante a marcha (Nagai *et al.*, 2012).

A segunda maneira utilizada para perturbação e simulação de tropeço é a restrição do movimento da perna durante o balanço, em que o tornozelo é preso com cabos e a perturbação é dada durante a marcha em esteira. Cordero e colaboradores (Cordero *et al.*, 2003) apresentaram um novo protocolo experimental para avaliar a reação a um tropeço durante vários passos, com interesse sobre a cinemática das estratégias de acordo com o instante do ciclo em que a perturbação ocorreu. O protocolo foi aplicado em jovens e buscou um modelo realístico, seguro aos indivíduos, que minimizasse as reações antecipatórias e fosse ajustável a diferentes condições de perturbação.

Na sequência, Krasovsky e colegas (Krasovsky *et al.*, 2012) utilizando esse mesmo tipo de protocolo, investigaram as respostas, de curta e longa duração, ao tropeço durante a marcha em jovens e idosos, com enfoque na estabilidade da marcha e na coordenação entre os membros na recuperação do tropeço. A estabilidade da marcha foi relacionada com o padrão de movimento das pernas utilizado em resposta ao tropeço, sendo que quando foi adotada a estratégia de abaixamento houve uma maior e mais duradoura perda de estabilidade (25% mais longa para idosos). Os resultados sugerem que a coordenação entre membros superiores e inferiores após a perturbação está associada à recuperação da estabilidade do centro de massa, em que os idosos apresentam menor capacidade de adaptar a resposta dos braços e pernas a alterações na estabilidade do centro de massa.

Em recente estudo, utilizando protocolo experimental similar, Senden e colegas (Senden *et al.*, 2014) buscaram investigar como a resposta a perturbações externas durante a marcha é influenciada pela idade, velocidade de marcha, força muscular e velocidade de processamento da informação. Foram induzidas perturbações no início e na metade da fase de balanço da marcha. Os idosos apresentaram significativamente menor torque, menor taxa de desenvolvimento de torque, maior tempo de reação e menor flexibilidade cognitiva. Os jovens utilizaram com maior frequência a estratégia de elevação para restabelecer o equilíbrio. Apenas 23% da variabilidade na resposta de recuperação pôde ser explicada pelo

menor tempo de reação, maior força muscular e baixa velocidade de marcha, o que significa que outros fatores têm maior impacto ou que a combinação desses fatores modificou a resposta de recuperação (Senden *et al.*, 2014).

Em 1996, Schillings e colaboradores (Schillings *et al.*, 1996) propuseram um novo método para estudar a reação a perturbações mecânicas inesperadas. O protocolo consiste no lançamento de um objeto, com cerca de 2 kg sobre a esteira. O objeto fica preso por um eletroímã acima da superfície da esteira e de modo pré-programado é lançado sobre a cinta da esteira causando uma perturbação mecânica em um dos membros durante o início da fase de balanço da marcha. Os indivíduos não são avisados sobre a perturbação. Nesse tipo de estudo o principal interesse é na reprodutibilidade das perturbações e nas estratégias de recuperação adotadas. Assim, este protocolo foi aplicado em jovens e idosos para avaliar a resposta muscular e as estratégias de movimento (Schillings *et al.*, 2000; Schillings *et al.*, 2005).

Os resultados dos estudos que utilizam o “tethered” indicam que a capacidade neuromuscular relativa flexibilidade do membro inferior, tempo de reação e força muscular são importantes para o restabelecimento do equilíbrio. Entretanto, a maior limitação desse método é o fato de que os indivíduos partem de uma posição estática, em que a velocidade inicial do centro de gravidade é zero. Em condições reais é difícil que o centro de massa não esteja sendo deslocado, o que torna difícil assumir que esse tipo de teste represente proximamente as condições em que um tropeço ocorre (Robinovitch *et al.*, 2002; Rhea e Rietdyk, 2011).

Por outro lado, aos protocolos experimentais que utilizam esteiras algumas considerações podem ser feitas: as vantagens incluem a maior possibilidade de reprodutibilidade dos experimentos e a análise de múltiplos passos após a perturbação (Cordero *et al.*, 2003). Entretanto, a principal desvantagem é a restrição causada pela esteira para possíveis reações após a perturbação, especialmente em termos de velocidade (Cordero *et al.*, 2003; Hashidate *et al.*, 2011), que é determinada pelo ergômetro. Ademais, alguns estudos têm demonstrado que a marcha em esteira nem sempre replica os padrões encontrados na marcha no plano (Parvataneni *et al.*, 2009; Watt *et al.*, 2010). Um outro elemento

que precisa ser considerado é que para causar um distúrbio (tropeço) na esteira, se faz necessário a colocação de objetos sobre a cinta da esteira, o que causa vibração e/ou ruídos perceptíveis pelos indivíduos. Embora os estudos (Schillings *et al.*, 2005) reportem tomar providências a respeito de tais condições, extrapolar as alterações de marcha com distúrbio em esteira pode implicar em um conjunto de premissas que não correspondam às condições em que um tropeço ocorre. Em adição, uma ressalva aos estudos em que a perturbação consiste de uma força posterior aplicada ao tornozelo (“puxando por trás”): pode não representar o tipo de perturbação a que os indivíduos estão tipicamente expostos ao realizar as tarefas cotidianas (Senden *et al.*, 2014).

Na tentativa de simular um tropeço de forma mais realística, uma série de estudos vêm sendo realizados a partir de um protocolo experimental em que surgem obstáculos rígidos para obstruir a perna de balanço durante a marcha no solo (Grabiner *et al.*, 1993; Eng *et al.*, 1994; Pavol *et al.*, 2001; Pijnappels *et al.*, 2001; Pavol *et al.*, 2002; Pijnappels *et al.*, 2004; Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005; Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005; Pijnappels, Mirjam *et al.*, 2005; Pijnappels *et al.*, 2006; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008; Pijnappels, Van Der Burg, *et al.*, 2008; Rosenblatt e Grabiner, 2012; Wang *et al.*, 2012). Esses estudos avaliaram inicialmente o padrão de movimento e de ativação muscular das diferentes estratégias de recuperação do equilíbrio adotadas por jovens. A partir disso foi realizada também a análise dos padrões de idosos buscando identificar o efeito da idade sobre a capacidade de recuperação. Ao longo dos anos os estudos buscam identificar os mecanismos envolvidos nas quedas, bem como os principais fatores que influenciam na efetiva recuperação do equilíbrio, a fim de traçar metas de intervenção para prevenção de quedas.

Uma tendência dos estudos caminha em direção à utilização de sensores inerciais para identificação e monitoramento de quedas em idosos. Alguns estudos buscam criar modelos estatísticos para prever quedas a partir da utilização de sensores inerciais em testes simples como os funcionais (Greene *et al.*, 2012). Riva e colaboradores identificaram associação positiva entre histórico de quedas e alguns parâmetros de aceleração durante a caminhada de idosos em esteira (Riva, F *et al.*, 2013) e em estudos subsequentes foram acoplados sensores ao corpo de

idosos para monitorar a aceleração do tronco por alguns dias a fim de quantificar o montante diário de atividade física realizada e avaliar a qualidade da marcha (Van Schooten *et al.*, 2015). Os estudos nessa linha ainda são relativamente recentes, contudo parecem ser de grande pertinência, principalmente para identificação de idosos que vivem sozinhos e venham a sofrer uma queda.

### 3.6 Estabilidade corporal durante a marcha

A estabilidade durante a marcha é alcançada em função da posição e da velocidade do centro de massa (CM) no instante da colocação dos pés no solo (Lugade *et al.*, 2011), constituindo um constante desafio ao SNC em manter a projeção do centro de massa do corpo dentro da base de suporte. Autores sugeriram que a condição de estabilidade inicialmente proposta, de que a projeção do centro de massa deveria ser mantida dentro da base de suporte (Winter, 1995) seria insuficiente em situações dinâmicas. A velocidade do CM também precisa ser considerada. Mesmo que o CM esteja sobre a base de suporte, o equilíbrio poderá não ocorrer se a velocidade do CM estiver apontando para fora. O inverso também é possível: mesmo se o CM estiver fora da base de suporte, se sua velocidade estiver apontando em direção à base, o equilíbrio pode ser atingido (Pai e Patton, 1997). A estabilidade dinâmica é completamente diferente do equilíbrio estático (Winter, 1995), por isso uma extensão do modelo de pêndulo invertido foi proposta a fim de explicar a estabilidade em situações dinâmicas como a marcha (Hof *et al.*, 2005), em que os parâmetros inerciais podem prover um melhor entendimento do controle do equilíbrio dinâmico dos indivíduos (Lugade *et al.*, 2011). Trata-se do centro de massa extrapolado (xCM), que leva em consideração a posição do CM, a velocidade do CM e a frequência do pêndulo (distância do CM ao tornozelo -  $l$  e aceleração da gravidade -  $g$ ), em situações dinâmicas (Hof *et al.*, 2005).

A interação entre CM e base de suporte é considerada um indicativo da capacidade de controle do equilíbrio. Durante a marcha, idosos caídores posicionam seu centro de massa e controlam a velocidade do mesmo no instante de retirada do pé e toque do calcanhar com o solo diferentemente dos indivíduos não caídores. Os indivíduos mais jovens, em velocidade semelhante, apresentam

maior estabilidade dinâmica comparado a idosos caídores, podendo ainda a velocidade ser uma limitação na interpretação dos resultados, uma vez que afeta o posicionamento dos pés (Lugade *et al.*, 2011). O adequado posicionamento dos pés e as alterações na base de suporte durante o caminhar podem identificar um padrão mais seguro e eficiente para idosos caídores (Lugade *et al.*, 2011). De acordo com Lugade e colaboradores, menores margens de estabilidade podem indicar uma configuração menos estável (Lugade *et al.*, 2011). No instante do contato do pé com o solo durante a marcha a projeção do CM encontra-se dentro da base de suporte. Apesar de não significativa, idosos caídores apresentam maior distância comparados a jovens e idosos não caídores (Lugade *et al.*, 2011). Por outro lado, autores mostraram que em teste de indução de queda a partir de posição estática (“tethered”) a redução da margem de estabilidade demonstrou melhor capacidade em recuperar o equilíbrio em idosos após período de treinamento (Aragao *et al.*, 2011). No momento da retirada do pé do solo a projeção do CM encontra-se fora da base de suporte, como pode ser evidenciado pelos valores negativos da margem de estabilidade (Hof *et al.*, 2005). Além do posicionamento dos pés, outra variável analisada é o tempo para o contato. De acordo com os autores, maiores tempos para o contato implicam em maior capacidade de compensar ou reagir frente a obstáculos ou perturbações no momento de contato com o solo (Lugade *et al.*, 2011).

Dada a substancial carga inercial da massa corporal localizada acima da pelve (2/3 da massa), o controle do tronco no plano frontal e sagital é considerada importante característica da marcha normal (Winter *et al.*, 1990; Grabiner *et al.*, 1996). Assim, a flexão do tronco aumenta a projeção anterior do centro de massa em relação à base de suporte, o que diminui a estabilidade e também aumenta o momento de extensão do tronco necessário (Grabiner *et al.*, 1996). Durante os instantes do contato do calcanhar com o solo e da retirada do pé do solo, é particularmente difícil manter-se em posição ereta (Winter *et al.*, 1990). À medida que há a oscilação de aceleração do quadril ao longo do ciclo de marcha, no contato do calcanhar com o solo é necessário o torque de extensores do quadril para evitar que o corpo rode para frente e no instante de retirada do pé do solo, torque de flexores de quadril para evitar que o corpo caia para trás (Woollacott e Tang, 1997). Assim, a habilidade de restringir a rotação do corpo à frente, em particular do tronco,

constitui importante aspecto na recuperação do equilíbrio e atribuída principalmente à musculatura de isquiotibiais e glúteo máximo (Grabiner *et al.*, 1996).

Quando uma perturbação é aplicada ao corpo, o CM é acelerado em direção ao limite da base de suporte. Nesse caso a informação mais importante não é a posição instantânea do CM, mas sim onde ele estará no futuro. Se o CM não for detido antes de cruzar os limites da base de suporte será necessário um passo para que a estabilidade seja mantida (Hasson *et al.*, 2008). A decisão sobre dar um passo precisa ser imediata, pois é necessário um tempo para o processamento da informação e a execução do movimento propriamente dita (Hasson *et al.*, 2008). O tempo para o contato é uma relevante medida de limite que se utiliza da informação cinemática instantânea do CM para prever o instante futuro em que o CM entrará em contato com o limite da base de suporte (Hasson *et al.*, 2008). Além disso, ao aumentar a magnitude da perturbação pode revelar padrões de resposta diferentes do que a apresentação ao acaso, e testar se o Tempo para o contato funciona como um parâmetro de controle de como o equilíbrio é gradualmente levado para e além do limite de estabilidade dinâmica. Nesse caso, o tempo para o contato deve ser estreitamente associado com a escala de respostas posturais e previsão de mudanças nos estados posturais, como a transição de uma base de apoio fixa a uma estratégia de passo (Hasson *et al.*, 2008).

A reduzida capacidade dos idosos de controlar a estabilidade dinâmica após uma perturbação inesperada (ex.: tropeço) pode ser fator de maior risco de quedas durante atividades diárias (Lockhart e Kim, 2006; Bierbaum *et al.*, 2010), pois necessitam de uma maior ativação muscular e uma maior capacidade de reduzir a velocidade do CM no instante do contato com o solo, quando comparados a adultos (Lockhart e Kim, 2006). Entretanto, a prática de tarefas que incluam os mecanismos responsáveis pelo controle da estabilidade dinâmica podem ser transferidos para situações de perturbação repentinas ou tropeços, melhorando a capacidade de recuperar o equilíbrio para evitar uma queda (Bierbaum *et al.*, 2010).



### 3.7 Estratégias de recuperação do equilíbrio após um tropeço

Dadas as alterações da marcha causadas pelo envelhecimento, e ainda a expressiva quantidade de quedas em idosos causada por tropeços durante o andar (Robinovitch *et al.*, 2013), é essencial o entendimento dos mecanismos envolvidos na ocorrência e recuperação das mesmas para o delineamento de futuras intervenções.

Sabe-se que a manutenção do equilíbrio durante a marcha representa um desafio considerável para o sistema de controle postural. A locomoção consiste de quatro sub tarefas principais: (i) a geração de um movimento contínuo para progredir para um destino, (ii) a manutenção do equilíbrio durante a progressão, (iii) a adaptabilidade frente a quaisquer alterações no ambiente ou tarefas concorrentes, e (iv) a iniciação e finalização de movimentos locomotores (Woollacott e Tang, 1997).

A probabilidade de ocorrerem tropeços depende da presença de obstáculos no ambiente e parece aumentar com a existência de alguns fatores alterados como o padrão de marcha do indivíduo e a habilidade de detectar e evitar tais obstáculos (Van Dieën *et al.*, 2005). Um tropeço induz uma rotação para frente do corpo, devido à restrição cinemática imposta pelo obstáculo. Esta rotação é ainda mais acelerada pela ação da gravidade. Assim, uma recuperação do equilíbrio bem sucedida implica em reduzir tal rotação a partir de apropriadas ações musculares (Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008).

Nesse sentido, duas estratégias de recuperação do equilíbrio após um tropeço foram descritas por Eng e colaboradores (Eng *et al.*, 1994), sendo que a seleção da estratégia depende do momento em que ocorre o tropeço durante a fase de balanço da marcha (Schillings *et al.*, 2000). Quando há uma perturbação externa durante a marcha, seja um tropeço, bloqueando uma das pernas no início da fase de balanço, resulta em uma estratégia de elevação, em que o centro de massa encontra-se posteriormente ao centro de pressão, havendo assim tempo para a perna obstruída ser elevada para transpor o obstáculo. Quando a perna é obstruída no final da fase de balanço, a estratégia adotada é a de abaixamento, pois o centro

de massa já se encontra à frente do centro de pressão. Por isso, o pé de balanço está mais próximo do solo, sendo mais fácil abaixar imediatamente este pé e recuperar com o membro contralateral (Eng *et al.*, 1994; Schillings *et al.*, 2000; Pijnappels *et al.*, 2004; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008). Na fase de balanço médio pode existir ainda a estratégia de sobreposição (“*overlap*”), em que a estratégia de seleção mecânica não é óbvia (Roos *et al.*, 2010).

Em geral, tanto jovens como idosos, utilizam a estratégia de elevação quando a perturbação ocorre durante o início da fase de balanço e a estratégia de abaixamento quando a perturbação ocorre durante a fase final do balanço. Durante o balanço médio, ambas as estratégias podem ser identificadas (Roos *et al.*, 2010). Entretanto, alguns autores reportam que, independente do instante em que a perturbação é aplicada, idosos adotam com maior frequência a estratégia de abaixamento do que adultos jovens (Pavol *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2005). Embora não seja bem descrito, parece estar relacionado ao fato de serem incapazes de usar essa estratégia no final da fase de balanço por implicar em maior demanda, enquanto jovens são capazes de utilizar qualquer uma delas (Roos *et al.*, 2010). Em contrapartida, autores apontam que não foram observadas evidências para suportar diferenças na estratégia de resposta entre jovens e idosos (Hashidate *et al.*, 2011), o que sugere que a seleção da estratégia não é fortemente restrita, isto é, qualquer uma pode ser adequada (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005).

Para ambas as estratégias, o pé que está posicionado em frente após a perturbação chama-se membro de recuperação, enquanto o membro contralateral de apoio, membro de suporte (Pijnappels *et al.*, 2004). A primeira fase da reação de tropeçar, que vai do instante de impacto com o obstáculo até a colocação do pé de recuperação, é denominada fase de posicionamento (Grabiner *et al.*, 1993). Em seguida, a colocação do membro de recuperação inicia a fase de recuperação. O termo “fase de posicionamento” sugere que a essência desta fase é posicionar o pé de recuperação através de reações no membro de recuperação. Quando devidamente colocado, ou seja, anterior ao centro de massa corporal, o membro de recuperação pode gerar um momento que contraria a rotação para frente do corpo (Grabiner *et al.*, 1993).

A fim de investigar o posicionamento do membro de recuperação, o comprimento do passo de recuperação foi calculado a partir da simulação de tropeço com jovens e idosos. A medida do comprimento foi dada pela diferença ântero-posterior entre as coordenadas do tornozelo do pé obstruído e do pé de recuperação, normalizado pelo comprimento da perna (Roos *et al.*, 2010). Ao comparar jovens e idosos, durante a estratégia de elevação, os idosos apresentaram comprimento do passo significativamente menor (Roos *et al.*, 2010). Em adição, a partir das simulações realizadas com o modelo do pêndulo invertido, os resultados mostraram que a combinação do posicionamento do membro de sustentação com a capacidade de gerar força limita a utilização da estratégia de elevação quando a perturbação ocorre durante o final do balanço em idosos (Roos *et al.*, 2010).

Teoricamente, o membro de suporte também pode contribuir para a recuperação de outra maneira, ou seja, através da redução do momento angular do corpo durante a fase de propulsão (*pushoff*), antes do membro de recuperação atingir o solo. O momento angular pode ser controlado por meio da geração adequada de momentos articulares. Em estudo com idosos, Pijnappels e colaboradores verificaram que embora os momentos articulares na fase de propulsão possam contribuir para a redução do momento angular e os resultados tenham sido reproduzíveis entre os sujeitos, foram observadas algumas reações diversas entre eles. Considerando que não houve diferenças entre os sujeitos relativas à velocidade da marcha e ao ângulo de tronco, parece que a qualidade da reação do membro de suporte durante a fase de propulsão difere entre os indivíduos e pode ser um fator de risco para a queda em idosos (Pijnappels *et al.*, 2004). De fato, foi identificada uma efetiva fase de propulsão do membro de suporte após o tropeço, em jovens, através de respostas musculares rápidas (60-80ms) nos músculos tríceps sural e isquiotibiais. Estes músculos geraram grandes momentos de plantiflexão do tornozelo, de flexão do joelho e de extensão do quadril (Van Dieën *et al.*, 2005).

No estudo de Pijnappels e colaboradores, foi analisada a análise EMG do membro de suporte de jovens e idosos durante a marcha e o tropeço. Após o tropeço, uma rápida resposta EMG (60-80ms) foi identificada nos músculos

isquiotibiais e tríceps sural, tanto para jovens como para idosos. Houve latência significativamente maior (11ms) nos idosos somente para o músculo sóleo. Além disso, o padrão de ativação – tempo e sequência – dos músculos durante o tropeço não sofreu alterações com a idade. As respostas musculares iniciais mais pronunciadas foram observadas nos músculos bíceps femoral, semitendíneo e gastrocnêmio (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005). Tais respostas, com latências entre 60 e 80ms não são específicas, mas altamente funcionais, uma vez que permitem fornecer momentos de extensão de quadril e tornozelo e de flexão de joelho necessários para que a recuperação do equilíbrio seja eficaz (Pijnappels, Mirjam *et al.*, 2005).

Em adição, a magnitude e a taxa de desenvolvimento de atividade EMG foram significativamente menores para os idosos, o que pode contribuir para a reduzida taxa de geração de momentos e por consequência uma recuperação do equilíbrio inadequada, acarretando numa possível queda (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005). A resposta específica para a estratégia pode aumentar ou diminuir o aproveitamento da fase de propulsão (*push-off*). Na estratégia de elevação, uma fase de propulsão mais duradoura, devido à maior atividade contínua dos músculos isquiotibiais e tríceps sural, pode restringir o momento angular gerado pela perturbação. Já para a estratégia de abaixamento, uma fase de propulsão mais curta é mais benéfica, permitindo um rápido passo à frente com a perna de suporte (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieën, J. H., 2005).

A velocidade da marcha também contribui para a velocidade de rotação para frente do corpo após o tropeço, enquanto o tempo de resposta (tempo que decorre entre o início do tropeço e o instante em que o indivíduo toca o solo) determina a duração dessa rotação antes da recuperação ser iniciada (Van Den Bogert *et al.*, 2002). A partir dos resultados da simulação de tropeços com idosos foi verificado que a redução do tempo de resposta de 267 para 175 ms permite a melhoria em 77% na velocidade de uma marcha segura sem a concomitante incremento na probabilidade de cair após um tropeço. Assim, a redução do tempo de resposta pode melhorar substancialmente a mobilidade de idosos com risco de queda, sendo mais importante que a velocidade da marcha para evitar uma queda

(Van Den Bogert *et al.*, 2002). De fato, como resultado do processo de envelhecimento o tempo de reação aumenta devido à atrofia das fibras rápidas, o que contribui para a menor potência muscular, feedback sensorial mais lento e retardo no início da ativação muscular. Inclusive, com o treinamento podem ser identificadas alterações qualitativas como frequência de recrutamento dos motoneurônios, como pode ser evidenciado pelo aumento da taxa de desenvolvimento de força (Aagaard *et al.*, 2002). Tais mudanças resultam na ineficiente recuperação do equilíbrio após uma perturbação (Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008).

Tem sido demonstrado que indivíduos com reduzida força muscular de membros inferiores apresentam incapacidade de suportar o corpo após a reação com um passo na recuperação de tropeços induzidos, o que leva à queda (Pavol *et al.*, 2002). Isso demonstra a lenta reação dos idosos a perturbações posturais, o que implica na necessidade de incrementos de força para recuperação (Thelen *et al.*, 1997; Van Den Bogert *et al.*, 2002). A capacidade de geração de força da musculatura distal é importante na manutenção do equilíbrio em idosos (Pavol *et al.*, 2002). Contudo, a demanda de força para a recuperação pode variar quanto ao tipo de perturbação, a estratégia aplicada e o mecanismo de queda, mas certamente reduzidas forças de flexão ou extensão de tornozelo, joelho ou quadril podem contribuir para a inabilidade de recuperação (Pavol *et al.*, 2002).

### **3.8 Exercício físico e prevenção de quedas**

Evidências sugerem que o exercício físico isoladamente pode diminuir o número e o risco de quedas para indivíduos idosos (Mullineaux *et al.*, 2001), devido à redução ou retardo dos efeitos deletérios do envelhecimento sobre as capacidades físicas (Chou *et al.*, 2012). Em adição, a prática de atividade física está associada a altos níveis de funcionalidade, baixo risco de quedas e melhor função cognitiva (Who, 2010).

Dessa forma, uma variedade de programas de intervenção tem sido proposta e envolvem treinamentos resistidos e de equilíbrio (Taaffe *et al.*, 1999;

Day *et al.*, 2002; Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008; Granacher *et al.*, 2009; Persch *et al.*, 2009; Halvarsson *et al.*, 2011; Seo *et al.*, 2012), treinamentos de potência muscular (Earles *et al.*, 2001; Hruda *et al.*, 2003; Orr *et al.*, 2006; Caserotti, 2010; Pereira *et al.*, 2012), estudos comparativos de treino resistido e potência (Miszko *et al.*, 2003; Henwood *et al.*, 2008; Bean *et al.*, 2009; Marsh *et al.*, 2009; Wallerstein *et al.*, 2012; Watanabe *et al.*, 2015), dança (Sofianidis *et al.*, 2009; Cepeda *et al.*, 2015), exercícios aquáticos (Bento *et al.*, 2012; Elbar *et al.*, 2013; Kurz *et al.*, 2016), Tai chi (Suzuki *et al.*, 2004; Li *et al.*, 2005; Li *et al.*, 2009; Zhuang *et al.*, 2014), caminhada (Okubo *et al.*, 2016) e exercícios multicomponentes e funcionais (De Vreede *et al.*, 2004; Paw *et al.*, 2004; Caserotti *et al.*, 2008; Carvalho *et al.*, 2009; Iwamoto *et al.*, 2009; Littbrand *et al.*, 2009; Aragao *et al.*, 2011; Arampatzis *et al.*, 2011; Marques *et al.*, 2011; Reed-Jones *et al.*, 2012; Bierbaum *et al.*, 2013; Cadore *et al.*, 2013; Lee *et al.*, 2013; Patil *et al.*, 2015). Além de programas especificamente elaborados para a região dos pés e tornozelo (Webber e Porter, 2010a; Fujiwara *et al.*, 2011; Nagai *et al.*, 2011) e de treinamento com perturbação (Bieryla *et al.*, 2007; Maki *et al.*, 2008; Mansfield *et al.*, 2010).

Acreditando ser a força muscular primordial na prevenção de quedas em idosos, diversos estudos foram realizados puramente com treinamento resistido, utilizando principalmente aparelhos convencionais de musculação. No estudo de Taaffe e colaboradores, 46 idosos saudáveis da comunidade foram aleatoriamente alocados em 4 grupos: grupo controle e treinamento resistido progressivo a 80% 1RM com uma, duas ou três sessões semanais, para grandes grupos musculares de membro superior e inferior. Houve ganhos de força e melhora da performance neuromuscular para os três grupos. Os resultados sugerem que os participantes estivessem próximos de seu teto de desempenho para essa atividade no início do estudo, de modo que mesmo um pequeno ganho de força muscular, independentemente do cronograma de treinamento foi suficiente para que alcançassem seu nível de desempenho máximo (Taaffe *et al.*, 1999). Utilizando o mesmo método de treinamento, com 3 sessões semanais, porém somente com exercícios para membros inferiores, no estudo de Granacher e colegas os idosos apresentaram ganhos de força e performance funcional, porém não houve diferença significativa para as medidas de controle postural sobre plataforma de

perturbação (Granacher *et al.*, 2009). Em geral, os estudos que envolvem treinamento resistido e de equilíbrio reforçam o conceito de que tanto a força muscular como o equilíbrio são capacidades físicas fundamentais para a redução de quedas. Por outro lado, pelos achados de Granacher e colegas (Granacher *et al.*, 2009), observa-se que o equilíbrio foi avaliado de forma dinâmica, porém o treinamento resistido de forma isolada não foi capaz de produzir ganhos sobre o controle postural.

O estudo de Persch e colegas, também realizado com treinamento resistido tradicional para membros inferiores buscou avaliar os efeitos do treino sobre os parâmetros cinemáticos de marcha relacionados ao maior risco de quedas entre idosos. Após 12 semanas houve ganhos na velocidade da marcha, comprimento do passo, cadência e altura do pé em relação ao solo ao caminhar. Tais resultados são indicativos de redução do risco de quedas (Persch *et al.*, 2009).

Alguns estudos defendem a hipótese de que os déficits de equilíbrio constituem o principal fator determinante de quedas em idosos, por isso abordam intervenções baseadas em treinamento de equilíbrio. No estudo de Day e colaboradores, embora o treinamento tenha compreendido elementos de resistência e equilíbrio, a redução de quedas foi associada aos ganhos de equilíbrio, em função dos maiores ganhos observados nas medidas de equilíbrio (Day *et al.*, 2002). Em adição, em estudo com idosos com histórico de quedas ou medo de cair, após 3 meses, o treinamento com exercícios de equilíbrio foi eficaz para a redução do tempo de execução de um passo e do medo de cair, além dos ganhos de velocidade da marcha a velocidades mais altas que o habitual (Halvarsson *et al.*, 2011). Na comparação entre o treinamento de equilíbrio com o treinamento resistido realizado com elásticos, ambos foram capazes de produzir ganhos de equilíbrio, propriocepção e eficácia de quedas, além de ganhos de força muscular para o grupo do treinamento resistido (Seo *et al.*, 2012). Já o estudo de Freiburger e colegas, comparou o efeito de diferentes intervenções sobre a performance física e os aspectos psicológicos relacionados a quedas: grupo exercícios de equilíbrio e força, grupo de exercícios de equilíbrio, força e educação sobre risco de quedas, grupo de exercícios de endurance através de caminhada, além de força e equilíbrio e grupo controle. Após 12 e 24 meses de intervenções

foram identificados ganhos sobre a performance física relativos à mobilidade, equilíbrio e velocidade de marcha nos grupos equilíbrio e força e grupo endurance, porém os maiores ganhos foram observados no grupo endurance (Freiberger *et al.*, 2012).

Apesar dos comprovados ganhos provenientes do treinamento resistido, existem evidências de que os benefícios associados ao treinamento podem ser ainda mais expressivos em atividades que desenvolvam a potência muscular a fim de reduzir os tempos de resposta exigidos na recuperação do equilíbrio para evitar uma queda. Assim, alguns estudos foram realizados de forma a comparar esses dois tipos de treinamento utilizando diferentes protocolos (Earles *et al.*, 2001; Miszko *et al.*, 2003; Orr *et al.*, 2006; Bean *et al.*, 2009; Marsh *et al.*, 2009; Pereira *et al.*, 2012; Wallerstein *et al.*, 2012; Watanabe *et al.*, 2015). Os resultados de estudo de revisão sugerem que quando há o objetivo de promover ganhos relativos às atividades da vida diária, o programa de treinamento com foco em desenvolver a potência muscular é possivelmente mais efetivo. Especificamente, a fase concêntrica realizada o mais rápido possível (Hazell *et al.*, 2007). Alguns desses estudos são melhor descritos na sequência.

O estudo de Earles e colaboradores buscou avaliar a eficácia do treinamento de alta velocidade em idosos saudáveis. Participaram 43 idosos com idade acima de 70 anos, que foram randomizados em dois grupos de treino: potência e caminhada ao longo de 12 semanas. Foram aplicados testes de potência e força e testes de função física. O treinamento de potência consistiu em 3 sessões semanais com movimentos rápidos para extensores de joelho e quadril e flexores plantar e de quadril, com sobrecarga. Adicionalmente, os idosos desse grupo deveriam realizar 45 minutos semanais de exercícios, os quais poderiam ser os mesmos realizados nas sessões. Caminhadas moderadas também foram recomendadas. O grupo caminhada realizou atividade moderada-intensa 30 minutos diários, 6 vezes por semana. O treinamento resistido com ênfase em velocidade de execução dos movimentos resultou em ganhos substanciais de potência e força máxima, porém não houve melhora da performance física, possivelmente devido ao alto nível funcional inicial dos voluntários (Earles *et al.*, 2001).



O estudo de Miszko e colaboradores foi realizado com 65 idosos com idade entre 65 e 90 anos, alocados aleatoriamente em 3 grupos: controle e experimentais (grupos de treinamento de força e de potência), com o objetivo de determinar se o treinamento de potência seria mais eficaz do que o de força sobre a função física geral em idosos. O treinamento foi realizado durante 16 semanas, com frequência de 3 sessões semanais. Foram avaliadas força muscular (teste de 1RM), potência aeróbia (teste de Wingate) e função física geral (bateria de testes funcionais CS-PFP). Os resultados apontaram ganhos semelhantes na força muscular para ambos os grupos, comparados ao controle. Entretanto, relativamente à função física geral, avaliada por meio de uma bateria de testes funcionais, os ganhos observados foram significativamente maiores para o grupo de potência. Tais ganhos de tempo na realização de tarefas diárias foram associados à maior ativação neural provocada pelo treinamento de potência em relação ao treinamento de força (Miszko *et al.*, 2003).

Orr e colaboradores realizaram um estudo com 112 idosos sedentários, divididos aleatoriamente em quatro grupos: controle, treinamento de potência a 20% da força máxima, a 50% e a 80%. Os grupos experimentais foram submetidos em média a 10 semanas de treinamento, com frequência semanal de 2x. Foram avaliados composição corporal, equilíbrio estático e dinâmico e performance muscular (força, potência, endurance e velocidade de contração). Diferentemente do esperado, a potência muscular teve mudanças iguais entre os grupos de treino, contudo o treinamento com baixas cargas promoveu os maiores ganhos de equilíbrio. Dessa forma, acredita-se que baixas cargas levam à otimização de outras adaptações necessárias a tarefas de equilíbrio. Quanto à força e endurance, o grupo de altas cargas foi o que apresentou maiores ganhos (Orr *et al.*, 2006).

Em estudo experimental randomizado de 12 semanas de intervenção, Marsh e colaboradores buscaram determinar os efeitos do treino de potência e força para membros inferiores sobre a função física e incapacidade auto-reportada em idosos de médio a moderado nível de incapacidade. Participaram do estudo 45 idosos com 65 anos ou mais. Participantes de ambos os grupos experimentais exibiram ganhos de força similares. Entretanto, o grupo potência apresentou significativos e maiores ganhos na potência no exercício de leg press comparado

ao grupo força. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos quanto à massa corporal apendicular (DEXA), o que somado aos incrementos de força e potência no grupo potência, indicam ganhos da qualidade muscular (Marsh *et al.*, 2009).

O estudo de Wallerstein e colaboradores comparou as adaptações neurais e morfológicas produzidas pelo treinamento de força e de potência em idosos. Após 16 semanas de treinamento com 2 sessões semanais, ambas estratégias de treinamento provocaram ganhos similares de força dinâmica e isométrica, de secção transversa dos músculo quadríceps e redução do atraso mecânico do músculo vasto lateral. Os achados permitem sugerir que o treinamento de potência foi uma alternativa atrativa ao treino de força para a manutenção e incremento da massa e força muscular, contrariando os efeitos da idade (Wallerstein *et al.*, 2012).

Em estudo recente foi avaliado o efeito do treinamento resistido utilizando o peso corporal e exercícios leves de pliometria com apenas uma série. Os idosos foram divididos em dois grupos: um grupo realizou treino resistido em baixa velocidade (3/3s) e o outro em velocidade normal (1/1s). Os resultados apontaram ganhos da função física (avaliação isocinética e isométrica de flexão de joelhos e de ombros, velocidade da marcha, tempo para sentar e levantar 5 vezes, tempo de permanência sobre uma perna), apesar de não ter sido observada hipertrofia nem alterações na espessura muscular para nenhum dos grupos (Watanabe *et al.*, 2015).

Considerando que o pico de potência muscular vem sendo descrito como um importante preditor de limitações funcionais em idosos, Reid e Fielding realizaram uma revisão descrevendo intervenções utilizadas para restaurar a potência muscular em idosos. Dentre os estudos analisados identificou-se ganhos sobre a função muscular e/ou equilíbrio e/ou capacidade física. E de fato, quando comparados treinamento de força e potência muscular, o último tem promovido ganhos mais efetivos sobre a funcionalidade (Reid e Fielding, 2012).

Apesar de alguns estudos terem encontrado aumento da velocidade da marcha, os mecanismos biomecânicos que explicam a influência do treinamento resistido e de potência sobre esses ganhos ainda são pouco explicados. A mais

óbvia explicação para o aumento da velocidade da marcha diz respeito aos ganhos provenientes do treinamento que propiciam aumento dos torques e potências articulares, os quais provém o suporte durante a fase de apoio e a energia para a propulsão a fim de deslocar o membro do apoio para o balanço (Beijersbergen *et al.*, 2013). É possível ainda que após a intervenção os idosos sintam-se mais confortáveis para andar mais rapidamente, uma vez que operam sob menores esforços relativos às suas capacidades máximas, apesar de não ter sido avaliado (Beijersbergen *et al.*, 2013). Outros estudos hipotetizam que os ganhos em velocidade sejam decorrentes da melhora da coordenação intermuscular (agonista-antagonista) (Hortobágyi *et al.*, 2011).

Dentre os estudos que utilizam o meio aquático para a prática de exercícios, Bento e colegas buscaram avaliar o efeito do treinamento de força sobre a função muscular. Após 36 sessões houve aumento do pico de torque de flexores e extensores de quadril e plantiflexores e da taxa de desenvolvimento de torque de extensores de quadril, joelho e plantiflexores. Houve ainda ganhos em alguns testes funcionais. Os autores atribuem os ganhos obtidos à ênfase dada à velocidade de movimento utilizando as propriedades da água para promover resistência durante a execução dos exercícios (Bento *et al.*, 2012). Elbar e colegas buscaram avaliar o efeito do treinamento aquático com perturbação/turbulência durante a execução dos exercícios a fim de promover desafios constantes ao controle postural e avaliar o tempo de reação ao executar um passo. Após 12 semanas, além de redução significativa no tempo de execução do Teste do passo, devido à redução da fase de início e de balanço houve ganhos significativos nos parâmetros de estabilidade postural com olhos abertos e fechados, demonstrando a efetividade do treinamento realizado (Elbar *et al.*, 2013).

Existem ainda estudos que são realizados com exercícios ou atividades que refletem a cultura popular de certas regiões ou países, buscando a maior participação da população idosa pelo cunho social que possuem. Nessa categoria de atividades pode-se incluir a dança e a prática do Tai-chi-chuan por exemplo. O estudo de Sofianidis e colegas foi realizado com dança clássica grega, que além de ter alto grau de envolvimento da comunidade, representa substancial desafio ao controle postural pelos movimentos que a constituem (ex: flexão e extensão de

tronco, passos e atividades em um pé só). Os resultados apontam ganhos no equilíbrio, pela redução do deslocamento do centro de pressão e do tronco no teste de apoio unipodal e pelo aumento da amplitude de rotação do tronco durante o teste dinâmico (Sofianidis *et al.*, 2009). Em recente estudo do grupo, foi avaliado o efeito da dança de salão sobre a arquitetura muscular. Após 8 semanas de dança foram observados aumento da espessura, do ângulo de penação e do comprimento do fascículo dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial. Os achados sugerem que mesmo atividade de baixa intensidade foi capaz de promover tais ganhos fundamentais para o remodelamento do sistema neuromuscular (Cepeda *et al.*, 2015). Dentre os estudos realizados com o Tai-chi-chuan, alguns foram baseados unicamente em movimentos do Tai chi e outros incluíram ainda outros exercícios de mobilidade, equilíbrio, força e caminhada (Suzuki *et al.*, 2004; Zhuang *et al.*, 2014). Quando praticado somente movimentos do Tai chi foram identificados ganhos sobre o equilíbrio funcional, performance física e redução do medo de cair (Li *et al.*, 2005), além de redução da latência muscular em teste com perturbação e ganhos na força muscular de flexores de joelho (Li *et al.*, 2009).

Uma crítica que se faz aos testes empregados em diversos estudos para avaliar controle postural (Day *et al.*, 2002; Sofianidis *et al.*, 2009; Freiburger *et al.*, 2012) quanto à natureza estática ou praticamente estática (ex.: Romberg, alcance funcional). Esses testes podem não ser suficientemente sensíveis ou específicos para detectar melhorias na capacidade de recuperação do equilíbrio após uma perturbação ou não avaliar a capacidade de reagir rapidamente em situações que assim o exijam. De fato, testes estáticos que requerem que os participantes mantenham uma postura ereta e estável parecem não captar de forma adequada as demandas dinâmicas encontradas durante as perturbações como ocorre durante um escorregão ou tropeço. Reações de equilíbrio que envolvam a execução rápida de um passo ou de outras ações para alcançar um objeto são fundamentais para a prevenção de quedas, e mesmo idosos saudáveis apresentam dificuldades na execução destas reações de forma eficaz (Maki e Mcilroy, 2006).

Alguns estudos foram realizados especificamente com treinamento envolvendo a região do tornozelo. No estudo de Nagai e colaboradores, os idosos

realizaram o treinamento em posição sentada, com exercícios exclusivamente para a musculatura de pé, dedos e tornozelo. Após 8 semanas de treinamento, foi identificado ganhos na força de quadríceps, alcance funcional e teste de agilidade com passos alternados (Nagai *et al.*, 2011). Importante ressaltar que eram idosos residentes em asilos, o que geralmente indica idosos mais frágeis ou menos ativos, o que pode ter provocado ganhos físicos, mesmo com exercícios simples e em posição restrita. Já no estudo de Fujiwara e colegas, realizado com idosos da comunidade, foi utilizado um único exercício: plantiflexão com peso corporal. Vinte e seis idosos com média de idade de 69 anos foram instruídos a executar 100 plantiflexões ao dia durante 2 meses, com ambos os pés simultânea e lentamente, de forma a desenvolver resistência muscular da musculatura da panturrilha. Os resultados mostraram aumento da força de plantiflexores e espessura do sóleo, além de mudanças associadas à ativação do sóleo e movimento do tornozelo durante teste de equilíbrio dinâmico (Fujiwara *et al.*, 2011).

O estudo de Webber e Porter também deu enfoque aos flexores de tornozelo, porém comparou dois grupos com treinamentos resistidos realizados o mais rápido possível, porém um deles utilizado pesos e o outro elásticos (bands). Após 24 sessões, o grupo que treinou com elásticos apresentou redução significativa de 12% no tempo de movimento ao realizar uma simulação de troca de posição do pé direito do acelerador para o freio de um carro. Ambos os grupos apresentaram ganhos de força e potência de flexores de tornozelo, porém sem diferenças entre os treinamentos aplicados. Os autores acreditam ser fundamental a redução do tempo de movimento do pé em circunstâncias em que seja necessária a rápida geração de torque no tornozelo, como para evita ruma queda ou um acidente de trânsito ao frear o carro (Webber e Porter, 2010a). Apesar dos ganhos obtidos com o treinamento, participaram do estudo idosos com mobilidade reduzida (incapacidade auto-relatada de andar 1,6 km em velocidade moderada), o que impede a extrapolação dos resultados para idosos da comunidade, mais ativos e saudáveis.

Em treinamento realizado com ênfase em caminhada rápida foi possível identificar que apesar dos ganhos no número de passos por dia e na redução do medo de cair, houve aumento do número de tropeços, em função da maior

exposição ao risco. Por isso os autores não recomendam esse tipo de treinamento para idosos frágeis e/ou mais propensos a quedas (Okubo *et al.*, 2016). Além disso, autores apontam que a caminhada por si só não é suficiente para prevenir ou reverter totalmente os efeitos da idade sobre a função motora, especialmente de plantiflexores (Boyer *et al.*, 2012). Até o presente, apesar de muitos estudos identificar ganhos de 25% da função muscular e aumento de 11% na velocidade da marcha, nenhum estudo realizou intervenção especificamente para plantiflexores e fez a associação das alterações decorrentes do treinamento com a cinética do tornozelo e demais articulações durante a marcha (Beijersbergen *et al.*, 2013).

Ao considerar o princípio da especificidade do treinamento, estudos vem sendo realizado com perturbação ao equilíbrio, ou com movimentos específicos ou mesmo com treinamento do tropeço propriamente dito. Seguindo a linha dos treinamentos de perturbação, Mansfield e colegas realizaram treinamento com 30 idosos com histórico de quedas, durante 6 semanas, utilizando uma plataforma móvel customizada (Mansfield *et al.*, 2010). O estudo de Bieryla e colaboradores, entretanto, buscou realizar o treinamento com tropeços em uma esteira modificada. O grupo experimental mostrou redução significativa do ângulo de tronco e do tempo para atingir o ângulo máximo de tronco ao tropeçar. Embora o treinamento específico de tropeço tenha se mostrado efetivo para a recuperação do equilíbrio (Bieryla *et al.*, 2007), foram apenas avaliados os efeitos agudos, uma vez que o treinamento durou apenas 15 minutos. Os autores questionam se os efeitos seriam permanentes e salientam que os custos envolvidos são relativamente altos e a acessibilidade baixa por ser realizado em esteira. Outros autores (Potocanac *et al.*, 2014) sugerem ainda a possibilidade de utilizar treinamento com obstáculos ocultos em uma passarela, que sinalizam zonas proibidas, buscando promover o aumento do comprimento do passo e a rápida tomada de decisão a respeito do posicionamento do membro de recuperação. Salienta-se que esse tipo de treinamento requer um comportamento reativo que resulta em ganhos na recuperação do equilíbrio (Granacher *et al.*, 2011).

Dentre as formas de intervenção tipicamente oferecidas a idosos destacam-se os programas multicomponente ou multimodal (Grabiner *et al.*, 2014). Estudo de revisão sistemática abordando o impacto de programas de intervenção

sobre o risco de quedas em idosos revelou que intervenções com exercícios multicomponentes reduziram significativamente a taxa de quedas (RaR 0.71, 95% IC 0.63-0.82; 16 artigos; 3622 participantes) e o risco de quedas (RR 0.85, 95% IC 0.76-0.96; 22 artigos; 5333 participantes) (Gillespie *et al.*, 2012). Os resultados desses programas apontam para ganhos de força e potência muscular, equilíbrio, performance funcional (Carvalho *et al.*, 2009; Iwamoto *et al.*, 2009; Aragao *et al.*, 2011; Marques *et al.*, 2011; Reed-Jones *et al.*, 2012; Cadore *et al.*, 2013; Halvarsson *et al.*, 2013; Lee *et al.*, 2013) e função neuromuscular (Caserotti *et al.*, 2008). Ademais, tais programas possuem alta aderência (de 73 a 91%) (Carvalho *et al.*, 2009; Marques *et al.*, 2011; Freiburger *et al.*, 2012; Reed-Jones *et al.*, 2012; Cadore *et al.*, 2013).

O estudo de Caserotti e colaboradores (Caserotti *et al.*, 2008) é parte de estudo maior anteriormente realizado pelo mesmo grupo (Puggaard, 2003). O treinamento foi composto por 2 sessões durante 36 semanas, incluindo exercícios aeróbios, de força, controle postural, flexibilidade e exercícios reativos, realizados com 44 homens idosos divididos em grupo controle e exercício. O objetivo foi avaliar o efeito do treinamento sobre a potência muscular, força e padrão de movimento durante a execução de exercício concêntrico isoladamente e exercício excêntrico-concêntrico (efeito de pré-alongamento). O treinamento proposto foi capaz de conter os efeitos da idade sobre a mecânica do desempenho muscular (altura dos saltos verticais e potência de pico) e sobre os testes funcionais (ex.: sentar e levantar). Os autores sugerem que tais alterações sejam resultado do aumento da ativação neural, uma vez que a baixa intensidade do treinamento tenha sido limitante para hipertrofia muscular.

O estudo de Iwamoto e colaboradores, realizado com idosos da comunidade durante 5 meses com 3 sessões semanais aumentou o índice de flexibilidade, equilíbrio corporal, potência muscular e capacidade de marcha, além de reduzir a incidência de quedas, comparado ao grupo controle (Iwamoto *et al.*, 2009). Com número similar de sessões (2 sessões semanais por 32 semanas), os resultados do estudo de Marques e colegas mostraram além do aumento significativo da densidade mineral óssea, melhoria da força muscular de flexores

do joelho a 180°/s e equilíbrio, tanto dos testes funcionais como pela redução da velocidade do centro de pressão (Marques *et al.*, 2011).

No estudo de Reed-Jones e colegas 49 idosos da comunidade foram divididos em 3 grupos: Controle, que realizou exercícios segundo recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM); Agilidade, que realizou exercícios do ACSM e de agilidade; Visual, com exercícios do ACSM, de agilidade e na plataforma do Wii Fit. Após 12 semanas de exercícios houve ganhos da aptidão física, mobilidade e potência muscular para todos os grupos. Contudo, uma das avaliações utilizadas foi um circuito integrado de mobilidade, equilíbrio, agilidade e percepção visual, em que houve maior redução do tempo para percorrer o circuito no grupo Visual. Isso demonstra, a utilidade do treinamento com Wii para treinar a habilidade dos idosos em desviar obstáculos, o que é importante na prevenção de quedas (Reed-Jones *et al.*, 2012).

Estudo de Lee e colaboradores buscou avaliar o efeito de um programa de intervenção multifatorial sobre a prevenção de quedas em idosos da comunidade. Os participantes apresentavam baixo (25.6%), moderado (25.6%) e alto risco de quedas (48.7%). Apesar dos ganhos obtidos sobre a performance funcional, o programa de exercícios com duração de 3 meses não foi capaz de reduzir as quedas após 1 ano de acompanhamento (Lee *et al.*, 2013).

Recente estudo com idosas da comunidade com idade entre 70 e 80 anos com histórico de quedas foi realizado durante 24 meses, sendo 12 meses de treinamento e 12 meses de manutenção, obtendo 73% de aderência dos idosos. Foi observado nas avaliações pós-treino melhoria da função física, devido ao aumento da força muscular de membros inferiores, capacidade de levantar de uma cadeira e da velocidade de marcha rápida. Interessante que os ganhos obtidos no período inicial foram mantidos ao longo do segundo ano, em que apenas uma sessão semanal foi supervisionada acompanhada por sessão de treino em casa (Patil *et al.*, 2015).

Um pouco diferente dos estudos anteriores, De Vreede e colegas (De Vreede *et al.*, 2004) compararam intervenções com exercícios resistidos e funcionais em idosos da comunidade, ambas realizadas 3 sessões durante 12



semanas. O treinamento funcional foi mais efetivo sobre a performance funcional, contudo, o grupo do treino resistido apresentou aderência mais alta (90 vs. 81%) e reportou maior satisfação com o programa comparado ao grupo de treino funcional. Os autores acreditam que a simplicidade das tarefas funcionais adotadas tornou o treinamento chato e desinteressante com o passar do tempo. Vale salientar ainda que as avaliações funcionais foram muito similares ao treinamento aplicado, com tarefas como pegar objetos em prateleiras, simulando tarefas diárias, o que pode ter influenciado os resultados.

A partir de evidências de que idosos apresentam déficits no controle da estabilidade dinâmica, fundamental para a capacidade de recuperar o equilíbrio e evitar uma queda após perturbações repentinas ou tropeços (Bierbaum *et al.*, 2010), alguns estudos tem incluído ao treinamento multicomponente elementos de estabilidade dinâmica no treinamento como forma de desafiar o sistema de controle postural (Aragao *et al.*, 2011; Arampatzis *et al.*, 2011; Bierbaum *et al.*, 2013). No estudo de Aragão e colegas foi aplicado treinamento de 14 semanas utilizando exercícios sobre mini-trampolim. O exercício no mini-trampolim constitui uma abordagem multicomponente que engloba além da força, a estabilidade corporal, resposta coordenada da musculatura, amplitude de movimento articular e integração espacial. Os resultados apontam ganhos significativos na força de plantiflexores e na capacidade de recuperar o equilíbrio no teste do “Thetered”. Os autores atribuem a melhora da recuperação à alta capacidade de gerar torque rapidamente ao redor de quadril após o treinamento. Outros dois estudos do grupo do professor Arampatzis compararam o treinamento de estabilidade dinâmica com o treinamento misto (estabilidade dinâmica e exercícios resistidos). Ao final de 14 semanas, com 2 sessões semanais, os idosos apresentaram melhora da capacidade de recuperar o equilíbrio no teste do “Tethered” e na avaliação realizada com perturbação inesperada durante a marcha, ambos pelo rápido aumento da base de suporte. O treinamento resistido, entretanto, não apresentou efeitos adicionais sobre a capacidade de restabelecer o equilíbrio (Arampatzis *et al.*, 2011; Bierbaum *et al.*, 2013).

Alguns estudos com treinamento multicomponente foram também realizados com idosos frágeis, residentes em asilos ou com necessidade de

assistência (Paw *et al.*, 2001; Paw *et al.*, 2004; Littbrand *et al.*, 2009; Cadore *et al.*, 2013).

### 3.9 Síntese da Revisão de Literatura

Como resultado do processo natural de envelhecimento há o declínio natural da função neuromuscular e da performance, fatores de risco para a ocorrência de quedas, cujas consequências são a restrição de atividades e medo de cair, com a consequente redução da qualidade de vida e independência. Sabe-se que a locomoção independente constitui o principal aspecto relativo à mobilidade, sendo a marcha o movimento primordial da locomoção. Trata-se de uma complexa atividade neuromotora influenciada pelo estado músculo esquelético, função sensorial, controle motor e estado cognitivo.

A partir dos estudos apresentados identifica-se que diversas características da marcha são dependentes ou relacionadas à velocidade. Além disso, o idoso apresenta uma marcha considerada mais cautelosa, em função das próprias alterações neuromusculares e por vezes em função de já ter sofrido quedas. A musculatura plantiflexora, no entanto, parece consenso entre os diferentes autores quanto à importância para a performance geral da marcha. Adicionalmente, à velocidade auto-selecionada os parâmetros cinemáticos parecem não ser capazes de distinguir idosos caídores dos não-caídores e na cinética algumas diferenças já podem ser observadas.

Previamente foi observado que o treinamento de força muscular pode proporcionar além de ganhos de força muscular, potência muscular e capacidade neural de ativar unidades motoras. Especificamente o treinamento de potência pode fornecer um meio para melhorar a função neural por reduzir a latência de resposta, recrutar efetivamente os músculos posturais e melhorar a interpretação da informação sensorial, consequentemente, melhorar o equilíbrio. Entretanto, ao exercitar mecanismos de estabilidade dinâmica foram identificados maiores ganhos em coordenação neuromuscular. De fato, a capacidade de produção de força, da mesma forma que a ativação neural, foi também melhorada em treinamentos

somatosensoriais, explicado pela melhor coordenação intermuscular (Bierbaum *et al.*, 2013).

Assim, estudos com idosos que proponham intervenções que busquem a melhoria do sistema neuromuscular para melhorar a capacidade de reagir rapidamente a perturbações externas são pertinentes.

## **CAPÍTULO IV**

# **REPRODUTIBILIDADE DO PADRÃO DE MARCHA APÓS O TROPEÇO INDUZIDO**

*Parte deste capítulo foi aceito para publicação com o título “Gait variability and reliability after controlled tripping in older adults: a preliminary study”, no Journal of Physical Therapy Science.*

## 4 REPRODUTIBILIDADE DO PADRÃO DE MARCHA APÓS O TROPEÇO INDUZIDO

### 4.1 Introdução

Aproximadamente 21% das quedas em idosos ocorrem como consequência de tropeços, das quais chegam a 24% durante a caminhada (Robinovitch *et al.*, 2013) e podem resultar em lesões graves ou até mesmo na morte (Pavol *et al.*, 2001). Assim, o entendimento dos mecanismos envolvidos no tropeço é fundamental e pode ajudar na melhoria dos programas de intervenção e prevenção de quedas entre idosos (Bento *et al.*, 2010; Cepeda *et al.*, 2015). Contudo, a maioria dos estudos que tratam da incidência de quedas utilizam métodos retrospectivos e/ou prospectivos de avaliação de quedas, os quais são mais propensos a uma série de vieses que podem mascarar os resultados. Tais abordagens são incapazes de identificar “quase quedas”, relevantes ao se avaliar risco de quedas (Teno *et al.*, 1990; Macaluso e De Vito, 2004; Makizako *et al.*, 2010), além de desconsiderar mudanças de comportamento dos indivíduos, como o início ou a desistência da prática de atividade física, como consequência diferenças nas características físicas entre o momento em que ocorreu o tropeço ou a queda e a realização da avaliação. Em adição, estudos retrospectivos são dependentes da memória (Rosenblatt e Grabiner, 2012; Riva, F *et al.*, 2013; Greene *et al.*, 2014), o que nem sempre é confiável, especialmente se a queda não resultou em lesões significativas para o idoso.

Métodos inovadores para induzir o tropeço em laboratório durante a caminhada incluem o surgimento de obstáculos para obstruir a perna de balanço (Pavol *et al.*, 1999; Pijnappels *et al.*, 2001; Rhea e Rietdyk, 2011; Potocanac *et al.*, 2014) ou restrição do movimento da perna de balanço utilizando um cabo ou aparato similar (Cordero *et al.*, 2003; Krasovsky *et al.*, 2012). Apesar de tais métodos criarem condições muito próximas de uma situação real de tropeço, tem sido mostrado que ajustes antecipatórios podem influenciar os resultados quando

tropeços repetidos são aplicados em uma mesma sessão (Rhea e Rietdyk, 2011; Potocanac *et al.*, 2014). Embora a variabilidade dos parâmetros cinemáticos da marcha dentro de um mesmo dia tenham sido baixos (10-17%) (Pijnappels *et al.*, 2001), há uma escassez de informações referentes à variabilidade e à confiabilidade quando um tropeço é induzido em dias diferentes de avaliação. Baixa variabilidade e alta confiabilidade em diferentes sessões podem permitir a utilização de testes de tropeço para avaliar os efeitos de programas de intervenção (ex.: exercícios resistidos ou de equilíbrio) sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio após um tropeço para evitar uma queda.

Em adição, a maioria dos estudos (Pijnappels *et al.*, 2001; Wang *et al.*, 2012; Potocanac *et al.*, 2014) que analisam a reprodutibilidade de medidas com indução de tropeços em laboratório incluem apenas jovens ao invés de idosos. Existem indícios de que essas populações apresentam diferenças significativas em relação à habilidade de recuperação a partir de um tropeço (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005), em que idosos são menos capazes de recuperar o equilíbrio e consequentemente mais propensos a quedas (Wang *et al.*, 2012). Embora Wright e colaboradores (Wright *et al.*, 2015) tenham mostrado que experiências prévias de quedas não implicam em alterações no padrão de marcha, outros reportam um padrão mais cauteloso de marcha devido ao medo de tropeçar e cair (Menz *et al.*, 2003), o que pode ocorrer em uma mesma sessão ou em sessões diferentes. De fato, idosos tendem a apresentar mais medo de cair do que seus pares mais jovens (Menz *et al.*, 2003). Portanto, estudos com populações não específicas em estudos anteriores, como indivíduos jovens, podem ter interferido nos resultados e novas investigações são necessárias (Grabiner *et al.*, 2014).

Assim, este estudo tem como objetivo determinar a variabilidade e a confiabilidade (intra e inter-sessão) dos parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha após um tropeço induzido em laboratório em idosos. O método utilizado no presente estudo difere dos outros por utilizar um sistema automático em que um fio surge do solo e produz uma perturbação durante o início da fase de balanço da perna de balanço. Os obstáculos rígidos podem causar desconforto ou sérias lesões nos pés, como perda de unhas ou fratura do dedo, devido ao alto impacto, embora não tenha sido reportado na literatura. Esse método é também de baixo

custo e de fácil utilização para induzir o tropeço num cenário de laboratório, pois não é necessário nenhum aparato muito complexo para obstruir o movimento durante a caminhada. Assim, esse mecanismo pode ser considerado um método razoável de ser utilizado para o entendimento do controle e organização do movimento sem os inconvenientes e desvantagens dos demais, para o posterior desenvolvimento de estratégias mais assertivas para a prevenção de quedas em idosos.

## **4.2 Objetivos e hipóteses**

O primeiro objetivo dessa tese foi analisar a variabilidade e a confiabilidade da marcha de idosos intra e inter-sessão após um tropeço induzido.

Para atingir o objetivo deste estudo os seguintes objetivos específicos foram determinados e as seguintes hipóteses testadas:

- Analisar a variabilidade e confiabilidade dos parâmetros espaço temporais da marcha.

H<sub>1</sub> - Os parâmetros espaço-temporais da marcha apresentam baixa variabilidade e alta confiabilidade antes e após o tropeço dentro de uma sessão e entre diferentes sessões.

- Analisar a variabilidade e confiabilidade dos parâmetros angulares da marcha.

H<sub>2</sub> - Os parâmetros angulares da marcha apresentam baixa variabilidade e alta confiabilidade antes e após o tropeço dentro de uma sessão e entre diferentes sessões.

## **4.3 Métodos**

### **4.3.1 Critérios de inclusão**

Participaram do estudo indivíduos de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 65 anos que não estivessem participando de nenhum programa de treinamento ou exercício físico regular e sistematizado há pelo menos 3 meses e que não se enquadrassem em nenhum dos critérios de exclusão.

#### 4.3.2 Critérios de exclusão

Os indivíduos que tiveram interesse em participar do estudo passaram inicialmente, por uma anamnese, avaliação antropométrica e de funcionalidade, a fim de diagnosticar a existência ou não alguns problemas de saúde que pudessem constituir algum risco à integridade física dos mesmos. Assim, foram excluídos do estudo:

- Indivíduos que possuíssem: diagnóstico de doenças neurológicas (Parkinson, Neuropatia Periférica, AVC), déficit de marcha, artrose severa, auxílio de órteses para locomoção;
- Indivíduos que fizessem uso de medicamentos anti-coagulantes (ex.: Varfarina);
- Déficit de mobilidade avaliado pelo tempo de execução do Teste Timed-up-and-go (TUG) superior aos seguintes pontos de corte (Bohannon, 2006):
  - 65-69 anos: 8.1s
  - 70-79 anos: 9.2s
  - 80-99 anos: 11.3s

#### 4.3.3 Participantes do estudo

Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos e questões legais do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE I). Os procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Paraná (protocolo número 664.638).

Participaram deste estudo 8 idosas elegíveis ( $70.2 \pm 5.8$  anos;  $69.6 \pm 10.2$  kg;  $1.56 \pm 0.03$  m), conforme critérios de inclusão e que tinham dados cinemáticos de



pelo menos 3 marchas antes e após o tropeço e nas sessões de avaliação antes e após o período de intervenção ou controle.

#### 4.3.4 Procedimentos experimentais

As avaliações iniciais deste estudo foram realizadas em duas sessões, com agendamento prévio. Na primeira sessão, os participantes foram submetidos à anamnese e a um conjunto de avaliações que envolveram parâmetros antropométricos e de funcionalidade. A anamnese e a avaliação da funcionalidade foram realizadas primeiro com o intuito de identificar possíveis fatores de exclusão. Na segunda sessão, os participantes foram submetidos à avaliação da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio após tropeço induzido. Após 12 semanas os participantes foram reavaliados, seguindo os mesmos procedimentos experimentais.

#### 4.3.5 Avaliações e instrumentação

##### 4.3.5.1 Anamnese

A anamnese foi composta por perguntas objetivas sobre condições de saúde, uso de medicamentos e hábitos de vida (ANEXO I).

##### 4.3.5.2 Avaliação antropométrica

As medições antropométricas compreenderam a determinação de estatura (determinada através de um estadiômetro de parede, com resolução de 0,1 cm; (Guedes, 2006); massa corporal (determinada a partir de uma balança digital (Plena, modelo *Sport*®), com capacidade máxima de 150 kg e resolução de 100g para a mensuração da massa (Guedes, 2006); índice de massa corporal, (calculado a partir da estatura e da massa corporal, utilizando a seguinte fórmula:  $IMC (kg/m^2) = massa\ corporal (kg) / estatura^2 (m)$  (Guedes, 2006). Em adição, um conjunto de dimensões corporais foi tomado por meio de uma trena flexível com resolução de 0,1 cm para a mensuração da circunferência torácica e abdominal e do

comprimento do membro inferior direito. A medida da circunferência torácica foi realizada após uma expiração normal, no ponto mesoesternal (linha axilar) (Charro *et al.*, 2010) e a da circunferência abdominal, na altura da cicatriz umbilical (Charro *et al.*, 2010). O comprimento do membro inferior foi determinado pela distância entre a espinha ilíaca anterior direita e o maléolo medial do indivíduo, estando o mesmo em posição ortostática com os pés afastados e peso igualmente distribuído (Hoppenfeld, 2004).

Um segundo conjunto de dimensões corporais foi tomado para a mensuração de algumas distâncias necessárias para a reconstrução do modelo antropométrico no software de avaliação cinemática. Utilizou-se um paquímetro digital com resolução de 0,1cm para as seguintes medidas: diâmetro bicôndilo femoral direito, definido pela distância entre as maiores proeminências dos côndilos do fêmur; diâmetro bimaléolar, definido pela distância entre as maiores proeminências dos maléolos lateral da fíbula e medial da tíbia (Charro *et al.*, 2010).

#### *4.3.5.3 Avaliação da funcionalidade*

Os testes de desempenho funcional têm sido utilizados por meio da realização de tarefas específicas que envolvem atividades de vida diária (Bischoff *et al.*, 2003). Para este estudo foram selecionados dois testes que se destinam a quantificar a agilidade e equilíbrio, força de membros inferiores, capacidades fundamentais para a marcha e recuperação do equilíbrio.

##### Short Physical Performance Test (SPPB)

Neste estudo foi utilizada a SPPB conforme descrita por Nakano (Nakano, 2007) (ANEXO II), composta por três testes:

Teste de equilíbrio: O sujeito permaneceu 10 s em cada uma das posições: pés unidos em paralelos, com o hálux encostado na borda medial do calcanhar (semi-tandem) e com o hálux encostado na borda posterior do calcanhar (tandem). A cronometragem foi iniciada quando o participante assumiu uma posição estática estável e foi finalizada após 10 s ou caso o avaliado tenha apresentado perda do equilíbrio. A Figura 1.3 ilustra as posições empregadas.

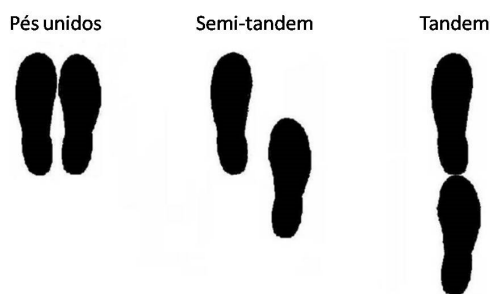


FIGURA 4.1 – Posição dos pés para teste de equilíbrio da SPPB  
Adaptado de Guralnik e colaboradores (Guralnik *et al.*, 1994)

Teste de velocidade de marcha: o avaliado foi posicionado com os pés sobre a marca inicial e ao sinal caminhou em velocidade habitual até a marca final (4 m). A cronometragem foi interrompida quando um dos pés ultrapassou a marca final. Da mesma forma, o participante foi avaliado no percurso de retorno.

Teste de levantar e sentar: Para este teste foi necessário uma cadeira de encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45 cm de altura, encostada na parede. O avaliado permaneceu sentado (ocupando a maior parte do assento, com os pés bem apoiados no chão) e ao comando “Foi”, levantou-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito e os pés no chão, e sentou-se, por 5 vezes consecutivas. A cronometragem foi iniciada ao comando e finalizada no instante em que o avaliado assumiu a posição em pé pela quinta vez.

#### Timed up and go Test – TUG

Além de constituir critério de exclusão o teste TUG foi também utilizado como para a avaliação da agilidade e equilíbrio dinâmico. Este teste traduz a mobilidade funcional do indivíduo (Podsiadlo e Richardson, 1991). O teste foi iniciado com o avaliado totalmente sentado em uma cadeira encostada na parede, mãos sobre a coxa e pés totalmente no solo. Ao sinal de partida, o avaliado levantou da cadeira (podendo empurrar as coxas), caminhou o mais rápido possível (sem correr) até o cone posicionado à sua frente a 3m, fez a volta por qualquer um dos lados e então retornou e sentou na cadeira novamente. A cronometragem iniciou

ao sinal de “Foi”, quer o avaliado tenha ou não iniciado o movimento e finalizou no momento exato em que o avaliado sentou-se na cadeira.

Previamente a cada um dos testes funcionais foi feita a demonstração e uma tentativa de familiarização.

#### 4.3.5.4 Mecanismo de tropeço

A fim de avaliar a capacidade de recuperação do equilíbrio foi desenvolvido um dispositivo personalizado para simular um tropeço. O mecanismo consiste em um circuito eletrônico ativado a partir do disparo de um botão, manipulado pelo pesquisador. Assim que é dado o disparo, um fio (polipropileno) é esticado perpendicularmente à passarela, a 10 cm de altura, obstruindo a perna de balanço (esquerda) do participante e ocasionando o tropeço. Ao longo da passarela foram posicionados outros fios falsos idênticos para que o avaliado não identificasse a localização exata do distúrbio (Figura 4.2).

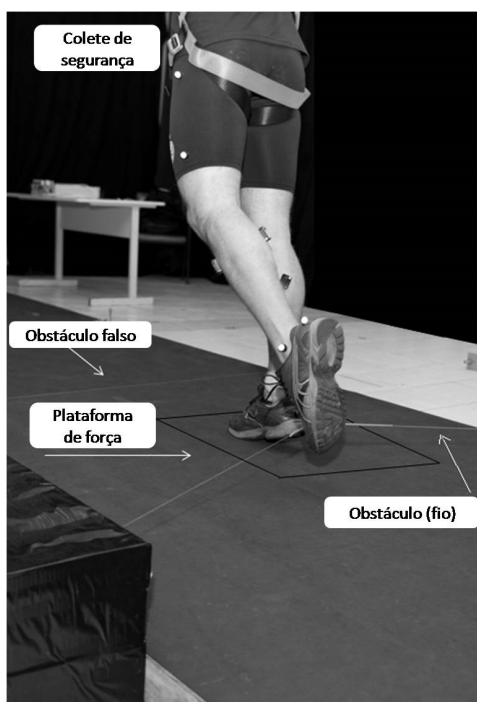


FIGURA 4.2 – Imagem do mecanismo de tropeço.

#### 4.3.5.5 Equipamento de segurança

O equipamento de segurança consistiu de um cinto de segurança de corpo inteiro (Cinturão Amazonas, Altiseg®) preso por meio de um mosquetão a uma corda dinâmica também presa por mosquetão a um trilho fixo no teto do laboratório (Figura 4.3). A corda de segurança foi ajustada com folga suficiente para que o movimento fosse livre, porém, de modo que os punhos e joelhos pudessem se aproximar, mas não tocar o solo caso a recuperação do tropeço não ocorresse de forma efetiva e/ou rápida o suficiente. Utilizou-se ainda uma proteção para o tornozelo do avaliado a fim de evitar possíveis escoriações na pele ocasionadas pelo atrito do fio.

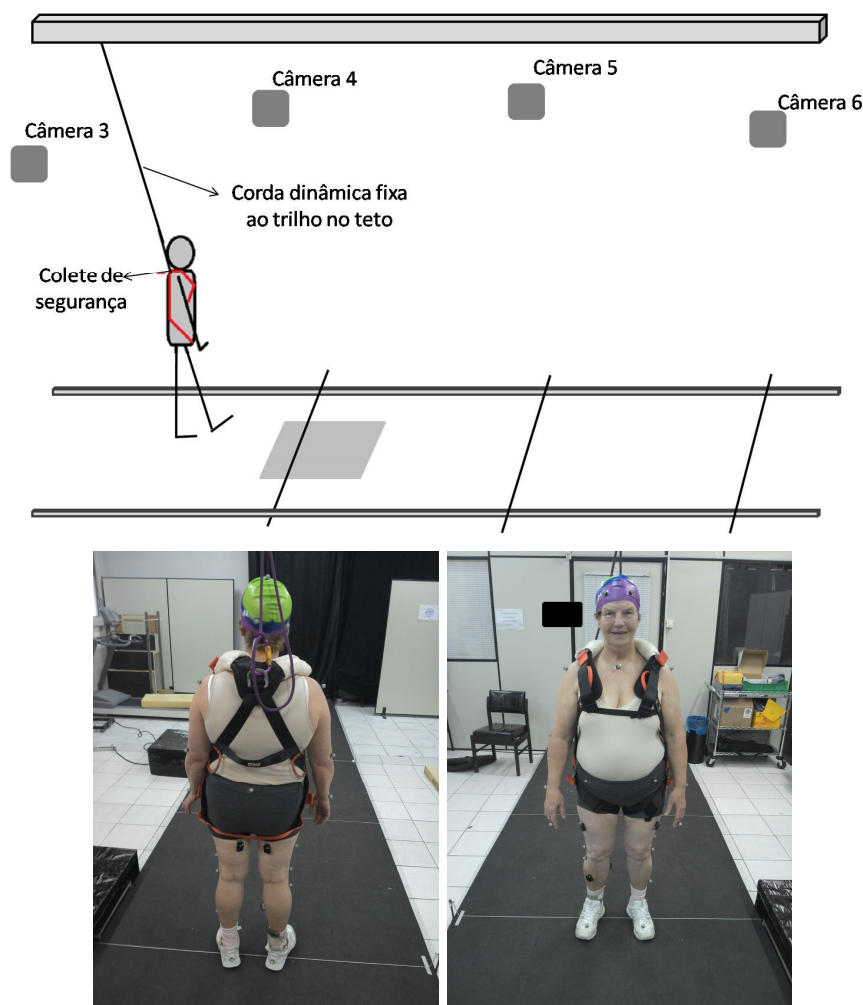


FIGURA 4.3 – (a) Desenho esquemático do equipamento de segurança; (b) Participante com o equipamento de segurança.

#### 4.3.5.6 Avaliação cinemática e cinética da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio

Durante a marcha e o tropeço foi realizada a avaliação cinética e cinemática utilizando-se o sistema Vicon® (Denver, USA), composto por nove câmeras infravermelhas de captura óptica, sendo 6 delas modelo MX-13 e 3 modelo T10, fixadas no teto e posicionadas de modo que pelo menos duas câmeras capturem cada marcador refletivo para posterior reconstrução tridimensional do modelo. As câmeras são ligadas a uma unidade de eventos MX Control (Giganet), o qual integra o sistema permitindo a sincronização de múltiplas câmeras no tempo e a sincronização entre sinais de vídeo e outros sinais analógicos.

Para aquisição dos dados cinéticos foi utilizada uma plataforma de força tridimensional AMTI (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA) modelo OR6-7-2000 com dimensões 46,4 x 50,8 cm fixada ao solo a 3 m do início da passarela de 10 m de comprimento. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z (vertical) e eixos X (antero-posterior) e Y (latero-lateral), ortogonais a ele.

O sistema é controlado e sincronizado pelo software Nexus™ versão 1.8.2.

Na Figura 4.4 é apresentado o *layout* da área de coleta de dados cinéticos e cinemáticos.

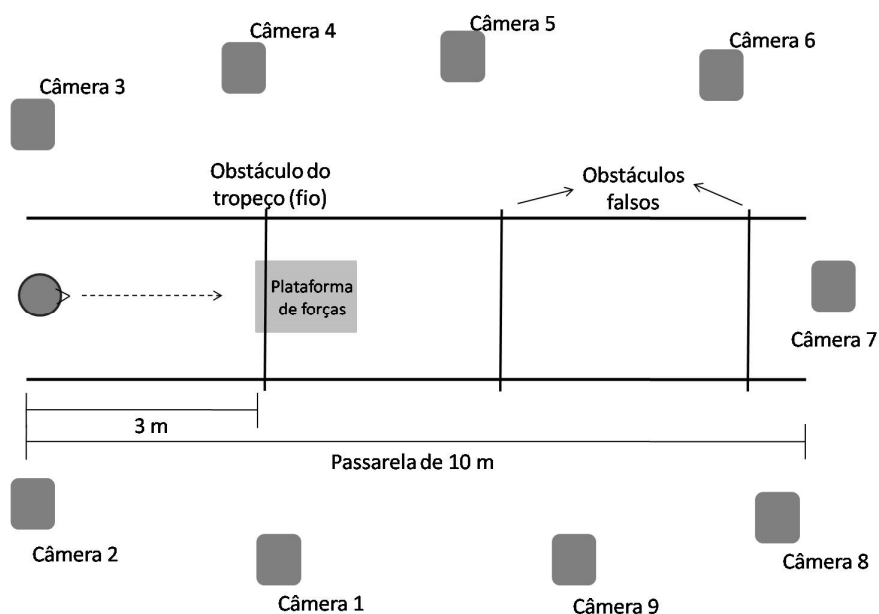


FIGURA 4.4 – Layout da área de coleta de dados cinéticos e cinemáticos durante teste do tropeço

A calibração define a reconstrução e a escala de valores para converter os dados de pixel em unidade do mundo real. No sistema Vicon é realizada uma calibração dinâmica da área de coleta de dados através da Wand, um calibrador padrão composto por 5 marcadores refletivos. Os erros de medida para as análises cinemáticas têm sido descritos como  $< 0,1$  mm.

Os dados cinemáticos foram adquiridos a uma frequência de 100 Hz e os cinéticos a 1000 Hz.

Para a análise cinética e cinemática foi utilizado o modelo biomecânico Helen Hayes (Plug-in-Gait Sacro) para membros inferiores, composto por 15 marcadores refletivos posicionados bilateralmente nos seguintes pontos anatômicos: espinha íliaca ântero-superior, sacro, maior circunferência femoral, epicôndilo lateral do fêmur, maior circunferência tibial, maléolo lateral, calcâneo e cabeça do 2º metatarso. Utilizou-se também um modelo criado para tronco e membros superiores para o posterior cálculo do centro de massa, composto por 14 marcadores posicionados bilateralmente nos pontos anatômicos: face anterior da cabeça, face occipital da cabeça, acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna, falange distal do dedo médio, vértex e incisura jugular (região interclavicular). Os marcadores possuíam 14 mm de diâmetro e foram fixados à pele com fita dupla face. Os marcadores definem os seguintes segmentos corporais: cabeça, tronco, braço, antebraço, mão, pelve, coxa, perna e pé. Os marcadores fixados na região de maior circunferência femoral e tibial são utilizados para determinar o plano dos segmentos coxa e perna, respectivamente (Figura 4.5).

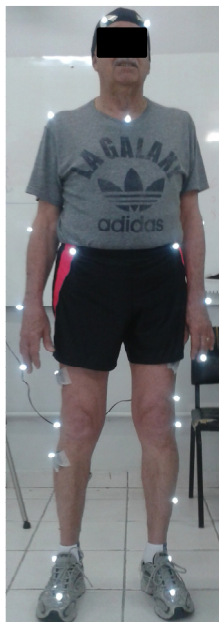


FIGURA 4.5 - Modelo biomecânico Helen Hayes para membros inferiores e de tronco e membros superiores.

Primeiramente foi realizada a fixação dos marcadores refletivos e a colocação do equipamento de segurança (ver item 4.3.6.7). Em seguida, o avaliado passou por um período de adaptação com os instrumentos e ambiente de coleta, em que foi solicitado que caminhasse alguns minutos ao longo da passarela a fim de acostumar-se com todo o aparato e criar um padrão de marcha que fosse o mais natural possível, à velocidade auto-selecionada.

O propósito de criar um padrão de marcha constante é ajustar o ponto exato de início da caminhada de modo que o avaliado sempre toque o centro da plataforma de forças com o pé direito (membro de apoio). Esse ajuste foi realizado pelo avaliador, sem que o avaliado identificasse o local onde estava posicionada a plataforma de forças na passarela.

Após o período de familiarização foi iniciada a aquisição de dados. O participante executou 10-15 tentativas de marcha, sendo o tropeço induzido uma única vez, entre a 10<sup>a</sup> e a 15<sup>a</sup> tentativa, durante a fase de início do balanço da marcha. Após o tropeço, foram adquiridas 10-15 tentativas de marcha. O avaliado foi informado de que algum distúrbio ao seu equilíbrio poderia ocorrer durante a caminhada, mas não sobre o momento em que ocorreria.



#### 4.3.5.6.1 Processamento, análise dos dados e variáveis analisadas

O processamento dos dados foi realizado a partir de rotina em Matlab® (MathWorks, Inc., versão 7.8.0-R2009a). As séries temporais foram normalizadas pelo ciclo de marcha (100%) utilizando a função *Spline*, considerando dois contatos sucessivos do calcanhar do mesmo membro. As coordenadas tridimensionais foram filtradas com Butterworth de segunda ordem passa baixa com frequência de corte de 10 Hz.

As variáveis cinéticas foram normalizadas pela massa corporal dos indivíduos.

Para fins de análise, a média de 3 tentativas de marcha imediatamente antes do tropeço foi utilizada para representar os dados pré-tropeço e a média de 3 tentativas de marcha imediatamente após o tropeço foi utilizada para representar os dados pós-tropeço.

O instante do tropeço propriamente dito foi identificado a partir da máxima distância atingida pela coordenada do marcador do calcâneo na direção antero-posterior.

Para este estudo foram analisadas as seguintes variáveis cinemáticas durante a marcha:

- parâmetros espaço-temporais: cadência, velocidade da marcha, tempo do passo, comprimento do passo e fase de apoio (Quadro 4.1);

- parâmetros angulares: pico de flexão do quadril e joelho, pico de extensão do quadril e pico de dorsi e planti flexão (Quadro 4.1 e Figura 4.6);

QUADRO 4.1 - Definição conceitual e operacional das variáveis cinemáticas da marcha.

Variável/Sigla	Definição conceitual	Definição operacional
Cadência	Definida pelo número de passos em um intervalo de tempo (Perry, 1992).	Calculado pelo software Nexus. Expresso em passos.min <sup>-1</sup> .
Velocidade da marcha	Definida pela velocidade média de deslocamento na direção ântero-posterior (Perry, 1992).	Calculado a partir do tempo e comprimento de uma passada. Calculado pelo

		software Nexus. Expresso em $m.s^{-1}$
Tempo da passada	Definido pelo intervalo de tempo entre os contatos iniciais de um membro no ciclo da marcha (Perry, 1992).	Calculado pelo tempo entre dois contatos iniciais sucessivos de um mesmo membro. Calculado pelo software Nexus. Expresso em s.
Comprimento da passada	Definido pela distância entre os contatos de um membro no ciclo da marcha (Perry, 1992).	Calculada pela distância média entre dois contatos iniciais sucessivos de um mesmo membro. Calculado pelo software Nexus. Expresso em m.
Tempo de apoio	Definida pelo tempo em que o pé ficou em contato com o solo ao longo do ciclo da marcha (Perry, 1992).	Calculada pelo tempo em que o pé direito ficou em contato com o solo durante um ciclo da marcha. Calculado pelo software Nexus. Expresso em % do ciclo da marcha.
Pico de flexão do quadril (QA1)	Ângulo relativo entre a projeção do eixo sagital da coxa e o eixo sagital pélvico. O valor positivo de ângulo (flexão) corresponde à situação em que o joelho encontra-se em frente ao corpo (Metrics).	Definido pela máxima flexão do quadril durante a fase de balanço da marcha, identificado pelo maior valor positivo durante o ciclo da marcha. Expresso em graus ( $^{\circ}$ ).
Pico de extensão do quadril (QA2)	Ângulo relativo entre a projeção do eixo sagital da coxa e o eixo sagital pélvico. Refere-se a um valor negativo (Metrics).	Calculado pela máxima extensão do quadril durante o ciclo da marcha, identificada pelo maior valor negativo durante o ciclo da marcha. Expresso em graus ( $^{\circ}$ ).

Pico de flexão do joelho na fase de apoio (JA1)	Ângulo relativo definido pela primeira rotação (flexão) entre os segmentos do fêmur e da tíbia no plano sagital (Metrics).	Definido pela máxima flexão do joelho, identificado pelo maior valor positivo durante a fase de apoio da marcha. Expresso em graus (°).
Pico de flexão do joelho na fase de balanço (JA2)	Ângulo relativo definido pela primeira rotação (flexão) entre os segmentos do fêmur e da tíbia no plano sagital (Metrics).	Definido pela máxima flexão do joelho, identificado pelo maior valor positivo durante a fase de balanço da marcha. Expresso em graus (°).
Pico de dorsiflexão (TA1)	Ângulo relativo definido pela primeira rotação (flexão) entre o pé e a tíbia no plano sagital. Valores positivos referem-se à dorsiflexão (Metrics).	Definido pela máxima dorsiflexão do tornozelo, identificada pelo maior valor positivo durante o ciclo da marcha. Expresso em graus (°).
Pico de plantiflexão (TA2)	Ângulo relativo definido pela primeira rotação (flexão) entre os segmentos da tíbia e do pé no plano sagital. Valores negativos referem-se à plantiflexão (Metrics).	Definido pela máxima plantiflexão do tornozelo, identificada pelo maior valor negativo durante o ciclo da marcha. Expresso em graus (°).

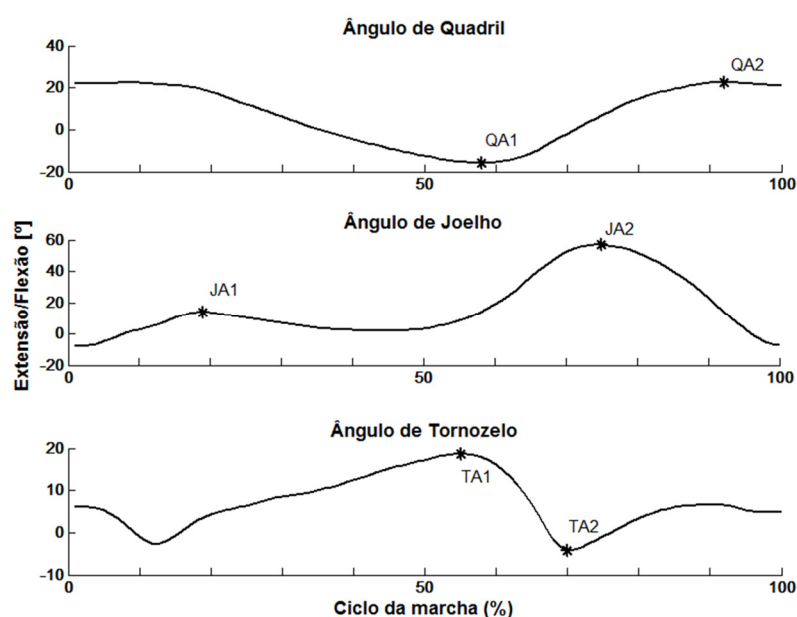


FIGURA 4.6 – Dados representativos dos parâmetros angulares de quadril, joelho e tornozelo durante a marcha.

Nota: QA1-Pico de flexão do quadril; QA2-Pico de extensão do quadril; JA1-Pico de flexão do joelho na fase de apoio; JA2-Pico de flexão do joelho na fase de balanço; TA1-Pico de dorsiflexão; TA2-Pico de plantiflexão.

#### 4.3.6 Análise Estatística

Inicialmente os dados foram tratados por meio de estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). A variabilidade intra e inter-sessão das variáveis espaço-temporais da marcha e dos parâmetros angulares foi verificada pelo coeficiente de variação (CV), calculado a partir da média de três tentativas de cada sujeito. Em adição, foi calculado o Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC<sub>3,1</sub>) para verificar a confiabilidade intra-sujeito (três tentativas), intra- (pré- e pós-tropeço para cada sessão) e inter-sessão (sessão 1 e sessão 2 nos instantes pré e pós tropeço). Após a análise da normalidade dos dados, a ANOVA medidas repetidas de dois fatores foi utilizada, tendo instante (pré e pós tropeço) e sessão (sessão 1 e 2) como fatores. A fim de sustentar a rejeição ou aceitação da hipótese nula (considerando-se o tamanho da amostra) ou para sustentar os resultados de estatística descritiva, o tamanho do efeito ( $\eta^2$ ) e o poder estatístico foram calculados

(Whipple *et al.*, 1987). Todos os testes foram executados no software SPSS versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) com nível de significância de  $p < 0.05$ .

#### 4.4 Resultados

O CV intra e inter-sessões variou entre 1.3 e 4.0% e o ICC variou de -0,44 a 0,97 para as variáveis espaço-temporais da marcha. O CV intra e inter-sessões dos ângulos articulares variou entre 1.7 e 33.0% e o ICC de 0.16 a 0.97. Houve apenas interação entre instante e sessão para os valores absolutos de tempo do passo ( $F(1,7) = 6.89$ ,  $p = 0.03$ ,  $\eta^2 = 0.49$ , poder = 0.62), aumentando 1% do primeiro para o segundo dia (Tabela 4.1).

TABELA 4.1 - Média (DP), intervalo de confiança de 95% (CI95%), Coeficiente de correlação intraclass (ICC3,1) e coeficiente de variação médio (CV) dos parâmetros espaço-temporais da marcha e ângulos articulares das medidas pré e pos-tropeço em diferentes sessões (n=8).

Variáveis	SESSÃO 1					SESSÃO 2							
	PRE-TROPEÇO		POS-TROPEÇO			PRE-TROPEÇO		POS-TROPEÇO					
	Média (DP) (IC <sub>95%</sub> ) ICC <sup>a</sup>	CV% Médio	Média (DP) (IC <sub>95%</sub> ) ICC <sup>a</sup>	CV% Médio	ICC <sup>b</sup>	Média (DP) (IC <sub>95%</sub> ) ICC <sup>a</sup>	CV% Médio	Média (DP) (IC <sub>95%</sub> ) ICC <sup>a</sup>	CV% Médio	ICC <sup>b</sup>	ICC <sup>c</sup>	F	P
Velocidade da marcha (m/s)	1,18 (0,14) (1,06-1,30) 0,89	3,61	1,18 (0,14) (1,06-1,30) 0,95	3,73	0,97	1,15 (0,12) (1,05-1,25) 0,93	3,32	1,17 (0,14) (1,05-1,29) 0,94	2,57	0,94	0,52	1,32	,29
Tempo da passada (s)	1,06 (0,08) (1,00-1,12) 0,86	2,47	1,06 (0,08) (1,02-1,15) 0,91	2,13	0,97	1,08 (0,08) (1,02-1,15) 0,93	1,81	1,07 (0,07) (1,00-1,13) 0,92	1,37	0,96	0,54	6,90	,03*
Fase de apoio (% do ciclo)	62,10 (2,49) (60,02-64,18) 0,67	1,78	62,16 (2,73) (60,92-64,66) 0,89	1,39	0,93	64,35 (3,66) (61,28-67,41) 0,93	1,40	64,17 (2,03) (62,48-65,87) 0,44	1,90	0,66	0,44	0,08	,78
Comprimento da passada (m)	1,25 (0,08) (1,18-1,31) 0,82	2,62	1,25 (0,08) (1,18-1,31) 0,89	2,67	0,93	1,25 (0,08) (1,18-1,31) 0,89	2,51	1,24 (0,10) (1,16-1,33) 0,90	2,37	0,92	0,65	0,02	,90
Pico flexão quadril (°)	29,50 (5,66) (24,76 – 34,23) 0,97	2,84	30,76 (6,12) (25,65 – 35,88) 0,88	5,39	0,94	26,04 (9,31) (18,26 – 33,83) 0,99	2,87	26,13 (10,10) (17,69 – 34,58) 0,99	3,54	0,99	-0,40	1,60	,25
Pico flexão joelho (°)	58,15 (4,42) (54,46 – 61,85) 0,94	1,76	59,96 (4,91) (55,85 – 64,03) 0,85	2,44	0,91	59,54 (3,95) (56,23 – 62,84) 0,85	2,07	60,42 (5,03) (56,21 – 64,62) 0,81	2,27	0,86	0,28	1,12	,33
Pico dorsiflexão (°)	18,12 (3,08) (15,55 – 20,70) 0,96	3,05	18,25 (2,46) (16,19 – 20,31) 0,90	3,89	0,95	18,31 (3,68) (15,23 – 21,39) 0,95	4,27	18,77 (3,63) (15,74 – 21,80) 0,94	4,50	0,92	0,67	0,25	,63
Pico flexão plantar (°)	-7,76 (4,09) (-11,18 – -4,34) 0,96	31,02	-7,46 (4,66) (-11,36 – -3,56) 0,86	32,49	0,94	-6,87 (2,02) (-8,56 – -5,18) 0,74	16,33	-6,22 (3,40) (-9,06 – -3,73) 0,91	3,00	0,66	0,16	0,16	,70

ICC<sup>a</sup>: confiabilidade intra-sujeito; ICC<sup>b</sup>: confiabilidade intra-sessão; ICC<sup>c</sup>: confiabilidade inter-sessão; \*Efeito de interação significativo instante/sessão.

## 4.5 Discussão

Este foi o primeiro estudo que determinou a variabilidade e a confiabilidade (intra e inter-sessão) de parâmetros espaço-temporais da marcha e ângulos articulares após um tropeço controlado em idosos. Tais resultados são relevantes, uma vez que os estudos anteriores limitaram-se a avaliar indivíduos jovens, os quais apresentam diferenças substanciais em sua capacidade de recuperar de um tropeço quando comparados com idosos. Considerando as análises intra e inter-dia, a variabilidade da marcha foi baixa e dos parâmetros angulares, de baixa a moderada. Além disso, a confiabilidade dos parâmetros espaço-temporais e dos ângulos foi alta.

A velocidade média da marcha ( $1.18 \pm 0.14$  m/s), o tempo ( $1.06 \pm 0.08$  s) e o comprimento da passada ( $1.25 \pm 0.08$  m) são comparáveis aos relatados por Hollman e colegas (Hollman *et al.*, 2011) para mulheres da mesma idade ( $116 \pm 20$  cm/s;  $1.06 \pm 0.13$  s;  $123 \pm 17$  cm). Estes resultados também são semelhantes ao grupo que experimentou uma queda anterior em função de tropeço ( $1.19 \pm 0.20$  m/s;  $1.06 \pm 0.08$  s;  $1.26 \pm 0.17$  m [15]). Os resultados de Wright e colegas (Wright *et al.*, 2015) não mostraram diferenças na cinemática da marcha quando não caidores foram comparados com indivíduos com histórico de queda, independentemente da causa do evento (tropeço ou escorregão). Portanto, a ideia de que um padrão de marcha conservador ou cauteloso surge depois de um tropeço também foi descartada no presente estudo, mesmo quando a perturbação é repetida após um breve período de tempo, ou seja, dentro de uma mesma sessão.

A interação significativa encontrada no tempo da passada pode ter ocorrido devido à alta variabilidade entre os indivíduos (ou seja, grandes desvios padrão), embora a variação média tenha sido baixa. Além disso, os parâmetros de marcha espaço-temporais apresentaram menor variabilidade média (1-4%) em comparação com o estudo realizado por Hollman e colegas (Hollman *et al.*, 2011) para idosos (3-8%), mas semelhante à estudo anterior que jovens e idosos (Beauchet *et al.*, 2009). Em adição, a maioria das variáveis utilizadas para determinar o padrão de marcha manteve-se estável (variabilidade intra-sessão)

depois dos participantes tropeçar o que indicou um padrão de marcha consistente (Menz *et al.*, 2004).

A baixa variabilidade intra-sessão dos ângulos do joelho e do quadril estão de acordo com estudo anterior (Pijnappels *et al.*, 2001). Por outro lado, a variabilidade do tornozelo foi alta (~ 32%), mas não significativa e estável entre o pré e pós-tropeço na primeira sessão, considerando os respectivos coeficientes de variação. Estes resultados estão de acordo com Pijnappels e colegas (Pijnappels *et al.*, 2001), que também relataram alta variabilidade tornozelo para jovens (37-53%).

A confiabilidade intra e inter-sessão dos parâmetros espaço-temporais da marcha variou de bom a excelente (ICC:0.66-0.99) e foram comparáveis aos relatados por Menz e colegas (Menz *et al.*, 2004), em que o padrão de marcha de idosos foi analisado em dias diferentes. Em geral, os ângulos articulares apresentaram alta confiabilidade intra e inter-sessão, exceto para a flexão plantar e flexão do joelho na avaliação inter-sessão. Estes resultados não representam uma mudança de estratégia, levando-se em consideração a estabilidade intra-sessão. Além disso, o valor negativo do ICC para flexão do quadril (ICC=-0.40) indicou maior variância intra-sujeitos. Na verdade, parte da variabilidade entre os participantes pode ser decorrente de características individuais do padrão de marcha utilizado (Pijnappels *et al.*, 2001).

#### 4.6 Conclusão

Em conclusão, a constância dos parâmetros espaço-temporais da marcha e ângulos articulares sugere que tal abordagem pode ser aplicada para determinar mudanças em resposta aos programas de intervenção (por exemplo, dança, força, potência, etc.) destinados a melhorar a marcha e reduzir o risco de quedas em idosos. Portanto, os procedimentos experimentais aplicadas para induzir um tropeço em uma condição controlada de laboratório foram consideradas não afetar o padrão de marcha dentro e entre sessões e permitiu confirmar a nossa hipótese experimental. A abordagem experimental não causa qualquer desconforto ou



lesões e demonstrou ser uma estratégia segura, de baixo custo e útil para testar a capacidade dos idosos recuperar o equilíbrio em uma condição que simula uma situação real de tropeço.

## **CAPÍTULO V**

### **ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS, FUNCIONAIS E BIOMECÂNICOS COMO PREDITORES DE QUEDAS**

*Parte deste capítulo foi submetido para publicação com o título “Multifactorial assessment to predict tripping outcome in older adults”, na Revista Gait & Posture.*

## 5 ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS, FUNCIONAIS E BIOMECÂNICOS COMO PREDITORES DE QUEDAS

### 5.1 Introdução

As lesões relacionadas a quedas constituem o mais comum e sério problema enfrentado por idosos, uma vez que a incidência aumenta com a idade (Who, 2010). Aproximadamente um terço dos idosos que vive de forma independente cai pelo menos uma vez ao ano, das quais 5-30% resulta em lesões sérias (Madigan *et al.*, 2014). Em adição, um quarto das quedas em idosos ocorre devido a um tropeço enquanto caminham (Robinovitch *et al.*, 2013). Assim, a predição de quedas é de grande relevância, pois pode ajudar a estabelecer estratégias clínicas e preventivas.

Apesar das quedas serem multifatoriais, a maioria dos estudos tem utilizado testes simples e de baixo custo, nos quais uma única variável (ou um conjunto reduzido) é selecionada para representar os principais parâmetros relacionados às quedas. A maioria dos estudos tem dado enfoque na habilidade dos indivíduos em produzir força (Moreland *et al.*, 2004; Bento *et al.*, 2010), equilíbrio estático (Swanenburg *et al.*, 2010), equilíbrio dinâmico (Melzer *et al.*, 2007), marcha (Chiba *et al.*, 2005) e variabilidade da marcha (Hausdorff *et al.*, 2001; Beauchet *et al.*, 2009), funcionalidade (Shumway-Cook *et al.*, 2000; Ward *et al.*, 2015), aspectos antropométricos (Himes e Reynolds, 2012; Madigan *et al.*, 2014; Mitchell *et al.*, 2014). Apesar de permitirem compreender vários aspectos relacionados às quedas, tais parâmetros têm sido considerados de forma isolada, sem que tenham sido analisados conjunta e simultaneamente.

Um segundo problema refere-se aos métodos geralmente aplicados para discriminar indivíduos caídores e não caídores. Estudos retrospectivos e prospectivos apresentam maior propensão a erros devido a problemas de memória (Rosenblatt e Grabiner, 2012; Riva, F *et al.*, 2013; Greene *et al.*, 2014), especialmente porque indivíduos idosos não lembram eventos “não significativos”, ou seja, que não resultaram em consequências sérias. Quase quedas são também

consideradas preditores independentes de quedas subsequentes (Teno *et al.*, 1990), mas são dificilmente detectadas a partir de questionários e auto relatos, pois não causam lesões sérias e são facilmente esquecidas. Assim, as quase-quedas não são precisamente determinadas em estudos retrospectivos. Estudos retrospectivos e prospectivos partem da premissa de que a capacidade física dos indivíduos se manteve relativamente constante e estável em relação ao momento da ocorrência de uma queda. Dessa forma, alterações nos hábitos de vida, por exemplo, início ou desistência de programas de exercícios físicos são desconsideradas. Ademais, após uma queda, é provável que ocorram mudanças em vários aspectos da rotina diária, incluindo a forma com que os indivíduos caminham. Recentemente, Wright e colegas (Wright *et al.*, 2015) reportaram diferenças no controle do equilíbrio dinâmico durante a caminhada entre idosos com histórico de tropeços ou escorregões e idosos não caídores. Portanto, medidas obtidas a partir de estudos retrospectivos apresentam uma série de limitações que podem influenciar a interpretação de seus resultados.

Estudos que envolvem tropeços em condições controladas de laboratório (Pavol *et al.*, 2001; Pijnappels, Van Der Burg, *et al.*, 2008; Rosenblatt e Grabiner, 2012) têm sido realizados e permitem replicar mais proximamente as demandas impostas durante essa perturbação. Embora sejam mais realísticos, a maioria dos estudos que envolveram tropeços se propôs a avaliar um único parâmetro (ex.: equilíbrio ou força). Assim, esses estudos se abstêm de uma análise mais abrangente de um conjunto de parâmetros relacionados às quedas. Abordagens com avaliações multifatoriais do risco de quedas (ex., força, estado funcional, equilíbrio estático e dinâmico, marcha e parâmetros antropométricos), podem discriminar mais adequadamente idosos que não são capazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço induzido.

Apesar das controvérsias da literatura acerca da estratégia adotada por jovens e idosos como tentativa de recuperação do equilíbrio, autores apontam que não existem evidências para suportar diferenças na estratégia de resposta entre jovens e idosos, mesmo quando o tropeço é induzido no mesmo instante do ciclo de marcha (Krasovsky *et al.*, 2012), o que sugere que a seleção da estratégia não é fortemente restrita, isto é, qualquer uma pode emergir (Pijnappels, M., Bobbert,

M. F. e Van Dieën, J. H., 2005). Adicionalmente, o membro de suporte também pode contribuir para a recuperação através da redução do momento angular do corpo durante a fase de propulsão (*pushoff*), pela adequada geração de momentos articulares (Pijnappels *et al.*, 2004). Em adição, não são conhecidos estudos que tenham analisado diferenças entre as estratégias empregadas para recuperar o equilíbrio (elevação e abaixamento) em comparação com sujeitos que não são capazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço.

## 5.2 Objetivos e hipóteses

O segundo objetivo dessa tese foi analisar se um conjunto de parâmetros físicos, funcionais e biomecânicos pode identificar idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço induzido em laboratório e predizer risco de quedas.

Para atingir o objetivo deste estudo os seguintes objetivos específicos foram determinados e as seguintes hipóteses testadas:

- Comparar a função muscular da cadeia extensora de membros inferiores entre o grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio em função das estratégias empregadas (elevação ou abaixamento) para restabelece-lo.

H<sub>1</sub> - Os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menor torque e potência dos extensores de membros inferiores que os idosos que recuperaram o equilíbrio.

H<sub>2</sub> - Os idosos que utilizaram a estratégia de abaixamento apresentarão menor torque e potência dos extensores de membro inferior ao comparar com a estratégia de elevação.

- Comparar as características físicas e performance funcional entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>3</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão maior massa corporal e IMC e terão pior performance nos testes de funcionalidade (maior tempo de execução do TUG e menor score do SPPB).

- Comparar a função muscular de membros inferiores entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>4</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menor torque e potência muscular para todas as articulações avaliadas.

- Comparar a capacidade reativa entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>5</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão maior tempo de execução em todas as fases do teste do passo.

- Comparar os parâmetros espaço-temporais e de variabilidade da marcha entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>6</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão velocidade de marcha e comprimento da passada menores e cadência, tempo da passada e duração da fase de apoio maiores, comparado ao grupo de não-caídores. Apresentarão ainda maior variabilidade para todas as variáveis espaço-temporais da marcha.

- Comparar os parâmetros angulares da marcha entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>7</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menores picos angulares para todas as articulações avaliadas.

- Comparar os parâmetros de FRS da marcha entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>8</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menores picos de FRS, impulsos e taxas para componente vertical e antero-posterior.

- Comparar os parâmetros de dinâmica inversa da marcha entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>9</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menor momento e potência articular para todas as articulações analisadas.

- Comparar os parâmetros de estabilidade corporal durante a marcha entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

H<sub>10</sub> - Os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentarão menores margem de estabilidade, velocidade do CM e ângulo do CM e maior tempo de contato comparados ao grupo de idosos capazes de recuperar o equilíbrio.

## **5.3 Métodos**

### **5.3.1 Critérios de inclusão**

Participaram deste estudo os indivíduos elegíveis conforme critérios de inclusão, descritos no Capítulo IV, item 4.3.1 e que não se enquadrassem nos critérios de exclusão, que podem ser encontrados no Capítulo IV, item 4.3.2.

### 5.3.2 Participantes do estudo

Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos e questões legais do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE I).

Foram recrutados para este estudo 112 idosos da comunidade, que deveriam se enquadrar nos critérios de inclusão e não apresentar fatores de exclusão. Destes 52 não se enquadraram nos critérios de inclusão (idade = 15; prática de exercício sistemático = 15; problemas de saúde = 22) e 18 indivíduos não tiveram interesse na pesquisa ou desistiram de participar. Dois participantes foram excluídos por não atingirem o tempo mínimo no TUG. Seis indivíduos não finalizaram as avaliações. Ao final, participaram deste estudo 34 idosos, dos quais houve problemas na aquisição dos dados ou no mecanismo de tropeço de 4 idosos (Figura 5.1).

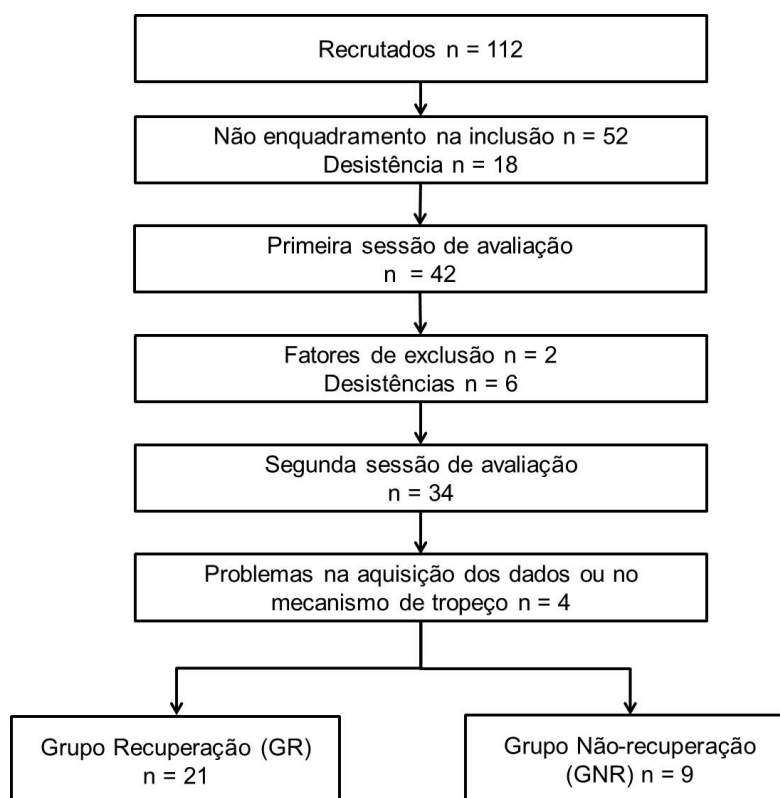


FIGURA 5.1 – Recrutamento e alocação dos grupos.



Os participantes foram classificados como capazes (grupo recuperação-GR) ou incapazes de recuperar o equilíbrio (grupo não-recuperação-GNR) em função de sua capacidade em restabelecer o equilíbrio após o tropeço induzido. Os participantes que não foram capazes de recuperar o equilíbrio foram aqueles que apresentaram dependência do sistema de segurança para evitar o contato com o solo. Em adição, para os participantes que restabeleceram o equilíbrio foram classificados quanto à estratégia de recuperação em grupo elevação (ELEV) ou grupo abaixamento (ABAI). A determinação da dependência do sistema de segurança foi realizada pela detecção visual do experimentador, a qual foi posteriormente confirmada em vídeo (Figura 5.2).



FIGURA 5.2 – Exemplo de um participante que não foi capaz de recuperar o equilíbrio. Detalhe do sistema de segurança.

### 5.3.3 Procedimentos experimentais

As avaliações deste estudo foram realizadas em duas sessões, com agendamento prévio. Na primeira sessão, os participantes foram submetidos à anamnese e a um conjunto de avaliações que envolveram parâmetros antropométricos, funcionalidade e de função muscular. A anamnese e a avaliação da funcionalidade foram realizadas primeiro com o intuito de identificar possíveis fatores de exclusão. Na segunda sessão, os participantes foram submetidos à avaliação da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio após tropeço induzido e da capacidade reativa.

#### 5.3.4 Avaliações e instrumentação

Além das avaliações descritas no Capítulo IV, itens 4.3.5.1 ao 4.3.5.6, outras avaliações foram realizadas para este estudo, conforme segue.

##### 5.3.4.1 Avaliação da função muscular

A avaliação da função muscular foi realizada para caracterizar parâmetros de força e potência muscular. Foi realizada a partir da utilização do dinamômetro Biodex Multi-joint System 4 (Biodex Medical Systems, Inc. Shirley, NY, USA) e acessórios que acompanham o sistema. O sistema tem exatidão relativa de torque de  $\pm 1\%$  amplitude de movimento de  $330^\circ$  e exatidão de  $\pm 1^\circ$  de rotação. A aquisição do sinal de torque é realizada a frequência de 100 Hz. O dinamômetro permite o ajuste da velocidade de aquisição dos dados entre 0 e  $450^\circ/\text{s}$ , possibilitando contrações isométrica e isocinética a velocidade constante ou variável ao longo da amplitude de movimento pré-selecionada. Para avaliações isocinéticas é possível fazer o ajuste de velocidade entre 20 e  $450^\circ/\text{s}$ .

Previamente ao teste, os indivíduos passaram por um período de familiarização com o movimento a ser executado. Estudos prévios indicaram coeficiente de variação menor que 10% (Skelton *et al.*, 2002) e coeficiente de correlação intraclass entre 0.85 e 0.89 (Webber e Porter, 2010b) para avaliações isocinéticas com idosos realizadas em dias diferentes. Foram adquiridas 3 repetições máximas dos torques concêntricos dos grupos musculares extensores e flexores de joelho e quadril e dorsi e plantiflexores do membro dominante às velocidades de 60 e  $180^\circ/\text{s}$ . A avaliação ocorreu sempre iniciando pela articulação do joelho, seguida pelo tornozelo e quadril, pela maior facilidade de ajuste do equipamento. A dominância foi avaliada pela perna de preferência dos participantes ao chutar uma bola (Dean *et al.*, 2004). Os testes foram realizados a partir de um posicionamento inicial padronizado, conforme indicações do fabricante (Figura 5.3).



FIGURA 5.3 – Posicionamento de um participante durante o teste de função muscular.  
(a) articulação do quadril; (b) joelho; (c) tornozelo.

Foram selecionadas para análise as variáveis: pico de torque a  $60^\circ/\text{s}$  (PT), como indicador de força muscular e potência média a  $180^\circ/\text{s}$  (PM) como indicador de potência muscular. Ambas as variáveis foram normalizadas pela massa corporal e extraídas diretamente do software do sistema. Além disso, ao avaliar a função muscular da cadeia extensora de membros inferiores, considerando o tipo de estratégia adotada na recuperação do tropeço, foram analisados os picos de torque e potência média de extensores de quadril, joelho e tornozelo de forma agrupada (soma): quadril, joelho e tornozelo; quadril e joelho; quadril e tornozelo.

#### 5.3.4.2 Avaliação da capacidade reativa

Para avaliar a capacidade reativa foi utilizado o Step Execution test (Teste do Passo), proposto por Melzer e colaboradores (Melzer *et al.*, 2007). Utilizou-se uma plataforma de força tridimensional AMTI (Advanced Mechanical Technology, MA, USA) modelo OR6-7-2000 fixa ao solo e acoplada a um amplificador de sinal (GEN5). Os dados foram adquiridos a uma frequência de 100 Hz.

Trata-se de um teste em que ações específicas e integradas dos membros inferiores são efetuadas a fim de reposicionar um dos segmentos no solo após um leve estímulo de perturbação. O avaliado foi instruído a permanecer em posição ortostática sobre a plataforma de força, com base confortável e olhos abertos, com o olhar fixo em um ponto localizado a sua frente na altura dos olhos a uma distância de 2m. O avaliado deu um passo à frente "o mais rápido possível", imediatamente após uma percussão manual (estímulo cutâneo) aplicada pelo avaliador na região do calcâneo. Previamente ao início do teste, o avaliado passou por um período de familiarização com o teste e em seguida foram realizadas 5 tentativas de passo à frente, para posterior análise da média.

Os dados de FRS e momentos, provenientes da plataforma de força foram utilizados para a identificação de quatro eventos: toque inicial (C); início do passo (A); perda do contato do pé com o solo (FO); contato do pé com o solo (FC) completando o passo, conforme descrito por Melzer e colaboradores (Melzer *et al.*, 2007). O processamento foi realizado por meio de rotina específica desenvolvida no software Matlab® (Mathworks Inc. versão 7.8.0-R2009a) para identificação automática dos eventos. A partir dos eventos foram definidos e calculados quatro parâmetros temporais: fase de início do passo (FI), fase de preparação (FP), fase de balanço (FB) e tempo total (TT) (Figura 5.4 e Quadro 5.1). Para posterior análise dos resultados foi considerada a média de 3 tentativas, selecionadas visualmente, a partir das curvas em que a identificação dos pontos foi mais clara.

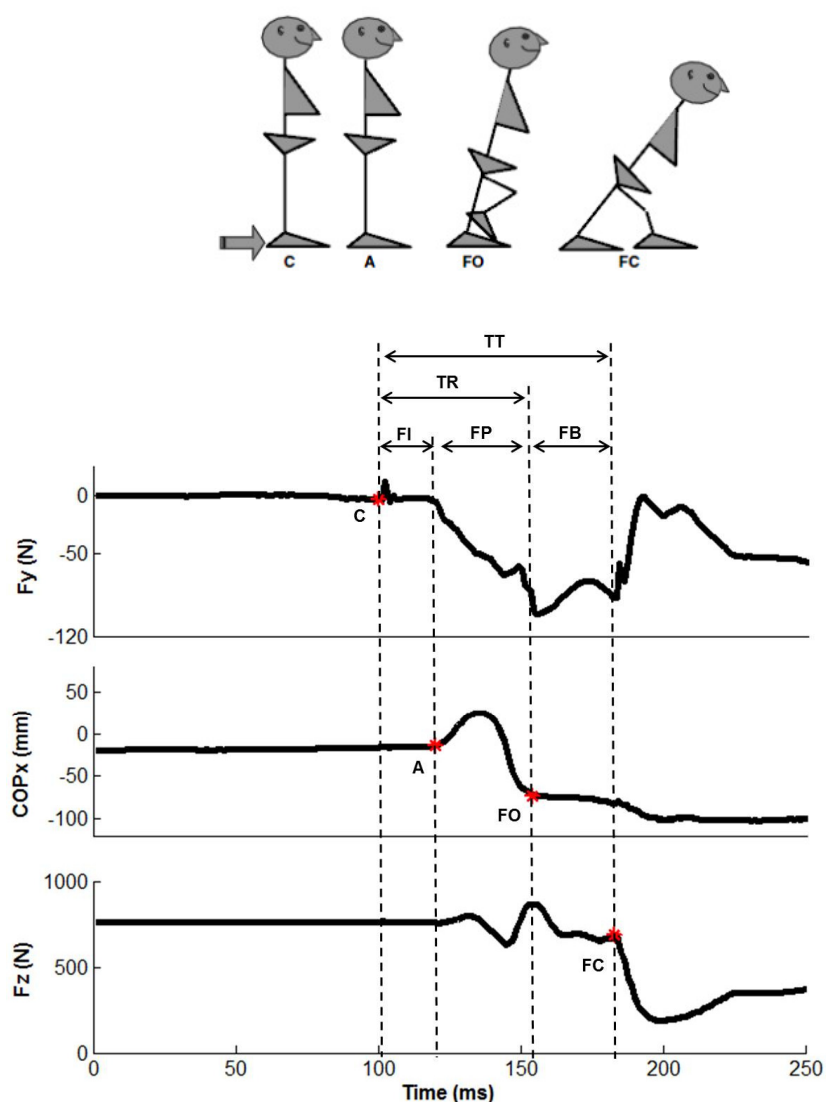


FIGURA 5.4 – Exemplo de dado do teste do passo de um participante.

NOTA: Os seguintes eventos foram marcados: Toque inicial (C); Início do Passo (A); Perda do contato do pé com o solo (FO); Contato do pé com o solo (FC); fase de início do passo (FI); fase de preparação (FP); fase de balanço (FB); tempo de retirada do pé (TR) e tempo total (TT).  $F_y$  = Componente Antero-posterior da força de reação do solo;  $F_z$  = componente vertical da FRS;  $COP_x$  = centro de pressão médio-lateral. Adaptado de Melzer (Melzer *et al.*, 2007).

QUADRO 5.1 – Definição conceitual e operacional das variáveis do teste do passo.

Variável/Sigla	Definição conceitual	Definição operacional
Fase de início do passo (FI)	Fase associada à função executiva, que engloba a detecção sensorial periférica, tempo de condução aferente	Calculada pelo tempo desde o estímulo cutâneo (detectado por um <i>spike</i> maior que 3 desvios padrão acima do sinal basal da

	e eferente e processamento central (Melzer <i>et al.</i> , 2007).	componente antero-posterior da FRS) até o início do passo (definido pelo primeiro desvio médio-lateral do centro de pressão em direção à perna de balanço (maior que 4mm a partir do deslocamento basal); expresso em ms.
Fase de preparação (FP)	Fase associada à preparação do controle postural para a execução do passo (Melzer <i>et al.</i> , 2007).	Calculada desde o tempo do início do passo até a retirada do pé (definido pela mudança súbita na curva médio lateral do centro de pressão em direção ao pé de apoio); expresso em ms.
Fase de balanço (FB)	Fase associada à potência muscular (Melzer <i>et al.</i> , 2007).	Definida pelo tempo desde a retirada do pé até o contato do pé com o solo (definido pelo início da descarga do peso na componente vertical da FRS); expresso em ms.
Tempo total (TT)	Tempo de execução do teste desde o estímulo cutâneo até o contato do pé com o solo. Parâmetro que pode prover informação importante sobre a habilidade de resistir a uma queda (Melzer <i>et al.</i> , 2007).	Calculado pelo somatório dos tempos de execução de todas as fases; expresso em ms.

#### 5.3.4.4 Avaliação cinemática e cinética da marcha e da capacidade de recuperação do equilíbrio

O processamento dos dados foi realizado a partir de rotina em Matlab® (MathWorks, Inc., versão 7.8.0-R2009a), conforme descrito no Capítulo IV, item 4.3.5.6.1.

A partir dos dados de cinética e cinemática foram analisadas as seguintes variáveis:

- parâmetros espaço-temporais: cadência, velocidade da marcha, tempo do passo, comprimento do passo e fase de apoio. Essas variáveis estão descritas no Capítulo IV, Quadro 4.2;

- parâmetros angulares: pico de flexão do quadril e joelho, pico de extensão do quadril e pico de dorsi e planti flexão. Essas variáveis estão descritas no Capítulo IV, Quadro 4.2 e Figura 4.10;

- FRS: picos de FRS vertical e antero-posterior, taxas, impulsos (Quadro 5.2);

- dinâmica inversa: momentos e potências articulares de quadril, joelho e tornozelo (Quadro 5.3 e Figura 5.5);

- parâmetros de estabilidade da marcha: margem de estabilidade, tempo para o contato, ângulo do centro de massa em relação ao eixo horizontal, velocidade do centro de massa (Quadro 5.4).

QUADRO 5.2 - Definição conceitual e operacional das variáveis cinéticas.

<b>Variável/Sigla</b>	<b>Definição conceitual</b>	<b>Definição operacional</b>
Pico de impacto vertical (Fz1)	Definido pelo pico de resposta à carga da componente vertical da FRS. Ocorre no início do apoio médio em resposta à aceitação de peso (Perry, 1992)	Identificado pelo primeiro máximo valor da componente vertical da FRS do início do ciclo até o vale; expresso em $N.kg^{-1}$ .
Suporte médio (Fz2)	Definido pelo vale na curva da componente da FRS durante o suporte médio (Perry, 1992).	Identificado pelo menor valor da componente vertical da FRS entre os picos (Fz1 e Fz3); expresso em $N.kg^{-1}$ .
Pico de impulsão vertical (Fz3)	Definido pelo segundo pico da componente vertical da FRS,	Identificado pelo segundo máximo valor da componente

	indicando a aceleração descendente, no final da fase de apoio (Perry, 1992).	vertical da FRS do vale até o final do ciclo; expresso em $\text{N.kg}^{-1}$ .
Taxa média de Carregamento (TxFz1)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força no momento do toque do pé com o solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do Fz1 da componente vertical da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ .
Taxa média de descarregamento (TxFz2)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força, no momento da saída do pé do solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do Fz2 da componente vertical da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ .
Taxa máxima de Carregamento (TxMaxFz1)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força no momento do toque do pé com o solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo máximo gradiente da entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do Fz1 da componente vertical da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006).; expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ .
Taxa máxima de Descarregamento (TxMaxFz2)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força, no momento da saída do pé do solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo máximo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do Fz2 da componente vertical da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ .
Impulso de impacto (ImpFz1)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o toque do calcanhar



		com o solo até o Fz1; expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}$ .
Impulso de propulsão vertical (ImpFz2)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o Fz2 até a retirada do pé do solo; expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}$ .
Impulso de frenagem (ImpFrena)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o toque do calcanhar com o solo até o Fz2; expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}$ .
Impulso total (ImpT)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o toque do calcanhar até a retirada do pé do solo; expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}$ .
Pico de frenagem (Fy1)	Definido pelo primeiro pico da componente antero-posterior (cisalhamento) da FRS (Perry, 1992).	Identificado pelo pico negativo na componente antero-posterior da FRS; expresso em $\text{N.kg}^{-1}$ .
Pico de propulsão (Fy2)	Definido pelo segundo pico da componente antero-posterior (cisalhamento) da FRS (Perry, 1992).	Identificado pelo pico positivo na componente antero-posterior da FRS; expresso em $\text{N.kg}^{-1}$ .
Taxa média frenagem (TxFrena)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força no momento do toque do pé com o solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do Fy1 da componente antero-posterior da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $\text{N.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ .
Taxa média propulsão (TxProp)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força, no	Calculada pelo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes

	momento da saída do pé do solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	do $F_{y2}$ da componente antero-posterior da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $N.kg^{-1}.s^{-1}$ .
Taxa máxima frenagem (TxMaxFrena)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força no momento do toque do pé com o solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo máximo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do $F_{y1}$ da componente antero-posterior da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $N.kg^{-1}.s^{-1}$ .
Taxa máxima propulsão (TxMaxProp)	Descreve a velocidade do desenvolvimento da força, no momento da saída do pé do solo (Stacoff <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pelo máximo gradiente entre 20% a partir do toque do calcanhar até 80% antes do $F_{y2}$ da componente antero-posterior da FRS (Mullineaux <i>et al.</i> , 2006); expresso em $N.kg^{-1}.s^{-1}$ .
Impulso de Frenagem (ImpFrena)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o toque do calcanhar com o solo até o valor mais próximo de zero da força antero-posterior; expresso em $N.kg^{-1}.s$ .
Impulso de Propulsão (ImpProp)	O impulso linear representa a mudança da velocidade do centro de massa ao longo do tempo (Zatsiorsky, 2002).	Definido pela integral da força ao longo do tempo. Calculado desde o valor mais próximo de zero da força antero-posterior, após o primeiro pico até a retirada do pé do solo; expresso em $N.kg^{-1}.s$ .

QUADRO 5.3 - Definição conceitual e operacional das variáveis de dinâmica inversa.

<b>Variável/Sigla</b>	<b>Definição conceitual</b>	<b>Definição operacional</b>
Momento de extensão do quadril na fase de apoio (QM1)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo maior valor positivo da curva de momento no plano sagital; expresso em N.m.kg <sup>-1</sup> .
Momento de flexão do quadril na fase de apoio (QM2)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo maior valor negativo da curva de momento no plano sagital; expresso em N.m.kg <sup>-1</sup> .
Momento de extensão do joelho no início da fase de apoio (JM1)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo primeiro pico positivo da curva de momento no plano sagital; expresso em N.m.kg <sup>-1</sup> .
Momento de flexão do joelho na fase de apoio (JM2)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo primeiro pico negativo da curva de momento no plano sagital; expresso em N.m.kg <sup>-1</sup> .
Momento de extensão do joelho no final da fase de apoio (JM3)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo segundo pico positivo da curva de momento no plano

		sagital; expresso em $\text{N.m.kg}^{-1}$ .
Momento plantiflexor (TM1)		Calculado a partir da dinâmica inversa pelo software Nexus. Identificado pelo pico positivo da curva de momento no plano sagital; expresso em $\text{N.m.kg}^{-1}$ .
Potência concêntrica de quadril no início da fase de apoio (QP1)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo primeiro pico positivo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $\text{W.kg}^{-1}$ .
Potência excêntrica de quadril na fase de apoio (QP2)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo pico negativo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $\text{W.kg}^{-1}$ .
Potência concêntrica de quadril final da fase de apoio (QP3)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo segundo pico positivo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $\text{W.kg}^{-1}$ .
Potência absorvida pelo joelho (JP1)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo

	movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	software Nexus. Identificada pelo primeiro pico negativo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $W.kg^{-1}$ .
Potência gerada pelo joelho (JP2)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo pico positivo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $W.kg^{-1}$ .
Potência absorvida pelo tornozelo (TP1)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo primeiro pico negativo durante a fase de apoio da marcha. Expresso em $W.kg^{-1}$ .
Potência gerada pelo tornozelo (TP2)	Definida pela capacidade dos grupos musculares em produzir e controlar o movimento. Valores positivos refletem contrações concêntricas e valores negativos, atividade muscular excêntrica (Siegel <i>et al.</i> , 2004).	Calculada pelo produto escalar do momento e da velocidade angular, pelo software Nexus. Identificada pelo primeiro pico positivo durante a fase de apoio da marcha; expresso em $W.kg^{-1}$ .

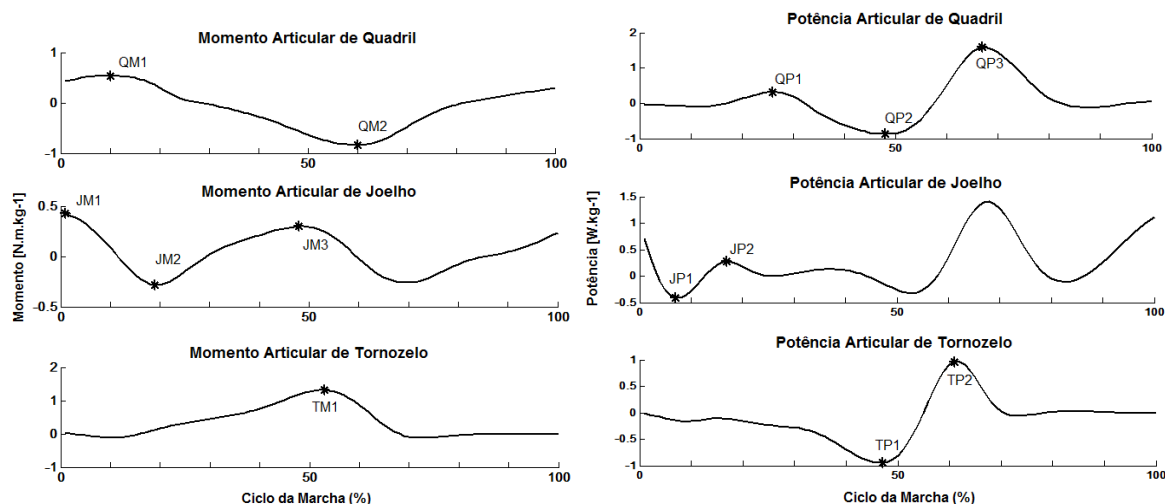


FIGURA 5.5 – Dados representativos dos momentos e potências articulares do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha.

NOTA: QM1- Momento de extensão do quadril na fase de apoio; QM2- Momento de flexão do quadril na fase de apoio; JM1- Momento de extensão do joelho no início da fase de apoio; JM2- Momento de flexão do joelho na fase de apoio; JM3- Momento de extensão do joelho no final da fase de apoio; TM1- Momento plantiflexor; QP1- Potência concêntrica de quadril no início da fase de apoio; QP2- Potência excêntrica de quadril na fase de apoio; QP3- Potência concêntrica de quadril final da fase de apoio; JP1- Potência absorvida pelo joelho; JP2- Potência gerada pelo joelho; TP1- Potência absorvida pelo tornozelo; TP2- Potência gerada pelo tornozelo.

Para o processamento e análise dos parâmetros de estabilidade da marcha foram considerados dois conceitos inerciais:

- Centro de massa (CM) – calculado a partir do modelo proposto por (Zatsiorsky *et al.*, 1990), composto por 14 corpos rígidos articulados: cabeça, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés. Para a determinação do centro de massa de cada segmento e também do centro de massa total do corpo, são utilizadas as coordenadas tridimensionais dos pontos do modelo de representação dos segmentos corporais para a delimitação dos segmentos a partir da obtenção dos centros de rotação (ou centros articulares) das articulações envolvidas no modelo, dadas pelo software Nexus e posteriormente calculadas em rotina específica Matlab.

- Centro de massa extrapolado (XCM) – baseado no modelo do pêndulo invertido, leva em consideração a posição do CM, a velocidade do CM e a frequência do pêndulo (distância do CM ao tornozelo -  $l$  e aceleração da gravidade -  $g$ ), em situações dinâmicas (Hof *et al.*, 2005).

QUADRO 5.4 - Definição conceitual e operacional dos parâmetros de estabilidade da marcha.

<b>Variável/Sigla</b>	<b>Definição conceitual</b>	<b>Definição operacional</b>
Margem de estabilidade no instante do toque do calcanhar e na retirada do pé	Distância mínima da projeção do XCM até o limite da base de suporte (Hof <i>et al.</i> , 2005).	Calculada pela diferença entre a coordenada do CM extrapolado e a coordenada do marcador do dedo, no plano sagital, no momento do toque do calcanhar e da retirada do pé; expressa em cm.
Tempo para o contato no instante do toque do calcanhar e na retirada do pé	Tempo que o indivíduo leva para sair de uma posição estável para uma instável. Parâmetro de controle na avaliação da severidade da perturbação e decisão de quando iniciar um passo (Hasson <i>et al.</i> , 2008).	Calculado pelo tempo que o XCM leva para atingir a margem de estabilidade no instante do toque do calcanhar e na retirada do pé; expresso em s.
Velocidade do CM no instante do toque do calcanhar e no instante da retirada do pé	Definida pela velocidade linear do centro de massa durante a marcha, no plano sagital.	Calculada pela velocidade do centro de massa nos instantes do toque do calcanhar e da retirada do pé; expressa em $m.s^{-1}$ .
Velocidade máxima do CM	Definida pela velocidade linear do centro de massa durante a marcha, no plano sagital.	Calculada pela máxima velocidade do centro de massa durante o ciclo da marcha; expressa em $m.s^{-1}$ .
Ângulo do CM no instante do toque do calcanhar e no instante da retirada do pé	Definido pelo ângulo entre o CM e o eixo horizontal.	Calculado pelo ângulo entre o eixo horizontal e o segmento definido pelo CM e o marcador do tornozelo, nos instantes do toque do calcanhar e da retirada do pé; expresso em graus ( $^{\circ}$ ).

Ângulo mínimo do CM	Definido pelo menor ângulo entre o CM e o eixo horizontal.	Calculado pelo menor ângulo entre o eixo horizontal e o segmento definido pelo CM e o marcador do tornozelo durante o ciclo da marcha; expresso em graus (°).
---------------------	--	---

### 5.3.5 Análise estatística

Inicialmente foi aplicada a estatística descritiva (média, desvio padrão, CV%) para descrição da amostra e dos resultados. Todas as variáveis foram analisadas quanto à normalidade a partir do teste de Shapiro-Wilk. Sempre que possível as variáveis que não apresentaram distribuição normal foram transformadas (transformação logarítmica). Foi aplicado o teste t de Student ou o teste U de Mann-Whitney para determinar as diferenças das características físicas, performance funcional, função muscular, equilíbrio dinâmico, parâmetros cinemáticos, cinéticos e de dinâmica inversa da marcha e parâmetros inerciais entre os grupos de idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio.

Ao comparar os grupos quanto à estratégia de recuperação ou incapacidade de recuperar o equilíbrio foi adotada a estatística não-paramétrica a partir do teste de Kruskal Wallis e teste U de Mann-Whitney, devido ao reduzido tamanho de alguns grupos. Foi também calculado o delta (%) em relação ao GNR, utilizando as fórmulas:  $((\text{média ELEV} - \text{média GNR}) / \text{média GNR}) * 100$  e  $((\text{média ABAI} - \text{média GNR}) / \text{média GNR}) * 100$ .

Foi considerado o valor de p unicaudal. Considerando o tamanho amostral foi calculado o tamanho do efeito de acordo com o critério de Cohen (d). Todas as análises foram executadas no software SPSS versão 20.0 (SPSS Inc. Chicago. IL) e o nível de significância adotado foi de  $p < 0.05$ .



## 5.4 Resultados

Trinta indivíduos foram tropeçados com sucesso. Destes, 4 (13%) aplicaram a estratégia de abaixamento como tentativa de recuperação (ABAI), 17 (57%) indivíduos empregaram a estratégia de elevação (ELEV) e 9 (30%) foram incapazes de restabelecer o equilíbrio após o tropeço (GNR). Na Tabela 5.1 são apresentados os picos de torque e potência muscular de extensores de quadril, joelho e tornozelo, bem como o somatório dos mesmos, de forma agrupada. Observam-se diferenças entre os grupos para a maioria dessas variáveis ( $p < 0.05$ ). Contudo, ao analisar onde estão tais diferenças, identificam-se médias significativamente maiores para o grupo ELEV comparado ao GNR para 83% das variáveis analisadas. Entretanto, ao comparar o GNR com o grupo ABAI, as diferenças ocorreram apenas para o pico de torque e potência média de plantiflexores e para o pico de torque composto por extensores de quadril e plantiflexores ( $p < 0.05$ ). Não foram identificadas diferenças entre os grupos ELEV e ABAI ( $p > 0.05$ ).

A partir da capacidade de restabelecer o equilíbrio após o tropeço induzido em laboratório, os participantes foram classificados e agrupados como capazes (grupo recuperação - GR) ou incapazes de recuperar o equilíbrio (grupo não-recuperação - GNR), em que observa-se que aproximadamente um terço dos participantes foram incapazes de recuperar o equilíbrio.

Na Tabela 5.2 são apresentadas as características físicas e performance funcional dos grupos. Em particular, todas as variáveis que caracterizam massa corporal ou distribuição da massa corporal foram maiores para o GNR ( $p < 0.05$ ). A massa corporal e o IMC foram aproximadamente 20% maiores para o grupo incapaz de recuperar o equilíbrio, com tamanho de efeito grande. As circunferências abdominal e torácica também diferiram entre os grupos (12 e 11%, respectivamente;  $p < 0.05$ ,  $d > 1.00$ ). Idade e estatura foram similares entre os grupos ( $p > 0.05$ ). O desempenho no teste funcional TUG ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.99$ ) indica que o GR foi capaz de executar o teste mais rápido que o GNR. Na execução da bateria SPPB, no entanto, os grupos apresentaram desempenho similar ( $p > 0.05$ ).

TABELA 5.1 – Pico de torque e potência média da cadeia extensora, normalizados pela massa corporal (média±desvio padrão) dos grupos de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio (GNR) e dos grupos que adotaram as estratégias de elevação (ELEV) e abaixamento (ABAI).

Variáveis	GNR (n=9)	ELEV (n=17)	Delta (%)	ABAI (n=4)	Delta (%)	p
PT de extensores de quadril (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.07±0.16	1.21±0.34	13	1.36±0.41	27	0.431
PT de extensores de joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.03±0.27 <sup>a</sup>	1.35±0.15	31	1.23±0.50	19	<b>0.014</b>
PT de plantiflexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.41±0.15 <sup>a b</sup>	0.59±0.20	44	0.58±0.03	41	0.066
PM de extensores de quadril (W.kg <sup>-1</sup> )	0.93±0.60	1.31±0.42	41	1.58±0.72	70	0.232
PM de extensores de joelho (W.kg <sup>-1</sup> )	1.17±0.21 <sup>a</sup>	1.56±0.29	33	1.53±0.62	31	<b>0.009</b>
PM de plantiflexores (W.kg <sup>-1</sup> )	0.25±0.14 <sup>a b</sup>	0.42±0.20	68	0.37±0.10	48	0.073
PT de extensores de quadril, joelho e tornozelo (N.m.kg <sup>-1</sup> )	2.51±0.38 <sup>a</sup>	3.16±0.53	26	3.17±0.87	26	<b>0.012</b>
PT de extensores de quadril e joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )	2.10±0.26 <sup>a</sup>	2.56±0.37	22	2.59±0.87	23	<b>0.012</b>
PT de extensores de quadril e plantiflexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.48±0.23 <sup>a b</sup>	1.81±0.49	22	1.94±0.41	31	0.115
PM de extensores de quadril, joelho e tornozelo (W.kg <sup>-1</sup> )	2.34±0.78 <sup>a</sup>	3.29±0.72	40	3.48±1.24	49	<b>0.042</b>
PM de extensores de quadril e joelho (W.kg <sup>-1</sup> )	2.09±0.75 <sup>a</sup>	2.87±0.59	37	3.11±1.26	10	0.099
PM de extensores de quadril e plantiflexores (W.kg <sup>-1</sup> )	1.17±0.62 <sup>a</sup>	1.73±0.55	48	1.96±0.70	67	0.080

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos; p<0.05. <sup>a</sup> significa diferença entre os grupos GNR e ELEV; <sup>b</sup> significa diferença entre os grupos GNR e ABAI.

PT: Pico de torque; PM: Potência média.

O pico de torque de extensores e flexores de quadril, joelho e tornozelo foi diferente entre os grupos (p<0.05; d=0.69 a 1.19), exceto para os extensores de quadril (p>0.05). Os picos de torque foram aproximadamente 31% maiores para o GR. A potência média também foi em média 46% maior para o GR para todas as articulações, (p<0.05; d=0.83 a 1.23), à exceção dos dorsiflexores (p>0.05). Os parâmetros de função muscular para todas as articulações apresentou efeito de tamanho de moderado (d>0.5) para alto (d>0.8). Tais resultados podem ser visualizados na Tabela 5.3.

TABELA 5.2 – Características físicas e performance funcional (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=21)	p	d
Idade (anos)	70.00 ± 6.10	71.33 ± 5.81	0.298 <sup>a</sup>	0.22
Massa corporal (kg)	85.76 ± 11.76	70.89 ± 12.80	<b>0.003</b>	1.19
Estatuta (m)	1.59 ± 0.08	1.60 ± 0.09	0.415	0.11
IMC (kg.m <sup>-2</sup> )	33.62 ± 2.72	27.46 ± 3.39	<b>0.000</b>	1.92
Circunferência abdominal (cm)	110.40 ± 9.38	98.28 ± 11.07	<b>0.001<sup>a</sup></b>	1.14
Circunferência torácica (cm)	107.36 ± 9.23	96.29 ± 10.87	<b>0.006</b>	1.06
SPPB <sub>equilíbrio</sub> (score)	3.89 ± 0.33	3.86 ± 0.48	0.672 <sup>a</sup>	0.07
SPPB <sub>marcha</sub> (score)	3.89 ± 0.33	4.00 ± 0.00	0.300 <sup>a</sup>	0.62
SPPB <sub>sentar levantar</sub> (score)	3.56 ± 0.53	3.38 ± 0.97	0.493 <sup>a</sup>	0.21
SPPB <sub>total</sub> (score)	11.33 ± 1.00	11.24 ± 0.99	0.440 <sup>a</sup>	0.09
TUG (s)	8.00 ± 0.79	7.33 ± 0.62	<b>0.010</b>	0.99

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos; p<0.05. <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

TABELA 5.3 – Pico de torque e potência média de extensores e flexores do tornozelo, joelho e quadril, normalizados pela massa corporal (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=21)	p	d
PT de extensores de quadril (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.07 ± 0.16	1.24 ± 0.35	0.099	0.55
PT de flexores de quadril (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.74 ± 0.18	0.91 ± 0.27	<b>0.033</b>	0.69
PT de extensores de joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.03 ± 0.28	1.33 ± 0.24	<b>0.003</b>	1.19
PT de flexores de joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.50 ± 0.15	0.64 ± 0.13	<b>0.006</b>	1.03
PT de planti flexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.41 ± 0.15	0.59 ± 0.18	<b>0.007</b>	1.05
PT de dorsiflexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.18 ± 0.05	0.24 ± 0.07	<b>0.018</b>	0.92
PM de extensores de quadril (W.kg <sup>-1</sup> )	0.93 ± 0.60	1.36 ± 0.48	<b>0.021</b>	0.83
PM de flexores de quadril (W.kg <sup>-1</sup> )	0.51 ± 0.30	0.86 ± 0.42	<b>0.004</b>	0.90
PM de extensores de joelho (W.kg <sup>-1</sup> )	1.17 ± 0.21	1.56 ± 0.35	<b>0.002</b>	1.23
PM de flexores de joelho (W.kg <sup>-1</sup> )	0.50 ± 0.15	0.76 ± 0.24	<b>0.003</b>	1.19
PM de planti flexores (W.kg <sup>-1</sup> )	0.25 ± 0.14	0.41 ± 0.19	<b>0.004</b>	0.90
PM de dorsiflexores (W.kg <sup>-1</sup> )	0.19 ± 0.06	0.23 ± 0.07	0.072	0.59

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos; p<0.05.

PT: Pico de torque; PM: Potência média.

A fase de início do passo foi a única variável que apresentou diferença entre os grupos (p<0.05; d=0.83) e o GNR foi mais lento ao iniciar o passo. Contudo, o efeito de tamanho foi moderado para o TT. Os parâmetros temporais do teste do passo estão apresentados na Tabela 5.4.

TABELA 5.4 – Parâmetros temporais durante a execução do Teste do passo (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=21)	p	d
FI (ms)	197.04 ± 27.96	171.75 ± 31.35	<b>0.015</b>	0.83
FP (ms)	350.74 ± 82.31	318.10 ± 74.46	0.159	0.42
FB (ms)	281.85 ± 46.67	280.00 ± 64.60	0.464	0.03
TT (ms)	829.63 ± 87.34	769.84 ± 112.49	0.094	0.56

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos;  $p < 0.05$ .

FI - Fase de início do passo; FP - fase de preparação; FB - fase de balanço; TT - tempo total.

Na Tabela 5.5 são apresentados os parâmetros cinemáticos da marcha. Observa-se similaridade entre os grupos para a maioria das variáveis analisadas, à exceção do tempo de apoio que foi maior para o GNR ( $p=0.049$ ;  $d=0.29$ ). Identifica-se ainda efeito de tamanho moderado para velocidade da marcha e para a variabilidade de alguns parâmetros.

TABELA 5.5 – Parâmetros espaço-temporais, de variabilidade e angulares da marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=21)	P	d
Cadência (passos.min <sup>-1</sup> )	108.82 ± 7.21	112.93 ± 13.01	0.317 <sup>a</sup>	0.35
Velocidade da marcha (m.s <sup>-1</sup> )	1.11 ± 0.12	1.19 ± 0.13	0.083 <sup>a</sup>	0.63
Tempo da passada (s)	1.11 ± 0.08	1.08 ± 0.12	0.293	0.27
Comprimento da passada (m)	1.23 ± 0.17	1.27 ± 0.12	0.106 <sup>a</sup>	0.29
Fase de apoio (% ciclo)	63.88 ± 2.35	63.31 ± 1.73	<b>0.049<sup>a</sup></b>	0.29
Cadência (%)	2.82 ± 1.72	2.14 ± 0.98	0.171	0.55
Velocidade da marcha (%)	4.02 ± 1.77	3.53 ± 1.90	0.293	0.26
Tempo da passada (%)	2.85 ± 1.76	2.15 ± 0.98	0.159	0.56
Comprimento da passada (%)	2.94 ± 1.32	2.60 ± 1.67	0.182 <sup>a</sup>	0.21
Fase de apoio (%)	2.59 ± 2.88	1.48 ± 1.28	0.080	0.59
QA1 (°)	-15.99 ± 13.86	-19.37 ± 5.91	0.400 <sup>a</sup>	0.37
QA2 (°)	29.22 ± 11.06	28.67 ± 7.77	0.472 <sup>a</sup>	0.06
JA1 (°)	15.29 ± 6.07	16.44 ± 6.32	0.323	0.18
JA2 (°)	57.43 ± 5.37	60.40 ± 5.19	0.085	0.57
TA1 (°)	19.21 ± 4.21	17.01 ± 3.28	0.075	0.62
TA2 (°)	-4.74 ± 9.70	-8.63 ± 3.97	0.137	0.62

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos;  $p < 0.05$ . <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

QA1 - Pico de flexão do quadril; QA2 - Pico de extensão do quadril; JA1 - Pico de flexão do joelho na fase de apoio; JA2 - Pico de flexão do joelho na fase de balanço; TA1 - Pico de dorsiflexão; TA2 - Pico de plantiflexão.

A partir das análises de dinâmica inversa foram calculados os momentos e potências articulares durante a marcha (Tabela 5.6). Os resultados apontam

diferença entre os grupos apenas para a potência concêntrica de quadril no final da fase de apoio (QP3) ( $p<0.05$ ;  $d=0.95$ ), com maior média para o GR. Observa-se ainda efeito de tamanho moderado para o QM2. As demais variáveis foram similares entre os grupos ( $p>0.05$ ).

Para os parâmetros da componente vertical da FRS, apenas a taxa média de descarregamento foi maior para o GR ( $p<0.05$ ;  $d=0.78$ ). Contudo, identifica-se também tamanho de efeito moderado para as variáveis Fz3, TxMaxCarreg e ImpProp. Os demais parâmetros foram similares entre os grupos ( $p>0.05$ ) (Tabela 5.7). Para a componente antero-posterior da FRS, também foi identificada diferença entre os grupos somente para a taxa máxima de propulsão, com maiores médias para o GR ( $p<0.05$ ;  $d=0.72$ ) e tamanho de efeito moderado para Fy1 e ImpFrena. As demais variáveis foram similares entre os grupos, como apresentado na Tabela 5.8.

Os parâmetros de estabilidade da marcha estão apresentados na Tabela 5.9. Os resultados apontam maior velocidade do CM no instante da retirada do pé para o GR em comparação ao GNR ( $p<0.05$ ;  $d=0.78$ ). As demais variáveis analisadas foram similares entre os grupos ( $p>0.05$ ).

TABELA 5.6 – Momentos e potências articulares durante a marcha (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=18)	P	d
QM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.70 $\pm$ 0.54	0.67 $\pm$ 0.36	0.391 <sup>a</sup>	0.07
QM2 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	-0.61 $\pm$ 0.14	-0.70 $\pm$ 0.14	0.075	0.64
JM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.43 $\pm$ 0.15	0.41 $\pm$ 0.12	0.281 <sup>a</sup>	0.15
JM2 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	-0.29 $\pm$ 0.20	-0.35 $\pm$ 0.22	0.240	0.28
JM3 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.33 $\pm$ 0.28	0.31 $\pm$ 0.16	0.393	0.10
TM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	1.35 $\pm$ 0.14	1.37 $\pm$ 0.15	0.375	0.14
QP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.78 $\pm$ 0.92	0.68 $\pm$ 0.52	0.410 <sup>a</sup>	0.15
QP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.53 $\pm$ 0.25	-0.58 $\pm$ 0.18	0.286	0.24
QP3 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.83 $\pm$ 0.29	1.16 $\pm$ 0.37	<b>0.015</b>	0.95
JP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.48 $\pm$ 0.53	-0.44 $\pm$ 0.37	0.450 <sup>a</sup>	0.09
JP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.17 $\pm$ 0.22	0.15 $\pm$ 0.18	0.414	0.10
TP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.88 $\pm$ 0.19	-0.79 $\pm$ 0.18	0.138	0.49
TP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	1.07 $\pm$ 0.36	1.10 $\pm$ 0.31	0.426	0.09

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos;  $p<0.05$ . <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

QM1- Momento de extensão do quadril na fase de apoio; QM2 - Momento de flexão do quadril na fase de apoio; JM1 - Momento de extensão do joelho no início da fase de apoio; JM2 - Momento de flexão do joelho na fase de apoio; JM3 - Momento de extensão do joelho no final da fase de apoio;

TM1 - Momento plantiflexor; QP1 - Potência concêntrica de quadril no início da fase de apoio; QP2 - Potência excêntrica de quadril na fase de apoio; QP3 - Potência concêntrica de quadril final da fase de apoio; JP1 - Potência absorvida pelo joelho; JP2 - Potência gerada pelo joelho; TP1 - Potência absorvida pelo tornozelo; TP2 - Potência gerada pelo tornozelo.

TABELA 5.7 – Parâmetros de FRS – componente vertical durante a marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=19)	p	d
Fz1 (N.kg <sup>-1</sup> )	10.12 ± 0.74	10.38 ± 0.66	0.234 <sup>a</sup>	0.38
Fz2 (N.kg <sup>-1</sup> )	7.76 ± 0.60	7.60 ± 0.62	0.259	0.26
Fz3 (N.kg <sup>-1</sup> )	10.04 ± 0.52	10.33 ± 0.45	0.070	0.61
TxFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	59.23 ± 20.73	69.22 ± 26.87	0.132 <sup>a</sup>	0.40
TxMaxFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	173.29 ± 20.97	210.88 ± 67.20	0.064	0.66
TxFz3r (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-75.81 ± 9.75	-84.74 ± 12.08	<b>0.032</b>	0.78
TxMaxFz3 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-57.87 ± 44.05	-39.11 ± 57.20	0.053 <sup>a</sup>	0.35
ImpFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s)	1.14 ± 0.38	1.12 ± 0.26	0.481 <sup>a</sup>	0.07
ImpFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s)	2.25 ± 0.70	2.44 ± 0.44	0.332 <sup>a</sup>	0.36
ImpFz3 (N.kg <sup>-1</sup> .s)	3.11 ± 0.76	2.79 ± 0.48	0.095	0.55
ImpT (N.kg <sup>-1</sup> .s)	5.36 ± 0.45	5.23 ± 0.56	0.264	0.25

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos; p<0.05. <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

Fz1 – Primeiro pico de força; Fz2 – Suporte médio; Fz3 – Segundo pico de força; TxFz1 – Taxa média de carregamento; TxMaxFz1 – Taxa máxima de carregamento; TxFz3 – Taxa média de descarregamento; TxMaxFz3 – Taxa máxima de descarregamento; ImpFz1 – Impulso de impacto; ImpFrena – Impulso de frenagem; ImpFz3 – Impulso de propulsão; ImpT – Impulso total.

TABELA 5.8 – Parâmetros de FRS – componente antero-posterior durante a marcha (média ± desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=8)	GR (n=16)	p	d
Fy1 (N.kg <sup>-1</sup> )	-1.45 ± 0.34	-1.68 ± 0.32	0.284	0.70
Fy2 (N.kg <sup>-1</sup> )	1.52 ± 0.33	1.62 ± 0.19	0.190	0.41
TxFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-16.40 ± 3.53	-20.51 ± 11.04	0.231	0.44
TxMaxFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-15.45 ± 9.19	-20.14 ± 17.82	0.464	0.30
TxProp (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	6.38 ± 2.60	6.79 ± 1.56	0.317	0.21
TxMaxProp (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	22.09 ± 5.21	31.87 ± 15.97	<b>0.039</b>	0.72
ImpFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s)	-0.23 ± 0.05	-0.26 ± 0.05	0.082	0.60
ImpProp (N.kg <sup>-1</sup> .s)	0.17 ± 0.03	0.18 ± 0.03	0.241	0.33

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos; p<0.05. <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

Fy1 – Pico de frenagem; Fy2 – Pico de propulsão; TxFrena – Taxa média de frenagem; TxMaxFrena – Taxa máxima de frenagem; TxProp – Taxa média de propulsão; TxMaxProp – Taxa máxima de propulsão; ImpFrena – Impulso de frenagem; ImpProp – Impulso de propulsão.

TABELA 5.9 – Parâmetros de estabilidade da marcha (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos recuperação e não-recuperação.

Variáveis	GNR (n=9)	GR (n=21)	p	d
Velocidade máx. CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.34 $\pm$ 0.17	1.43 $\pm$ 0.17	0.092	0.60
Ângulo mínimo do CM (°)	59.27 $\pm$ 1.17	60.10 $\pm$ 2.17	0.149	0.43
No toque do calcanhar				
Margem de estabilidade (cm)	6.55 $\pm$ 3.03	6.43 $\pm$ 4.13	0.469	0.03
Tempo para o contato (s)	0.06 $\pm$ 0.03	0.06 $\pm$ 0.04	0.404	0.00
Velocidade do CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.14 $\pm$ 0.13	1.22 $\pm$ 0.14	0.080	0.58
Ângulo do CM (°)	106.89 $\pm$ 2.24	108.18 $\pm$ 1.85	0.142 <sup>a</sup>	0.65
Na retirada do pé				
Margem de estabilidade (cm)	-13.10 $\pm$ 3.81	-15.16 $\pm$ 3.72	0.089	0.55
Tempo para o contato (s)	0.11 $\pm$ 0.03	0.11 $\pm$ 0.02	0.274	0.00
Velocidade do CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.19 $\pm$ 0.16	1.31 $\pm$ 0.15	<b>0.034</b>	0.78
Ângulo do CM (°)	59.33 $\pm$ 1.15	60.17 $\pm$ 2.19	0.198 <sup>a</sup>	0.43

Nota: negrito indica diferença significativa entre os grupos;  $p < 0.05$ . <sup>a</sup> Teste U de Mann-Whitney. Para todas as demais comparações foi utilizado o teste t de Student.

## 5.5 Discussão

O presente estudo teve como principal objetivo analisar se um conjunto de parâmetros físicos, funcionais e biomecânicos pode identificar idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço induzido em laboratório e prever risco de quedas. A fim de responder aos objetivos a discussão foi dividida em três tópicos. No primeiro serão abordadas as características da função muscular da cadeia extensora dos indivíduos quanto à estratégia de recuperação adotada e à incapacidade de recuperar o equilíbrio. No segundo serão abordadas as características físicas, de performance funcional, muscular e capacidade reativa; seguido pela análise dos parâmetros biomecânicos da marcha.

### 5.5.1 Características da cadeia extensora de membros inferiores quanto à estratégia adotada

No presente estudo, a simulação do tropeço foi utilizada como método de identificação de queda, em que os indivíduos capazes de recuperar o equilíbrio

adotaram a estratégia de elevação ou a estratégia de abaixamento para evitar uma queda. Os resultados do presente estudo apontam que, independentemente da estratégia adotada, os idosos que foram capazes de recuperar o equilíbrio apresentaram melhor função muscular (maiores torques e potência) da cadeia extensora. A semelhança dos parâmetros de torque e potência da cadeia extensora entre as estratégias permanece tanto quando analisada cada articulação isoladamente como também em conjunto (ex.: quadril e tornozelo). Outros fatores neurais como co-contracção dos músculos antagonistas e tempo de latência dos músculos extensores podem estar envolvidos na escolha da estratégia no instante do tropeço (Laroche *et al.*, 2010). Porém, tais aspectos não foram avaliados neste estudo.

Desse modo, a hipótese  $H_1$  foi aceita, pois os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaram menor torque e potência de extensores que os idosos que recuperaram o equilíbrio. Porém, a hipótese  $H_2$  foi rejeitada, pois não foram identificadas diferenças entre a estratégia de elevação e de abaixamento quanto à função muscular de extensores.

#### 5.5.2 Características físicas, performance funcional, muscular e capacidade reativa

Ao analisar os idosos quanto à capacidade de recuperar ou não o equilíbrio, aproximadamente 30% dos idosos não foram capazes de recuperar o equilíbrio após o tropeço induzido. Ao comparar com estudos que induziram tropeços em laboratório com abordagem similar, a porcentagem de participantes incapazes de restabelecer o equilíbrio foi semelhante - 32% (Pavol *et al.*, 2001). Em contrapartida, outros estudos que também induziram tropeço em laboratório reportaram maiores taxas de quedas – entre 47 (Pater *et al.*, 2015) e 63% (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005). Tais discrepâncias podem ser explicadas por diferenças metodológicas entre estudos. Neste estudo, os participantes executaram cerca de 20 tentativas de marcha, porém foram tropeçados somente uma única vez, enquanto outros executaram um grande número de tentativas (50 tentativas de marcha e 10 tropeços) (Pijnappels, M.,



Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005). Maiores taxas de insucesso ao recuperar o equilíbrio podem ter ocorrido em consequência da maior exposição ao risco. Outro aspecto importante refere-se à redução da validade ecológica pela falta do fator inesperado, uma vez que na vida real um indivíduo não prepara-se para tropeçar. No caso do estudo de Pater e colegas (Pater *et al.*, 2015) foi aplicado um protocolo com dupla tarefa durante a execução da marcha e tropeço, o que pode ter gerado demandas diferentes da utilizada no protocolo experimental.

Ao analisar os parâmetros físicos, observou-se que o grupo incapaz de recuperar o equilíbrio (GNR) apresentou elevado IMC ( $>30.9 \text{ kg.m}^{-2}$ ). Tais achados alinham-se a outros que apontam a obesidade como importante fator relacionado a maior risco de quedas (Himes e Reynolds, 2012; Mitchell *et al.*, 2014). Além disso, indivíduos obesos apresentam o sistema de controle postural mais lento (Rosenblatt e Grabiner, 2012) e maior associação com reduzida capacidade de realizar atividades diárias (Himes e Reynolds, 2012). Adicionalmente, o GNR apresentou circunferências abdominal e torácica significativamente maiores que o GR. Em estudo similar que envolveu indução de tropeços em laboratório, Rosenblatt e Grabiner (Rosenblatt e Grabiner, 2012) identificaram maior incapacidade em restabelecer o equilíbrio entre mulheres de meia idade obesas, quando comparadas a mulheres com peso normal (46% vs. 25%, respectivamente). A maior incidência de quedas no grupo obeso do presente estudo em comparação aquele realizado por Rosenblatt e Grabiner (2012), pode ter ocorrido devido à maior idade dos participantes (~10 anos mais velhos).

Existem evidências de que quedas associadas à obesidade estejam relacionadas a diferenças na mobilidade (Himes e Reynolds, 2012). Em adição, o IMC e a circunferência abdominal têm sido considerados preditores de incapacidade funcional (Vincent *et al.*, 2010). De fato, os resultados do TUG mostraram que os participantes incapazes de recuperar o equilíbrio foram significativamente mais lentos e foram também os indivíduos classificados como obesos. É importante ressaltar que este foi o primeiro estudo a identificar quedas a partir de método mais realístico e que analisou a performance do TUG entre os grupos. O limitado potencial desse teste em prever quedas foi previamente reportado na literatura, considerando estudos retrospectivos e prospectivos

(Beauchet *et al.*, 2011). Em parte, tais controvérsias podem ser atribuídas à incerteza dos dados provenientes de questionários e histórico de quedas (Riva, F. *et al.*, 2013; Greene *et al.*, 2014). Por outro lado, os tempos de execução do TUG no presente estudo foram inferiores aos usualmente reportados na literatura, cujos pontos de corte que separam idosos caídores de não caídores variam de 10 a 32.6 s (Beauchet *et al.*, 2011), possivelmente em função dos participantes serem de 5 a 10 anos mais jovens do que os referidos pelos autores.

Apesar das possíveis limitações do TUG, trata-se de um teste objetivo, simples, rápido e de fácil aplicação, que envolve algumas habilidades básicas de mobilidade, como levantar de uma cadeira (Bischoff *et al.*, 2003). Para a SPPB, entretanto, não houve diferença para os scores de nenhum dos testes que compõe a bateria. Alguns estudos que usaram esse teste funcional demonstraram sua capacidade em distinguir grupos com importantes limitações de mobilidade (Clark *et al.*, 2010) ou diferenças etárias (Buford *et al.*, 2012). Isso demonstra a limitada capacidade da SPPB em identificar idosos com melhor status funcional, implicando em “efeito teto”.

Os resultados referentes às características físicas e performance funcional permitem com que a hipótese inicial ( $H_3$ ) de que os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentariam maior massa corporal e IMC e teriam pior performance nos testes de funcionalidade seja aceita.

O grupo que não foi capaz de recuperar o equilíbrio não apresentou apenas menor capacidade de produzir elevada quantidade de torque, mas também de produzir elevados torques rapidamente (potência média). Para todos os parâmetros o tamanho do efeito variou entre moderado ( $>0.50$ ) e alto ( $>0.80$ ). Existem evidências de que idosos caídores possuem apenas 37 e 10% da força muscular de extensores de joelho e plantiflexores, respectivamente, comparando-se a dados normativos (Whipple *et al.*, 1987). Neste estudo, para extensores e flexores de quadril e plantiflexores foi identificada redução da capacidade de produzir torque rapidamente em torno de 60% para o GNR. Vários argumentos podem ser propostos. Por exemplo, sabe-se que infiltração expressiva de gordura intramuscular reduz a qualidade muscular e influencia na capacidade contrátil do

músculo (Day *et al.*, 2002; Doherty, 2003), especialmente num grupo que apresenta elevados indicadores de obesidade.

Os dados referentes à capacidade de gerar torque rapidamente corroboram com a literatura, e apontam que idosos caídores apresentaram maiores déficits na taxa de desenvolvimento de torque ao redor do tornozelo (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005; Bento *et al.*, 2010). De fato, os grupos musculares de planti e dorsiflexão, têm sido associados às quedas por serem altamente recrutados durante a marcha e por desempenharem um papel fundamental na manutenção do equilíbrio após uma perturbação postural (Daubney e Culham, 1999; Laroche *et al.*, 2010). Estes déficits são traduzidos em uma incapacidade de controlar rapidamente o momento angular gerado, levando tais indivíduos à queda (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005). Assim, a capacidade de gerar torque e principalmente de gerar torque rapidamente, constitui um fator limitante na prevenção de quedas entre os idosos (Pijnappels, Reeves, *et al.*, 2008).

Os resultados desse estudo suportam as afirmações de que a capacidade de gerar rapidamente elevada quantidade de torque são relevantes na prevenção de quedas, especialmente em sujeito que possuem grande quantidade de massa (ex., obesos). A maior massa corporal desses participantes impõe uma demanda adicional, uma vez que a perturbação envolve uma velocidade angular inicial, o que implica uma maior capacidade dos músculos para gerar alta potência a fim de reduzir o momento angular gerado durante o tropeço e evitar uma queda (Matrangola e Madigan, 2011; Rosenblatt e Grabiner, 2012). Assim, a hipótese experimental H<sub>4</sub>, de que os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaria menor torque e menor potência muscular para todas as articulações avaliadas foi aceita.

A capacidade reativa, avaliada através do Teste do Passo demonstrou poucas diferenças entre o grupo que foi capaz de recuperar o equilíbrio em relação ao outro grupo. Apesar do tempo de retirada do pé e do tempo total do teste apresentarem tamanho de efeito moderado, a fase de início do passo foi a única variável que apresentou diferença entre os grupos. Os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio foram significativamente mais lentos para iniciar o passo. Essa fase é principalmente dependente da detecção sensorial periférica, tempo de

condução aferente e eferente e processamento central (Melzer *et al.*, 2007). Melzer e colegas identificaram que caidores recorrentes foram significativamente mais lentos em todas as fases do teste do passo comparados a não-caidores, porém não houve diferença significativa para a fase de início, mesmo quando executado com dupla tarefa (Melzer *et al.*, 2010). Os idosos daquele estudo eram, em média, 8 anos mais velhos – o que implica um processo degenerativo mais avançado. Adicionalmente à deterioração natural decorrente da idade sobre o sistema de controle postural, os sujeitos do presente estudo possuem marcada obesidade. Tal fator podem retardar as respostas pela maior dificuldade em mover segmentos mais pesados e por deficiências sensório-motoras relacionadas à obesidade (Rosenblatt e Grabiner, 2012; Dutil *et al.*, 2013). Embora não tenha sido plenamente controlada a existência de diabetes ou doença periférica, os resultados do grupo que não foi capaz de recuperar o equilíbrio, podem ser indício de pré-diabetes ou até diabetes (Van Sloten *et al.*, 2011). Portadores de diabetes e síndrome metabólica são acometidos por redução progressiva da sensibilidade distal. Independente desses argumentos, os resultados estão alinhados com os outros achados de que o início do passo mostra-se adequado para distinguir idosos caidores de não caidores (Lord e Fitzpatrick, 2001; Schoene *et al.*, 2014).

A partir dos resultados do teste de capacidade reativa verifica-se que a hipótese  $H_5$  foi parcialmente aceita, pois nem todos os parâmetros temporais foram significativamente menores para o GNR nem apresentaram tamanho de efeito moderado ou alto.

### 5.5.3 Parâmetros cinemáticos, cinéticos e de dinâmica inversa da marcha

Os parâmetros espaço-temporais e de variabilidade da marcha não foram capazes de diferenciar a capacidade dos idosos em recuperar o equilíbrio. Apesar da velocidade da marcha e alguns parâmetros de variabilidade apresentar tamanho de efeito moderado, a única variável que apresentou diferença entre os grupos foi a duração da fase de apoio. O GNR permaneceu maior tempo em apoio, contudo com baixo tamanho de efeito, o que denota que os idosos incapazes de recuperar

o equilíbrio apresentam tendência em serem mais lentos ao caminhar e em permanecerem maior tempo em apoio, além de apresentar maior variabilidade nos parâmetros espaço-temporais. Ao confrontar com a literatura os achados são controversos e parcialmente comparáveis aos nossos resultados. A maioria dos estudos que avaliaram marcha entre caidores e não caidores empregaram abordagens retrospectivas ou prospectivas, o que pode ter comprometido os resultados. Tais divergências parecem ser devidas ao método utilizado para a avaliação das quedas, o estado de funcionalidade e ainda a faixa etária dos idosos.

Alguns estudos encontraram menor velocidade da marcha e comprimento de passo e maior tempo de passo e duração do apoio (Maki, 1997; Kerrigan *et al.*, 2000; Kemoun *et al.*, 2002; Chiba *et al.*, 2005) além de maior variabilidade (Hausdorff *et al.*, 2001), enquanto outros não identificaram qualquer diferença (Paterson *et al.*, 2011). Dentre os estudos que realizaram simulação do tropeço para classificar os idosos, Pavol e colaboradores identificaram menor velocidade da caminhada e ao contrário dos anteriores, maior tempo e comprimento de passo para os caidores (Pavol *et al.*, 1999). Pijnappels e colaboradores não encontraram diferenças entre os grupos para tais parâmetros (Pijnappels, M., Bobbert, M. F. e Van Dieen, J. H., 2005). Além disso, estudos reportaram ainda o nível de funcionalidade dos idosos ao realizar o TUG, cujos tempos de execução para os caidores foram bem maiores que os do presente estudo - 18.7 a 21.9 s (Hausdorff *et al.*, 2001; Chiba *et al.*, 2005). Assim, os achados do presente estudo e da literatura demonstram que os parâmetros espaço-temporais da marcha à velocidade volitiva são pouco adequados ou sensíveis para distinguir idosos que caem dos que não caem.

Para os parâmetros angulares, também os resultados foram similares entre os grupos. Apesar de não significativa, a flexão de joelho na fase de balanço, a dorsi e a plantiflexão apresentaram tamanho de efeito moderado. A flexão plantar atingida ao final da fase de apoio foi 82% maior para o grupo capaz de recuperar o equilíbrio. A reduzida plantiflexão, característica em idosos caidores (Barak, 2006) é resultado da reduzida capacidade de gerar torque pelos extensores do tornozelo. Para a articulação do quadril não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos, contudo observa-se uma tendência à menor extensão do quadril para

os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio (Kerrigan *et al.*, 2001; Barak *et al.*, 2006), que pode ser devida à maior co-contracção entre os músculos agonistas (psoas e quadríceps) e os antagonistas (isquiotibiais e glúteo) identificada em idosos caídores (Kemoun *et al.*, 2002). A redução da extensão do quadril ao caminhar, parcialmente compensada pela maior inclinação anterior da pelve pode ser um mecanismo primário subjacente à diminuição do comprimento do passo e da velocidade de marcha em idosos, limitantes da performance da marcha de idosos (Granacher *et al.*, 2009). Em adição, observa-se uma maior variabilidade (maior desvio padrão) para o GNR, principalmente para quadril e tornozelo. Essa variabilidade é comparável à literatura e aumenta com o aumento da velocidade da marcha de idosos caídores (Barak *et al.*, 2006). De fato, deficiências na capacidade de controlar ativamente o movimento articular pode manifestar um aumento da variabilidade e instabilidade dessas articulações, o que hipotetiza-se estar associado com quedas (Buzzi *et al.*, 2003).

A marcha no plano, à velocidade confortável ou auto-selecionada, embora tenha maior validade ecológica e um significado comportamental das diferenças relacionadas à idade (Devita e Hortobágyi, 2000; Beijersbergen *et al.*, 2013), parece não representar uma demanda grande o suficiente para discernir o grupo de idosos capazes dos incapaz de recuperar o equilíbrio após uma perturbação. Rowe e colaboradores demonstraram a demanda mínima necessária da articulação do joelho para a execução de uma série de tarefas diárias, dentre as quais a marcha foi a tarefa com em menor exigência em termos de amplitude articular (Rowe *et al.*, 2000). Adicionalmente, apesar dos déficits neuromusculares inerentes ao envelhecimento, idosos podem executar as mesmas atividades da vida diária adotando como estratégia a alteração do padrão de utilização das articulações, reduzindo o esforço das mais críticas ou daquelas cuja musculatura apresente maior fraqueza (Hortobágyi *et al.*, 2003).

Assim, a hipótese H<sub>6</sub> foi parcialmente aceita, pois apenas o tempo da passada foi significativamente menor para o GR e a velocidade da marcha e a variabilidade de alguns parâmetros espaço-temporais apresentaram tamanho de efeito moderado. A hipótese H<sub>7</sub> também foi parcialmente aceita, pois os indivíduos

do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaram menores picos angulares somente para a metade das variáveis analisadas.

Com o envelhecimento ocorre a redistribuição dos momentos e potências articulares, o que reflete uma adaptação neuromuscular e representa a alteração do padrão motor para execução de determinada tarefa (Devita e Hortobagyi, 2000). Em geral, quando comparados a adultos, os idosos produzem o mesmo momento de suporte, porém com maior contribuição dos extensores de quadril e menor contribuição dos extensores de joelho e plantiflexores, principalmente durante o início da fase de apoio (Devita e Hortobagyi, 2000; Monaco *et al.*, 2009). A contribuição relativa dos extensores de quadril, joelho e plantiflexores é de 74, 13 e 12% para os idosos e de 37, 35 e 28% para os adultos (Devita e Hortobagyi, 2000). Essa adaptação e redistribuição parece ocorrer também para os idosos caídores. Os resultados do presente estudo, embora similares entre os grupos para a maioria dos parâmetros analisados, mostraram uma tendência do GNR em apresentar momentos extensores e potência ao redor da articulação do quadril e do joelho ligeiramente maiores e um pouco menores para planti flexores, comparados ao GR. O aumento do torque de plantiflexores no final da fase de apoio é fundamental para gerar maior impulso e permitir que a pelve seja impulsionada para cima e para frente, permitindo maior comprimento de passo. Contudo, idosos compensam esse déficit com o aumento da potência articular ao redor do quadril (Judge *et al.*, 1996). Uma vez que há a redução da capacidade de gerar momento rapidamente ao redor do tornozelo maiores esforços dos extensores proximais são necessários (Monaco *et al.*, 2009).

As taxas são utilizadas com o intuito de descrever a velocidade do desenvolvimento da força, tanto da força aplicada no momento do toque do pé com o solo (carregamento e frenagem) quanto na saída do pé do solo (descarregamento e propulsão) (Stacoff *et al.*, 2005). Apesar de não apresentar diferença significativa entre os grupos algumas variáveis tiveram tamanho de efeito moderado ( $d > 0.5$ ), com as maiores médias para o GR: Fz3, taxa máxima de carregamento, impulso de propulsão vertical, Fy1 e impulso de frenagem. A taxa média de descarregamento e a taxa máxima de propulsão foram significativamente menores para o GNR. Tais achados refletem o comportamento do indivíduo ao fazer a

retirada do pé do solo durante a fase final de apoio da marcha. Interessantemente e novamente demonstra a reduzida capacidade muscular dos plantiflexores do grupo que não foi capaz de restabelecer o equilíbrio após o tropeço, especialmente em termos de potência muscular. Uma vez que os picos de FRS foram similares, as menores taxas obtidas pelo GNR podem ser atribuídas ao maior tempo em que permaneceram no apoio ( $63.88 \pm 2.35$  vs.  $63.31 \pm 2.73\%$ ;  $p < 0.05$ ; Tabela 4.2). LaRoche e colaboradores também encontraram taxas significativamente menores para o grupo de idosos com menor força muscular (Laroche *et al.*, 2011). Para o GNR observa-se ainda uma menor capacidade de frear o movimento no instante de contato do calcanhar com o solo, caracterizada pelos menores picos de FRS e menor impulso de frenagem na direção anteroposterior. Tais achados podem implicar em tendência à maior rigidez articular evidenciadas pela menor potência de absorção no início da fase de apoio (Kerrigan *et al.*, 2000), principalmente de quadril e tornozelo combinado com o reduzido momento flexor do joelho e quadril (Kerrigan *et al.*, 2000). A potência articular refere-se à capacidade dos grupos musculares de produzir e controlar o movimento (Siegel *et al.*, 2004). Portanto, os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio parecem ter menor controle do movimento comparado aos idosos que restabeleceram o equilíbrio após a perturbação.

Os achados referentes aos parâmetros derivados da FRS permitem aceitar parcialmente a hipótese  $H_8$ , em que os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaria menores picos de FRS, impulsos e taxas para componente vertical e ântero-posterior. Houve diferenças entre os grupos somente para 8 das 19 variáveis analisadas. A hipótese  $H_9$  que os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentaria menor momento e potência articular para todas as articulações analisadas também foi parcialmente aceita. O GNR apresentou menor momento extensor de quadril e menor potência concêntrica de quadril; as demais variáveis foram similares entre os grupos.

A estabilidade corporal durante a marcha é alcançada em função da posição e da velocidade do CM no instante da colocação dos pés no solo (Lugade *et al.*, 2011), constituindo um constante desafio ao SNC em manter a projeção do centro de massa do corpo dentro da base de suporte, numa condição



completamente diferente do equilíbrio estático (Winter, 1995). Os resultados do presente estudo suportam a ideia de que os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio adotam uma marcha mais cautelosa. Tais achados são evidenciados pela menor velocidade do CM e menor margem de estabilidade. No momento da retirada do pé do solo, por exemplo, a projeção do CM encontra-se fora da base de suporte, como pode ser evidenciado pelos valores negativos da margem de estabilidade. Isso significa que os indivíduos que foram capazes de recuperar o equilíbrio conseguem afastar-se em média 2 cm a mais da margem de estabilidade comparado ao GNR, indicando a capacidade de caminhar em uma condição mais desafiadora. O adequado posicionamento dos pés e as alterações na base de suporte durante o caminhar podem identificar um padrão mais seguro e eficiente para idosos caídores (Lugade *et al.*, 2011). Além disso, a diferença na velocidade entre os grupos pode representar uma limitação na interpretação dos resultados, uma vez que afeta o posicionamento dos pés (Lugade *et al.*, 2011).

Adicionalmente, dada a substancial carga inercial da massa corporal localizada acima da pelve, o controle do tronco no plano frontal e sagital é considerada importante característica da marcha normal (Grabiner *et al.*, 1996). Assim, a flexão do tronco aumenta a projeção anterior do centro de massa em relação à base de suporte, o que diminui a estabilidade e também aumenta o momento de extensão do tronco necessário. Em uma perturbação, como um tropeço, a habilidade de restringir a rotação do corpo à frente, em particular do tronco, constitui importante aspecto na recuperação do equilíbrio e atribuída principalmente à musculatura de isquiotibiais e glúteo máximo (Grabiner *et al.*, 1996). No presente estudo, embora não significativa, identifica-se uma tendência à maior flexão do tronco nos idosos incapazes de recuperar o equilíbrio (menor ângulo do CM).

Em relação à estabilidade corporal, hipotetizou-se que os indivíduos do grupo de idosos incapazes de recuperar o equilíbrio apresentariam menores margem de estabilidade, velocidade do CM e ângulo do CM e maior tempo de contato comparados ao grupo de idosos capazes de recuperar o equilíbrio. Contudo, o tempo para o contato foi similar entre os grupos. A hipótese H<sub>10</sub> foi parcialmente aceita.

O presente estudo mostrou que as características físicas, em especial, o IMC é de grande relevância para a predição de quedas em idosos, confirmando estudos anteriores (Himes e Reynolds, 2012; Mitchell *et al.*, 2014). Com base no resultado das comparações acerca dos parâmetros de marcha, especula-se ainda se o padrão de marcha encontrado no presente estudo está sendo mais afetado pela obesidade ou pelo fato de serem incapazes de recuperar o equilíbrio. Ko e colaboradores mostraram padrão de marcha alterado em idosos obesos ( $IMC > 30 \text{ kg.m}^{-2}$ ), mesmo à velocidade auto-selecionada. Possuem menor velocidade de marcha, passos mais largos, permanecem maior tempo em apoio e apresentam maior duração da flexão plantar durante o apoio (Ko *et al.*, 2010). Tais achados sugerem que seja uma estratégia utilizada para aumentar a absorção do maior impacto causado pela massa adicional desses indivíduos durante o contato do calcanhar com o solo. Adicionalmente, identificaram que há reduzido trabalho mecânico de tornozelo antes da retirada do pé do solo, que está relacionada à menor capacidade de produzir momento para a progressão (Ko *et al.*, 2010). Os resultados desse estudo corroboram com tais achados, contudo não se pode afirmar que sejam influenciados por um ou outro fator isoladamente. Para tanto se faz necessário um estudo que avalie essas hipóteses.

## 5.6 Limitações do estudo

O presente estudo apresenta algumas limitações metodológicas que precisam ser consideradas ao interpretar os resultados. Primeiramente, os participantes foram tropeçados em condições de laboratório. Embora reproduza bem uma situação de tropeço bastante real, enquanto experimento que segue um padrão ético não pode ser executado sem a utilização de um sistema de segurança, o que reduz a validade ecológica do estudo.

Neste estudo, uma série de fatores foram controlados, contudo não é possível assumir que os indivíduos que foram capazes de recuperar o equilíbrio neste experimento serão também capazes de recuperar o equilíbrio em uma situação do mundo real, uma vez existirem complexidades e aspectos incomparáveis. Obviamente que o contrário também é verdadeiro. Além disso,

nesse estudo os participantes foram tropeçados uma única vez, enquanto outros estudos realizaram inúmeros tropeços. Parece razoável assumir que com o aumento da exposição ao risco a probabilidade do insucesso também aumenta. E de fato isso ocorre no cotidiano de idosos, especialmente aqueles que mantêm uma vida ativa.

E por último, não foi possível analisar os resultados referentes ao tropeço propriamente dito, em função das diferentes estratégias de recuperação adotadas (elevação ou abaixamento). Ou ainda, pela impossibilidade de análise dos dados dos indivíduos que não recuperaram o equilíbrio após o tropeço. Não foi possível fazer o agrupamento segundo a estratégia, uma vez que os grupos ficariam ainda menores. Assim, estudos com um maior número de participantes se faz necessário.

## **5.7 Conclusão**

Em geral, a importância do presente estudo foi permitir a identificação de preditores sensíveis de quedas, com base em investigações mais realistas, evitando assim os vieses de utilização de questionários e histórico de quedas. Ao analisar as estratégias de recuperação do equilíbrio após um tropeço, independente da estratégia adotada, ambos os grupos apresentam melhor função muscular da cadeia extensora comparado com os idosos incapazes de recuperar o equilíbrio. Apesar disso, não há diferença entre as estratégias, o que indica que outros fatores neurais não avaliados podem estar influenciando.

Os achados deste estudo foram capazes de identificar uma série de parâmetros capazes de distinguir idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio após um tropeço. Marcadamente, os aspectos físicos relacionados à obesidade e à função muscular mostraram ser fundamentais na identificação de idosos caídores. A musculatura de plantiflexores, em particular, apresentou déficits significativos especialmente nos idosos incapazes de recuperar o equilíbrio, denotando ter função primordial na marcha e recuperação do equilíbrio. Adicionalmente, o tempo de reação foi um parâmetro significativo. Por outro lado, os parâmetros espaço-temporais da marcha à velocidade confortável, amplamente

utilizados na literatura, não parecem representar uma demanda suficiente para identificar idosos saudáveis com maior risco de quedas.

Portanto, programas de exercícios com enfoque na execução rápida de movimentos voltados principalmente para a musculatura ao redor do tornozelo parecem ser pertinentes para que esses idosos apresentem uma melhor resposta neuromuscular frente a uma perturbação e sejam capazes de evitar uma queda. Estudos de natureza longitudinal devem ser realizados a fim de testar tais hipóteses.

## **CAPÍTULO VI**

**EFEITO DO PROGRAMA DE TREINAMENTO MULTICOMPONENTE SOBRE A  
FUNÇÃO MUSCULAR DE PLANTIFLEXORES DE IDOSOS**

## 6. EFEITO DO PROGRAMA DE TREINAMENTO MULTICOMPONENTE SOBRE A FUNÇÃO MUSCULAR DE PLANTIFLEXORES DE IDOSOS

### 6.1 Introdução

As quedas constituem um evento comum entre os idosos e representam um problema de saúde pública mundial (Shorr *et al.*, 2008; Carande-Kulis *et al.*, 2015) em que aproximadamente um terço das pessoas acima de 60 anos que vive independentemente na comunidade cai pelo menos uma vez ao ano (Fasano *et al.*, 2012; Madigan *et al.*, 2014). No Brasil, estima-se que até 2050 ocorra um crescimento de 300% na população idosa, o que representa 30% da população brasileira e reflete o aumento da longevidade (Ibge, 2013). Esse substancial incremento populacional pode acarretar em elevados custos à economia e sistema de saúde do país à medida que a taxa de quedas aumenta com a idade. A prevalência de quedas é de 24% dos 60-69 anos e alcança 37% a partir dos 80 anos de idade (Siqueira *et al.*, 2011). As quedas que não resultam em lesões físicas podem produzir efeitos secundários, como por exemplo o aumento do medo de cair, redução da mobilidade e da independência para realizar atividades da vida diária (Lord *et al.*, 2001).

Declínios da função e performance neuromuscular de membros inferiores têm sido associados com a incapacidade de recuperar o equilíbrio e, conseqüentemente, com maior predisposição às quedas em idosos (Grabiner *et al.*, 1996; Vandervoort, 2002). De fato, no capítulo V foi demonstrado que idosos incapazes de recuperar o equilíbrio possuem reduzida performance funcional, são mais lentos ao executar um passo e apresentam menor capacidade de produzir torque comparados aos idosos capazes de recuperar o equilíbrio. Os idosos que não foram capazes de recuperar o equilíbrio também mostram um padrão mais cauteloso e com características na força de reação do solo (menores forças propulsivas), momentos e potências articulares que refletem déficits da função muscular. Tais achados têm provido diretrizes para a elaboração de programas de treinamento que se propõem a incrementar a função muscular a fim de reduzir as

taxas de queda entre idosos. De fato existem evidências que o exercício físico diminui o risco de quedas (Mullineaux *et al.*, 2001) pela minimização e/ou retardo dos efeitos deletérios do envelhecimento sobre as capacidades físicas (Kannus *et al.*, 2005; Chou *et al.*, 2012).

Alguns estudos têm demonstrado a importância de exercícios destinados a aumentar o desempenho dos músculos extensores, sobretudo os proximais, pela redução do custo energético de locomoção de idosos (Monaco *et al.*, 2009). Entretanto, os declínios de força e funcionalidade dos plantiflexores são mais expressivos quando comparados a outros grupos musculares (Devita e Hortobagyi, 2000). São ainda associados a quedas por serem necessários para a marcha e fundamentais para manter o equilíbrio após uma perturbação postural (Laroche *et al.*, 2010). Quando considerada a importância da manutenção do equilíbrio na execução de tarefas diárias e independência funcional, torna-se fundamental a habilidade de responder rapidamente a estímulos ou perturbações externas, o que significa controle postural reativo (Lin e Woollacott, 2005). Nesse caso, a rápida execução de um passo, seja compensatório devido a uma perturbação, seja voluntário, trata-se de uma habilidade importante que pode servir para alterar a base de apoio, preservar a estabilidade e evitar uma queda (Melzer e Oddsson, 2004).

A análise da estabilidade corporal durante a marcha tem como propósito avaliar a possibilidade de determinado padrão apresentar maior ou menor risco de resultar em uma queda (Bruijn *et al.*, 2013). Com base em equações do movimento e do pêndulo invertido, parâmetros relativos à posição e à velocidade do centro de massa tem sido aplicados para avaliar estabilidade dinâmica (Hof *et al.*, 2005; Lugade *et al.*, 2011). O adequado posicionamento dos pés e as alterações na base de suporte durante o caminhar podem identificar um padrão mais seguro e eficiente para idosos com maior propensão a quedas (Lugade *et al.*, 2011). Em adição, os parâmetros temporais são de grande relevância em condições posturais dinâmicas, uma vez que servem para guiar o sistema de controle postural quanto à severidade de uma perturbação e a necessidade de executar um passo ou não para restabelecer o equilíbrio (Hasson *et al.*, 2008).

Nesse sentido, além da importância da potência muscular para a execução rápida e efetiva de um passo (Madigan e Lloyd, 2005), estudos transversais têm demonstrado associação significativa entre força e potência muscular de flexores de tornozelo e o tempo de execução de tarefas como levantar e sentar em uma cadeira, subir escadas, velocidade da marcha e equilíbrio, e consequentemente à ocorrência de quedas entre idosos (Suzuki *et al.*, 2001; Skelton *et al.*, 2002; Laroche *et al.*, 2010). A marcha tem sido utilizada como foco de análise por constituir a principal atividade relativa à mobilidade (Lowry *et al.*, 2012), durante a qual uma significativa proporção de quedas ocorrem (Robinovitch *et al.*, 2013). Evidências apontam que as alterações da marcha observadas em idosos saudáveis são primariamente devidas à significativa redução da capacidade de gerar potência ao redor do tornozelo (Devita e Hortobagyi, 2000; McGibbon, 2003; Monaco *et al.*, 2009). Por consequência, além das mudanças cinemáticas como redução da velocidade da marcha (Kerrigan *et al.*, 1998) observam-se alterações da interação entre o apoio e o solo, com redução das forças de suporte e das taxas propulsivas (Laroche *et al.*, 2011). Parece portanto, consenso na literatura que o déficit da função dos plantiflexores constitui potencial fator limitante da marcha de idosos (Judge *et al.*, 1996; Beijersbergen *et al.*, 2013).

Os achados de diversos estudos mostram a importância dos programas de intervenção promover a melhoria da capacidade da musculatura plantiflexora gerar potência, o que pode retardar ou prevenir as alterações da marcha decorrentes da idade (Cofré *et al.*, 2011). Contudo, os estudos que buscaram analisar os efeitos do treinamento da musculatura de tornozelo são escassos. Apesar dos resultados positivos acerca dos ganhos na redução do tempo de movimento, aumento da força muscular e da capacidade funcional (Webber e Porter, 2010b; Fujiwara *et al.*, 2011; Nagai *et al.*, 2011), tais estudos incluíram ou idosos que vivem em asilos ou com mobilidade reduzida. Alguns empregaram um único tipo de exercício em posição quase-estática ou ainda em posição sentada (Fujiwara *et al.*, 2011; Nagai *et al.*, 2011), o que pode ter influenciado a capacidade de recuperar o equilíbrio, visto que envolveram exclusivamente condições estáticas que não refletem as demandas dinâmicas requeridas para evitar uma queda. Por outro lado, exercícios com componentes dinâmicos têm sido apontados como mais efetivos na melhoria



(~30%) da estabilidade dinâmica de idosos em simulações de quedas (Arampatzis *et al.*, 2011). Outras intervenções que incluem elementos dinâmicos, agilidade e coordenação também têm apresentado importantes ganhos sobre a capacidade de gerar elevados momentos articulares e, conseqüentemente, maior habilidade de recuperar o equilíbrio (Aragao *et al.*, 2011).

Embora uma grande variedade de exercícios venha sendo proposta, existe um conjunto de evidências que apontam que os benefícios decorrentes do treinamento podem ser ainda mais expressivos em atividades que desenvolvam a potência muscular ou exercícios que sejam executados em alta velocidade a fim de reduzir os tempos de resposta exigidos na recuperação do equilíbrio (Earles *et al.*, 2001; Miszko *et al.*, 2003; Orr *et al.*, 2006; Marsh *et al.*, 2009; Pereira *et al.*, 2012; Reid e Fielding, 2012; Wallerstein *et al.*, 2012). Aumentos da taxa de desenvolvimento de torque, ganhos na propriocepção (agilidade, equilíbrio e coordenação) e aumentos da estabilidade (Cayley, 2008) têm sido apontados como os principais componentes influenciados pelo treinamento de potência muscular. Tais ganhos são associados à manutenção da mobilidade e independência entre idosos (Foldvari *et al.*, 2000).

Exercícios multicomponentes e funcionais, realizados em grupos constituem uma das formas de intervenção tipicamente oferecidas a idosos (Grabiner *et al.*, 2014), pelo efeito motivacional e social e também pela possibilidade de realizar exercícios com baixo custo. Além disso, esses exercícios mimetizam movimentos ou tarefas da vida diária e demonstram maior complexidade em sua execução (De Vreede *et al.*, 2004; Littbrand *et al.*, 2009) e podem incluir mecanismos responsáveis pelo controle da estabilidade dinâmica (Arampatzis *et al.*, 2011). Ademais, tais programas possuem alta aderência (de 70 a 91%) (De Vreede *et al.*, 2004; Paw *et al.*, 2004; Littbrand *et al.*, 2009; Reed-Jones *et al.*, 2012). Dessa forma, o presente estudo visou determinar os efeitos de 12 semanas de treinamento multicomponente sobre a função muscular de plantiflexores a fim de reduzir o risco de quedas em idosos.

## **6.2 Objetivos e hipóteses**

O terceiro objetivo dessa tese foi avaliar o efeito de um treinamento multicomponente sobre a função muscular de plantiflexores de idosos.

Para atingir o objetivo deste estudo os seguintes objetivos específicos foram determinados e as seguintes hipóteses testadas:

- Analisar o efeito do treinamento multicomponente sobre a função muscular de membros inferiores.

H<sub>1</sub> - Haverá aumento do torque e potência muscular para todas as articulações avaliadas como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do treinamento multicomponente sobre a capacidade reativa.

H<sub>2</sub> - Haverá redução do tempo de execução em todas as fases do teste do passo como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do programa de treinamento multicomponente sobre a estabilidade corporal durante a marcha.

H<sub>3</sub> - Haverá redução da margem de estabilidade, do tempo para o contato da velocidade do CM e aumento do ângulo do CM como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do programa de treinamento multicomponente sobre os parâmetros cinemáticos da marcha.

H<sub>4</sub> - Haverá aumento da velocidade de marcha e comprimento da passada e redução da cadência, tempo da passada e duração da fase de apoio.

H<sub>5</sub> - Haverá também aumento da amplitude articular de joelho e quadril e redução da plantiflexão, como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do programa de treinamento multicomponente sobre os parâmetros de dinâmica inversa da marcha.

H<sub>6</sub> - Haverá aumento do momento e potência articular para todas as articulações analisadas como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do programa de treinamento multicomponente sobre os parâmetros cinéticos da marcha.

H<sub>7</sub> - Haverá aumento dos picos de FRS, impulsos e taxas para componente vertical e ântero-posterior como resultado do programa de treinamento multicomponente.

- Analisar o efeito do treinamento multicomponente sobre a performance funcional.

H<sub>8</sub> - Haverá redução do tempo de execução do TUG e aumento do score do SPPB como resultado do programa de treinamento multicomponente.

## **6.3 Métodos**

### **6.3.1. Critérios de inclusão**

Participaram do estudo os indivíduos recrutados no estudo anterior, conforme reportado no Capítulo V, que completaram todas as avaliações propostas.

### 6.3.2 Participantes do estudo

Os participantes foram informados sobre os procedimentos legais do estudo, conforme descrito no Capítulo V, item 5.3.2. Participaram deste estudo 34 idosos elegíveis, conforme critérios de inclusão (Figura 6.1). Os participantes foram alocados de forma aleatória e balanceada ou no grupo exercício ou no grupo controle, de acordo com os resultados da avaliação da função muscular, descrito no Capítulo V, item 5.3.4.1). Para a formação dos grupos foi calculado um torque médio normalizado para cada indivíduo, a partir do somatório dos picos de torque de extensores e flexores de quadril, joelho e tornozelo. Inicialmente foram alocados 16 indivíduos no grupo exercício e 18 no grupo controle. Destes, 4 participantes do grupo exercício desistiram de participar do treinamento por problemas pessoais. No grupo controle houve 2 desistências por problemas pessoais e de saúde e 2 falecimentos. Ao final, participaram deste estudo 26 idosos, dos quais 12 do grupo exercício e 14 do grupo controle (Figura 6.1).

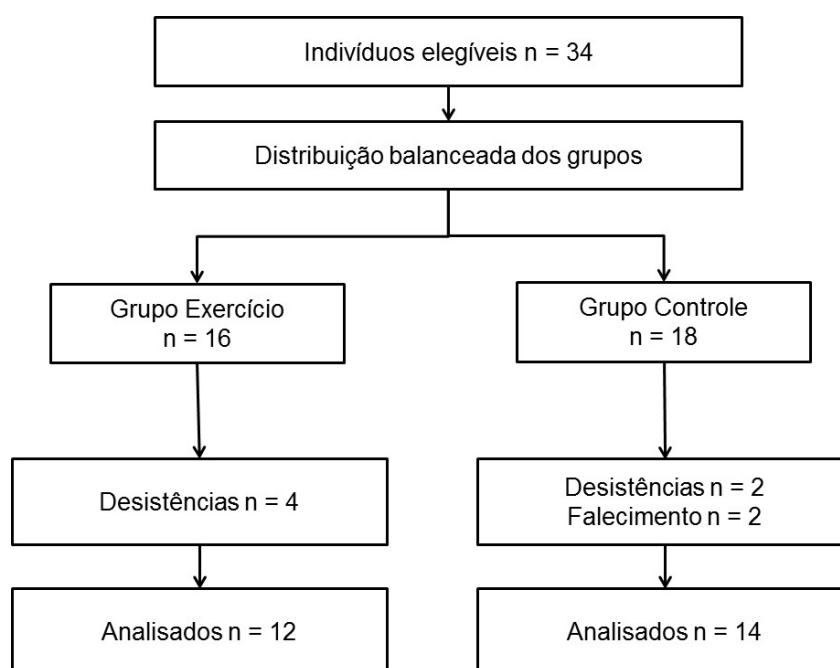


FIGURA 6.1 - Alocação dos grupos.

### 6.3.3 Procedimentos experimentais

Os participantes realizaram as avaliações iniciais conforme descrito nos Capítulos IV, item 4.3.5 e Capítulo V, item 5.3.4. Os participantes alocados no grupo exercício iniciaram o programa de treinamento em até quinze dias após a data da última avaliação. Após 12 semanas do início do período de treinamento, os participantes de ambos os grupos foram reavaliados, seguindo os mesmos procedimentos experimentais. Os participantes do grupo controle foram instruídos a manter suas atividades diárias normais. Ao final do período de intervenção e reavaliações, ao grupo controle foi ofertada a possibilidade de receber a mesma intervenção aplicada ao grupo exercício, seguindo o mesmo protocolo de exercícios, porém sem que os procedimentos de avaliação fossem aplicados.

### 6.3.4 Processamento, análise dos dados e variáveis analisadas

O processamento e a análise dos dados foram realizados conforme descrito nos Capítulos IV, itens 4.3.5.2 ao 4.3.5.6 e Capítulo V, itens 5.3.4.1 ao 5.3.4.4.

As variáveis analisadas neste estudo foram as mesmas descritas nos Capítulos IV e V, nos mesmos itens acima citados:

- Características físicas: massa, estatura, IMC, circunferência torácica e abdominal;
- Função muscular: pico de torque e potência média de flexores e extensores de quadril, joelho e tornozelo.
- Capacidade reativa: fase de início, fase de preparação, fase de balanço, tempo total do passo.
- Biomecânica da marcha: parâmetros espaço-temporais (velocidade, cadência, comprimento do passo, tempo do passo, tempo do apoio), angulares (picos de ângulo de flexão de quadril, joelho e dorsiflexão e de extensão de quadril e plantiflexores), cinéticos (picos de força de reação do solo, taxas e impulsos da

componente vertical e antero-posterior) e dinâmica inversa (picos de momentos e potências articulares de quadril, joelho e tornozelo);

- Estabilidade corporal: velocidade do centro de massa (CM), ângulo do CM, margem de estabilidade e tempo para o contato nos instantes de contato do calcanhar e retirada do pé do solo;

- Funcionalidade: TUG e SPPB.

#### 6.3.5 Protocolo de treinamento

O treinamento foi realizado no Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná (DEF/UFPR), em uma sala de aproximadamente 20 x 6m. O programa teve duração de 12 semanas, com três sessões semanais com duração de 60 minutos, totalizando 36 sessões. As sessões foram acompanhadas por músicas diversas utilizadas como forma de tornar as práticas mais agradáveis.

O programa de treinamento foi planejado conforme Quadro 6.1. A progressão da sobrecarga dos exercícios resistidos foi realizada de forma individual, considerando a execução correta do exercício com a máxima amplitude do movimento, do início ao fim da série. A progressão dos exercícios de agilidade e coordenação ocorreu de acordo com a maior dificuldade de execução.

A intensidade das sessões foi mensurada pela taxa de esforço percebido a partir da escala de Borg (6-20), em diferentes momentos da sessão e em diferentes sessões, a fim de caracterizar a intensidade e não como monitoramento. A intensidade relatada pelos participantes variou entre 12 e 13 u.a. durante os exercícios resistidos e entre 13 e 16 u.a. nos exercícios de agilidade e coordenação. Escores entre 12 a 17 na Escala de Borg, correspondem à atividades classificadas entre moderada e intensa (Garber *et al.*, 2011).

QUADRO 6.1 - Programa de treinamento multicomponente.

Semanas	Exercícios resistidos	Exercícios de agilidade e coordenação
1	Familiarização com os exercícios de flexão e extensão de quadril, joelhos e tornozelo; agachamento sem sobrecarga e abdominais 1 série de 45s	Estafetas; Deslocamentos frontais e laterais; Exercícios de coordenação com cordas
2 – 3	Início da progressão de carga: utilização de caneleiras. Na segunda semana foram executadas 2 séries de 45s e na terceira semana, 3 séries de 45s.	Estafetas com <i>medicine-ball</i> ; Deslocamentos frontais e laterais; Corrida estacionária em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com bolas, arcos e mini cones;
4 – 5	Progressão da sobrecarga (caneleiras) Na quarta semana foram executadas 2 séries de 45s e na quinta semana, 3 séries de 45s.	Deslocamentos frontais e laterais em plantiflexão; Corrida estacionária em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com obstáculos mais altos e exercícios de média complexidade (bolas, cordas, arcos, mini cones e cones) *1 min. na mesma estação – 2 séries ou 3 séries no circuito inteiro
6 – 7	Progressão da sobrecarga (caneleiras) Na sexta semana foram executadas 2 séries de 45s e na sétima semana, 3 séries de 45s.	Deslocamentos frontais e laterais em plantiflexão; Corrida estacionária em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com obstáculos mais altos e exercícios de alta complexidade (bolas, cordas, arcos, mini cones e cones) *1 min. na mesma estação – 2 séries ou 3 séries no circuito inteiro
8 – 9	Manutenção ou redução da sobrecarga, à medida que a execução correta do exercício não fosse prejudicada para a execução da fase concêntrica em alta velocidade (1:2 s). Na oitava semana foram executadas 2 séries de 45s e na nona semana, 3 séries de 45s.	Deslocamentos frontais e laterais em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com obstáculos mais altos e exercícios de alta complexidade (bolas, cordas, arcos, mini cones e cones) Exercícios de saltos e saltitos de média para alta complexidade *1 min. na mesma estação – 2 séries ou 3 séries no circuito inteiro
10 – 11	Manutenção ou aumento da sobrecarga, à medida que a execução correta do exercício não fosse prejudicada para a execução da fase concêntrica em alta velocidade (1:2 s). Na décima semana foram executadas 2 séries de 45s e na décima primeira semana, 3 séries de 45s.	Deslocamentos frontais e laterais em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com obstáculos mais altos e exercícios de alta complexidade (bolas, cordas, arcos, mini cones e cones) Exercícios de saltos e saltitos com steps de média para alta complexidade *1 min. na mesma estação – 2 séries ou 3 séries no circuito inteiro
12	Manutenção da sobrecarga. Execução da fase concêntrica em alta velocidade (1:2 s) Foram executadas 2 séries de 45s.	Deslocamentos frontais e laterais em plantiflexão; Circuitos de agilidade e coordenação com obstáculos mais altos e exercícios de alta complexidade (bolas, cordas, arcos, mini cones e cones) Exercícios de saltos e saltitos com steps de alta complexidade

		*1 min. na mesma estação – 2 séries ou 3 séries no circuito inteiro
--	--	---

### 6.3.6 Análise estatística

Inicialmente foi aplicada a estatística descritiva (média, desvio padrão, CV%) para descrição da amostra e dos resultados. Todas as variáveis foram submetidas ao teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados e teste de Levene para verificar a homogeneidade das variâncias.

Para comparar o efeito do treinamento foi aplicada ANOVA Modelos Mistos, dois fatores sendo o tempo o fator repetido (pré e pós) para comparar os grupos. Foram verificados os efeitos de interação e efeito principal do tempo. Foi calculado o efeito do tamanho para a interação (Partial eta squared –  $\eta^2$ ) e o efeito do tamanho ( $d$  de Cohen). O tamanho do efeito foi calculado utilizando o valor de  $t$  e a correlação entre as medidas pré e pós-treino. Além disso, os intervalos de confiança de 95% do pré- para o pós para cada grupo foram determinados (Nakagawa e Cuthill, 2007). De acordo com Cohen, tamanhos de efeito maiores ou iguais a 0.80 representam grandes mudanças, tamanhos de efeito entre 0.5 e 0.8 representam mudanças moderadas e tamanhos de efeito menores ou iguais a 0.20, pequenas mudanças. A análise estatística foi realizada através do software SPSS, com nível de significância  $p < 0.05$ .

## 6.4 Resultados

Vinte e seis indivíduos (14 no grupo controle e 12 no grupo exercício) finalizaram o estudo. As perdas amostrais não foram relacionadas ao programa de treinamento aplicado. Ao final das 36 sessões de treinamento a taxa média de adesão dos indivíduos do grupo exercício foi de 80%. O treinamento foi aplicável e bem aceito pelos idosos. A aderência do grupo exercício ao programa foi comparável à de outros estudos de mesma natureza com idosos da comunidade (De Vreede *et al.*, 2004; Paw *et al.*, 2004; Patil *et al.*, 2015).



As características físicas dos grupos antes e após o treinamento são reportadas na Tabela 6.1. As características físicas iniciais foram similares entre os grupos ( $p>0.05$ ) e o treinamento não promoveu efeitos sobre tais variáveis.

A função muscular refere-se à força e potência muscular, avaliadas a partir dos picos de torque e potência média, respectivamente. Os resultados estão apresentados na Tabela 6.2. Foi identificado efeito de interação para pico de torque dos flexores de quadril ( $F(1,24)=8.833$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.269$ ) e dos plantiflexores ( $F(1,24)=8.167$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.254$ ), com ganhos representativos do GE após o período de treinamento ( $d=0.91$  e  $d=-1.16$ , respectivamente). Foi identificado ainda efeito do tempo para o pico de torque de extensores de joelho ( $F(1,24)=16.646$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.410$ ) com aumento representativo após o período de treinamento ( $d=0.90$ ) para o GE.

A potência média apresentou efeito de interação para os extensores ( $F(1,24)=5.600$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.1890$ ) e flexores de quadril ( $F(1,24)=7.563$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.240$ ), com moderado tamanho de efeito ( $d=0.60$  e  $d=0.49$ , respectivamente) para o GE. A potência dos extensores e flexores de joelho demonstrou efeito do tempo ( $F(1,24)=28.587$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.544$ ,  $F(1,24)=13.358$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.358$ , respectivamente), em que o GE apresentou incrementos representativos com tamanho de efeito alto e moderado ( $d=-0.91$  e  $d=-0.70$ , respectivamente).

A capacidade reativa foi avaliada a partir dos parâmetros temporais do Teste do Passo, conforme Tabela 6.3. Houve efeito de interação para a Fase de Balanço ( $F(1,24)=8.221$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.255$ ) e para o Tempo Total ( $F(1,24)=6.370$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.210$ ), em que o GE apresentou redução representativa do tempo de execução destas fases com tamanho do efeito moderado (fase de balanço;  $d=0.72$ ) e alto (tempo total;  $d=0.97$ ) após o treinamento. Em adição, foi identificado efeito principal do tempo para a Fase de Preparação ( $F(1,24)=7.876$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.247$ ) também com redução representativa do tempo de execução para o GE ( $d=0.74$ ).

Os parâmetros de estabilidade corporal durante a marcha diferiram no instante do contato do calcanhar com o solo, com efeito de interação na margem de estabilidade ( $F(1,23)=4.389$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.160$ ) e no tempo para o contato

( $F(1,23)=4.486$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.163$ ), que reduziram no GE com tamanho de efeito moderado ( $d=0.51$  e  $0.47$ , respectivamente).

No instante da retirada do pé do solo, foi identificado efeito de interação para o ângulo do CM ( $F(1,23)=9.996$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.303$ ;  $d=0.44$ ). Ao logo do ciclo da marcha foi identificado efeito de interação para o ângulo mínimo do CM ( $F(1,23)=9.965$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.302$ ;  $d=0.45$ ). Os resultados estão apresentados na Tabela 6.4.

TABELA 6.1 – Características físicas (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

	GC(n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
Idade (anos)	70.86 $\pm$ 6.48	-	-	69.75 $\pm$ 4.84	-	-	-	-
Massa corporal (kg)*	73.47 $\pm$ 13.40	72.41 $\pm$ 13.84	0.07 [0.02-0.12]	74.64 $\pm$ 16.79	73.11 $\pm$ 16.75	0.09 [0.02-0.16]	0.418	0.028
Estatura (m)	1.56 $\pm$ 0.05	-	-	1.63 $\pm$ 0.10	-	-	-	-
IMC (kg.m <sup>-2</sup> )*	30.04 $\pm$ 4.80	29.60 $\pm$ 5.00	0.09 [0.03-0.15]	27.78 $\pm$ 3.46	27.15 $\pm$ 3.47	0.18 [0.04-0.32]	0.461	0.023
Circunferência abdominal (cm)	100.66 $\pm$ 11.21	100.54 $\pm$ 15.00	0.01 [-0.28-0.30]	98.28 $\pm$ 14.24	95.25 $\pm$ 13.25	0.21 [0.03-0.39]	0.272	0.050
Circunferência torácica (cm)*	100.81 $\pm$ 11.27	98.43 $\pm$ 8.36	0.20 [-0.03-0.43]	100.00 $\pm$ 10.77	97.92 $\pm$ 9.71	0.19 [-0.02-0.40]	0.869	0.001

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

TABELA 6.2 – Pico de torque e potência média de extensores e flexores do tornozelo, joelho e quadril, normalizados pela massa corporal (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
PT de extensores de quadril (N.m.kg <sup>-1</sup> )*	1.22 $\pm$ 0.27	1.40 $\pm$ 0.34	-0.57 [-0.97- -0.17]	1.26 $\pm$ 0.36	1.44 $\pm$ 0.48	-0.38 [-0.74- -0.02]	0.939	0.000
PT de flexores de quadril (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.97 $\pm$ 0.31	1.00 $\pm$ 0.35	-0.10 [-0.43-0.23]	0.87 $\pm$ 0.28	1.17 $\pm$ 0.34	-0.91 [-1.46- -0.36]	<b>0.007</b>	0.269
PT de extensores de joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )*	1.12 $\pm$ 0.33	1.26 $\pm$ 0.47	-0.24 [-0.45- -0.03]	1.35 $\pm$ 0.11	1.50 $\pm$ 0.17	-0.90 [-1.56- -0.24]	0.811	0.002
PT de flexores de joelho (N.m.kg <sup>-1</sup> )*	0.55 $\pm$ 0.17	0.60 $\pm$ 0.22	-0.24 [-0.61-0.13]	0.67 $\pm$ 0.11	0.86 $\pm$ 0.40	-0.42 [-0.84-0.00]	0.124	0.096
PT de planti flexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.48 $\pm$ 0.16	0.57 $\pm$ 0.20	-0.46 [-0.95-0.03]	0.62 $\pm$ 0.20	0.86 $\pm$ 0.15	-1.16 [-1.71- -0.61]	<b>0.009</b>	0.254
PT de dorsiflexores (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.19 $\pm$ 0.04	0.23 $\pm$ 0.08	-0.44 [-0.86- -0.02]	0.25 $\pm$ 0.07	0.25 $\pm$ 0.06	-0.07 [-0.56-0.42]	0.196	0.069
PM de extensores de quadril (W.kg <sup>-1</sup> )	1.13 $\pm$ 0.68	1.08 $\pm$ 0.66	0.08 [-0.26-0.42]	1.32 $\pm$ 0.39	1.66 $\pm$ 0.60	-0.60 [-1.08- -0.12]	<b>0.026</b>	0.189
PM de flexores de quadril (W.kg <sup>-1</sup> )	0.74 $\pm$ 0.51	0.61 $\pm$ 0.33	0.25 [-0.07-0.57]	0.83 $\pm$ 0.39	1.01 $\pm$ 0.29	-0.49 [-0.96- -0.02]	<b>0.011</b>	0.240
PM de extensores de joelho (W.kg <sup>-1</sup> )*	1.26 $\pm$ 0.45	1.47 $\pm$ 0.60	-0.33 [-0.5- -0.07]	1.55 $\pm$ 0.25	1.84 $\pm$ 0.33	-0.91 [-1.42- -0.40]	0.395	0.030
PM de flexores de joelho (W.kg <sup>-1</sup> )*	0.55 $\pm$ 0.25	0.68 $\pm$ 0.35	-0.43 [-0.91- 0.05]	0.78 $\pm$ 0.26	0.96 $\pm$ 0.26	-0.70 [-1.13- -0.27]	0.602	0.011
PM de planti flexores (W.kg <sup>-1</sup> )	0.29 $\pm$ 0.10	0.32 $\pm$ 0.17	-0.18 [-0.65-0.29]	0.50 $\pm$ 0.20	0.56 $\pm$ 0.19	-0.29 [-0.70-0.12]	0.580	0.013
PM de dorsiflexores (W.kg <sup>-1</sup> )	0.20 $\pm$ 0.07	0.20 $\pm$ 0.10	-0.01 [-0.50-0.48]	0.23 $\pm$ 0.07	0.25 $\pm$ 0.07	-0.19 [-0.74-0.36]	0.682	0.007

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05; PT – Pico de torque; PM – Potência média.

TABELA 6.3 – Parâmetros temporais durante a execução do Teste do passo (média ± desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
FI (ms)	196.43±57.01	181.67±31.70	0.30 [-0.29-0.89]	178.61±35.74	172.78±30.28	0.17 [-0.37-0.71]	0.617	0.011
FP (ms)*	341.19±75.69	326.90±68.89	0.20 [-0.26-0.66]	333.89±80.25	279.44±57.20	0.74 [0.18-1.30]	0.114	0.101
FB (ms)	268.33±76.62	293.57±65.42	-0.35 [-0.83-0.13]	284.72±71.07	238.89±50.40	0.72 [0.09-1.35]	<b>0.008</b>	0.255
TT (ms)	805.95±119.91	802.14±120.07	0.03 [-0.46-0.52]	797.22±118.66	691.11±93.39	0.97 [0.34-1.60]	<b>0.019</b>	0.210

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

FI - Fase de início do passo; FP - fase de preparação; FB - fase de balanço; TT - tempo total.

TABELA 6.4 – Parâmetros de estabilidade corporal (média ± desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
Velocidade máx. CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.36±0.16	1.35±0.19	0.07 [-0.31-0.45]	1.52±0.14	1.57±0.12	-0.44 [-1.15-0.27]	0.232	0.061
Ângulo mínimo do CM (°)	59.99±1.45	60.16±1.17	-0.12 [-0.57-0.33]	59.75±2.54	58.46±2.91	0.45 [0.15-0.75]	<b>0.004</b>	0.302
<b>No contato do calcanhar</b>								
Margem de estabilidade (cm)	6.43±2.96	7.12±4.33	-0.17 [-0.62-0.28]	5.14±3.81	3.19±3.90	0.51 [0.01-1.01]	<b>0.047</b>	0.160
Tempo para o contato (s)	0.06±0.03	0.07±0.05	-0.24 [-0.69-0.21]	0.04±0.03	0.03±0.03	0.47 [-0.03-0.97]	<b>0.045</b>	0.163
Velocidade do CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.16±0.13	1.14±0.18	0.15 [-0.22-0.52]	1.28±0.11	1.30±0.09	-0.13 [-0.73-0.47]	0.374	0.035
Ângulo do CM (°)	107.58±1.70	107.66±2.70	-0.14 [-0.39-0.11]	108.47±1.90	107.66±2.70	0.34 [-0.31-0.99]	0.177	0.078
<b>Na retirada do pé</b>								
Margem de estabilidade (cm)	-14.67±3.39	-14.53±3.87	-0.04 [-0.53-0.45]	-15.74 ± 4.13	-17.88±2.29	0.49 [0.10-0.88]	0.066	0.139
Tempo para o contato (s)	0.12±0.02	0.12±0.02	-0.02 [-0.55-0.51]	0.11±0.03	0.12±0.02	0.36 [-0.05-0.77]	0.146	0.090
Velocidade do CM (m.s <sup>-1</sup> )	1.24±0.15	1.22±0.17	0.08 [-0.30-0.46]	1.37±0.10	1.42±0.11	-0.13 [-0.76-0.50]	0.188	0.074
Ângulo do CM (°)	60.05±1.46	60.22±1.17	-0.13 [-0.58-0.32]	59.81±2.58	58.51±2.96	0.44 [0.14-0.74]	<b>0.004</b>	0.303

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

Os resultados dos parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha estão apresentados na Tabela 6.5. Dentre os parâmetros espaço-temporais identificou-se efeito de interação para a velocidade da marcha ( $F(1,24)=7.460$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.245$ ), com aumento importante para o GE ( $d=-0.76$ ). Para os parâmetros angulares houve efeito principal do tempo com aumento do JA2 ( $F(1,24)=5.334$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.195$ ) e redução do TA2 ( $F(1,24)=4.379$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.166$ ) e tamanho de efeito moderado ( $d=-0.62$  e  $d=-0.58$ , respectivamente) após o treinamento.

A partir das análises de dinâmica inversa foram calculados os momentos e potências articulares durante a marcha (Tabela 6.6). Os resultados apontam efeito principal do tempo para JM1 ( $F(1,20)=5.126$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.204$ ), com redução representativa da magnitude do momento articular para o GC ( $d=0.77$ ). Para TM1 ( $F(1,20)=8.567$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.300$ ) também identificou-se efeito do tempo, com aumento representativo para o GE ( $d=-0.68$ ). A potência articular apresentou efeito de interação para TP1 ( $F(1,20)=8.657$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.302$ ), em que o GC apresentou redução representativa da potência após 12 semanas ( $d=-0.49$ ).

Os parâmetros calculados a partir da componente vertical da FRS estão apresentados na Tabela 6.7. Houve efeito do tempo para quatro variáveis: Fz1 ( $F(1,21)=13.838$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.397$ ), Fz3 ( $F(1,21)=6.899$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.247$ ), TxFz3 ( $F(1,21)=14.313$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.405$ ) e ImpFrena ( $F(1,21)=5.963$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.221$ ). Para Fz1, Fz3 e TxFz3 houve aumento representativo para o GE, com tamanhos de efeito alto e moderado ( $d=-1.39$ ,  $d=-0.94$  e  $d=-0.76$ , respectivamente). Para ImpFrena o GC apresentou aumento representativo ao longo do tempo ( $d=-0.79$ ).

Os parâmetros da FRS na direção antero-posterior apresentaram efeito de interação para o ImpFrena ( $F(1,17)=4.503$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.209$ ), com aumento representativo do impulso do GC ( $d=0.66$ ). Foi identificado efeito principal do tempo para Fy1 ( $F(1,17)=17.415$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.506$ ), Fy2 ( $F(1,17)=11.876$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.411$ ) e ImpProp ( $F(1,17)=8.522$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.334$ ), com aumentos representativos para o GE ( $d=-0.75$ ;  $d=-1.43$ ;  $d=-1.21$ , respectivamente). Tais resultados encontram-se na Tabela 6.8.

A performance funcional apresentou efeito de interação para o TUG ( $F(1,24)=19.004$ ;  $p<0.001$ ;  $\eta^2=0.442$ ), com uma redução representativa do tempo de execução do teste para o grupo exercício após o treinamento ( $d=1.60$ ). Houve ainda efeito do tempo para o SPPB sentar/levantar ( $F(1,24)=5.361$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.183$ ) e o SPPB total ( $F(1,24)=7.425$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2=0.236$ ), com aumento representativo dos escores para o GE ( $d=-0.88$  e  $d=-1.04$ ), conforme Tabela 6.9.

TABELA 6.5 – Parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
Cadência (passos.min <sup>-1</sup> )	113.42 $\pm$ 9.30	110.32 $\pm$ 11.76	0.28 [-0.13-0.69]	113.54 $\pm$ 8.37	113.84 $\pm$ 9.10	-0.03 [-0.51-0.45]	0.287	0.049
Velocidade da marcha (m.s <sup>-1</sup> )	1.14 $\pm$ 0.12	1.11 $\pm$ 0.16	0.20 [-0.17-0.57]	1.22 $\pm$ 0.09	1.28 $\pm$ 0.07	-0.76 [-1.30- -0.22]	<b>0.012</b>	0.245
Tempo do passo (s)	1.06 $\pm$ 0.09	1.10 $\pm$ 0.11	-0.33 [-0.80-0.14]	1.06 $\pm$ 0.08	1.06 $\pm$ 0.09	0.04 [-0.48-0.56]	0.265	0.054
Comprimento do passo (m)	1.20 $\pm$ 0.10	1.21 $\pm$ 0.10	-0.00 [-0.21-0.21]	1.29 $\pm$ 0.08	1.36 $\pm$ 0.13	-0.59 [-1.25-0.07]	0.077	0.130
Fase de apoio (% ciclo)	64.32 $\pm$ 1.70	64.49 $\pm$ 1.29	-0.10 [-0.48-0.28]	63.60 $\pm$ 1.73	63.18 $\pm$ 3.29	0.14 [-0.43-0.71]	0.501	0.020
QA1 (°)	-18.18 $\pm$ 7.87	-21.06 $\pm$ 5.04	0.43 [-0.32-1.18]	-17.50 $\pm$ 7.00	-21.41 $\pm$ 7.79	0.53 [-0.08-1.14]	0.756	0.004
QA2 (°)	26.32 $\pm$ 8.76	23.50 $\pm$ 6.50	0.36 [-0.34-1.06]	31.45 $\pm$ 7.60	28.12 $\pm$ 7.39	0.44 [-0.22-1.10]	0.891	0.001
JA1 (°)	12.69 $\pm$ 5.53	12.49 $\pm$ 3.46	0.04 [-0.33-0.41]	17.23 $\pm$ 6.28	18.38 $\pm$ 5.88	-0.19 [-0.40-0.02]	0.265	0.056
JA2 (°)*	56.69 $\pm$ 3.93	58.44 $\pm$ 3.50	-0.47 [-1.17-0.23]	61.58 $\pm$ 3.75	63.83 $\pm$ 3.43	-0.62 [-1.31-0.07]	0.773	0.004
TA1 (°)	18.19 $\pm$ 3.52	18.11 $\pm$ 3.74	0.02 [-0.55-0.59]	16.49 $\pm$ 3.47	18.49 $\pm$ 3.36	-0.06 [-0.67-0.55]	0.180	0.080
TA2 (°)*	-6.92 $\pm$ 5.69	-5.60 $\pm$ 4.62	-0.25 [-0.68-0.18]	-9.35 $\pm$ 3.32	-6.59 $\pm$ 5.56	-0.58 [-1.28-0.12]	0.467	0.024

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

QA1 - Pico de flexão do quadril; QA2 - Pico de extensão do quadril; JA1 - Pico de flexão do joelho na fase de apoio; JA2 - Pico de flexão do joelho na fase de balanço; TA1 - Pico de dorsiflexão; TA2 - Pico de plantiflexão.

TABELA 6.6 – Momentos e potências articulares (média  $\pm$  desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
QM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.52 $\pm$ 0.16	0.44 $\pm$ 0.17	0.45 [-0.05-0.95]	0.95 $\pm$ 0.54	0.73 $\pm$ 0.16	0.53 [-0.34-1.40]	0.384	0.038
QM2 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	-0.72 $\pm$ 0.15	-0.67 $\pm$ 0.11	-0.31 [-1.00-0.38]	-0.72 $\pm$ 0.10	-0.72 $\pm$ 0.13	0.03 [-0.62-0.58]	0.465	0.027
JM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )*	0.40 $\pm$ 0.07	0.34 $\pm$ 0.09	0.77 [0.17-1.37]	0.48 $\pm$ 0.15	0.43 $\pm$ 0.11	0.36 [-0.35-1.07]	0.776	0.004
JM2 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	-0.32 $\pm$ 0.15	-0.32 $\pm$ 0.15	0.04 [-0.42-0.50]	-0.31 $\pm$ 0.30	-0.43 $\pm$ 0.19	0.41 [-0.11-0.93]	0.157	0.098
JM3 (N.m.kg <sup>-1</sup> )	0.30 $\pm$ 0.16	0.31 $\pm$ 0.17	-0.05 [-0.55-0.45]	0.31 $\pm$ 0.21	0.39 $\pm$ 0.23	-0.38 [-0.80-0.04]	0.225	0.073
TM1 (N.m.kg <sup>-1</sup> )*	1.30 $\pm$ 0.08	1.33 $\pm$ 0.12	-0.28 [-0.91-0.35]	1.45 $\pm$ 0.14	1.56 $\pm$ 0.17	-0.68 [-1.19- -0.17]	0.103	0.127
QP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.33 $\pm$ 0.21	0.35 $\pm$ 0.16	-0.13 [-0.98-0.72]	1.14 $\pm$ 0.77	0.86 $\pm$ 0.29	0.46 [-0.37-1.29]	0.219	0.074
QP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.63 $\pm$ 0.23	-0.61 $\pm$ 0.20	-0.11 [-0.83-0.61]	-0.60 $\pm$ 0.18	-0.69 $\pm$ 0.31	0.35 [-0.38-1.08]	0.351	0.044
QP3 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.99 $\pm$ 0.30	0.97 $\pm$ 0.37	0.05 [-0.34-0.44]	1.20 $\pm$ 0.41	1.19 $\pm$ 0.33	0.03 [-0.52-0.58]	0.945	0.000
JP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.29 $\pm$ 0.11	-0.30 $\pm$ 0.23	0.07 [-0.39-0.53]	-0.66 $\pm$ 0.52	-0.42 $\pm$ 0.29	-0.57 [-1.40-0.26]	0.130	0.111
JP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	0.17 $\pm$ 0.11	0.15 $\pm$ 0.11	0.16 [-0.33-0.65]	0.16 $\pm$ 0.22	0.19 $\pm$ 0.16	-0.18 [-0.88-0.52]	0.459	0.028
TP1 (W.kg <sup>-1</sup> )	-0.88 $\pm$ 0.13	-0.81 $\pm$ 0.14	-0.49 [-0.93- -0.05]	-0.83 $\pm$ 0.23	-0.89 $\pm$ 0.28	0.20 [-0.04-0.44]	<b>0.008</b>	0.302
TP2 (W.kg <sup>-1</sup> )	1.07 $\pm$ 0.36	1.08 $\pm$ 0.36	-0.01 [-0.37-0.35]	1.19 $\pm$ 0.33	1.41 $\pm$ 0.27	-0.71 [-1.53-0.11]	0.118	0.118

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

QM1- Momento de extensão do quadril na fase de apoio; QM2 - Momento de flexão do quadril na fase de apoio; JM1 - Momento de extensão do joelho no início da fase de apoio; JM2 - Momento de flexão do joelho na fase de apoio; JM3 - Momento de extensão do joelho no final da fase de apoio; TM1 - Momento plantiflexor; QP1 - Potência concêntrica de quadril no início da fase de apoio; QP2 - Potência excêntrica de quadril na fase de apoio; QP3 - Potência concêntrica de quadril final da fase de apoio; JP1 - Potência absorvida pelo joelho; JP2 - Potência gerada pelo joelho; TP1 - Potência absorvida pelo tornozelo; TP2 - Potência gerada pelo tornozelo.



TABELA 6.7 – Parâmetros de FRS vertical (média  $\pm$  desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
Fz1 (N.kg <sup>-1</sup> )*	10.14 $\pm$ 0.79	11.07 $\pm$ 1.86	-0.48 [-0.92- -0.04]	10.77 $\pm$ 0.45	11.54 $\pm$ 0.60	-1.39 [-2.19- -0.59]	0.732	0.006
Fz2 (N.kg <sup>-1</sup> )	7.69 $\pm$ 0.57	7.92 $\pm$ 1.21	-0.23 [-0.83-0.37]	7.28 $\pm$ 0.73	7.00 $\pm$ 0.60	0.40 [-0.29-1.09]	0.224	0.070
Fz3 (N.kg <sup>-1</sup> )*	10.21 $\pm$ 0.38	10.94 $\pm$ 1.75	-0.48 [-1.09-0.13]	10.53 $\pm$ 0.44	11.18 $\pm$ 0.65	-0.94 [0.41-1.47]	0.871	0.001
TxFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	61.40 $\pm$ 15.65	68.59 $\pm$ 22.31	-0.30 [-0.58- -0.02]	81.78 $\pm$ 31.57	86.34 $\pm$ 21.32	-0.16 [-0.78-0.46]	0.756	0.005
TxMaxFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	201.36 $\pm$ 71.55	204.72 $\pm$ 74.91	-0.04 [-0.73-0.65]	203.40 $\pm$ 48.83	232.34 $\pm$ 54.34	-0.55 [-1.04- -0.06]	0.422	0.031
TxFz3 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )*	-83.03 $\pm$ 8.96	-87.92 $\pm$ 15.60	0.36 [-0.21-0.93]	-86.17 $\pm$ 15.04	-98.50 $\pm$ 16.31	0.76 [0.36-1.16]	0.117	0.113
TxMaxFz3 (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-50.80 $\pm$ 62.05	-38.61 $\pm$ 53.22	-0.21 [-0.99-0.57]	-38.61 $\pm$ 53.22	-48.72 $\pm$ 47.25	0.20 [-0.74-1.14]	0.509	0.021
ImpFz1 (N.kg <sup>-1</sup> .s)	1.15 $\pm$ 0.23	1.28 $\pm$ 0.19	-0.63 [-1.35-0.09]	1.09 $\pm$ 0.26	1.15 $\pm$ 0.17	-0.25 [-0.76-0.26]	0.454	0.027
ImpFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s)*	2.29 $\pm$ 0.43	2.65 $\pm$ 0.48	-0.79 [-1.50- -0.08]	2.52 $\pm$ 0.27	2.60 $\pm$ 0.18	-0.33 [-0.91-0.25]	0.135	0.103
ImpFz3 (N.kg <sup>-1</sup> .s)	2.84 $\pm$ 0.46	2.97 $\pm$ 0.54	-0.27 [-0.91-0.37]	2.72 $\pm$ 0.48	2.72 $\pm$ 0.42	0.01 [-0.26-0.28]	0.472	0.025
ImpT (N.kg <sup>-1</sup> .s)	5.13 $\pm$ 0.42	5.62 $\pm$ 0.87	-0.69 [-1.38-0.00]	5.24 $\pm$ 0.65	5.32 $\pm$ 0.54	-0.12 [-0.49-0.25]	0.153	0.095

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

Fz1 – Primeiro pico de força; Fz2 – Suporte médio; Fz3 – Segundo pico de força; TxFz1 – Taxa média de carregamento; TxMaxFz1 – Taxa máxima de carregamento; TxFz3 – Taxa média de descarregamento; TxMaxFz3 – Taxa máxima de descarregamento; ImpFz1 – Impulso de impacto; ImpFrena – Impulso de frenagem; ImpFz3 – Impulso de propulsão; ImpT – Impulso total.

TABELA 6.8 – Parâmetros de FRS antero-posterior (média  $\pm$  desvio padrão) durante a marcha dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
Fy1 (N.kg <sup>-1</sup> )*	0.30 $\pm$ 0.13	0.46 $\pm$ 0.20	-0.86 [-1.47- -0.25]	0.40 $\pm$ 0.20	0.56 $\pm$ 0.22	-0.75 [-1.36- -0.14]	0.956	0.000
Fy2 (N.kg <sup>-1</sup> )*	1.55 $\pm$ 0.24	1.70 $\pm$ 0.42	-0.36 [-0.78-0.06]	1.70 $\pm$ 0.13	2.04 $\pm$ 0.29	-1.43 [-2.70- -0.16]	0.166	0.110
TxFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-17.52 $\pm$ 5.73	-18.52 $\pm$ 6.27	0.17 [-0.34-0.68]	-26.83 $\pm$ 14.76	-27.88 $\pm$ 11.15	0.07 [-0.29-0.43]	0.988	0.000
TxMaxFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	-14.93 $\pm$ 9.29	-13.40 $\pm$ 7.63	-0.18 [-0.82-0.46]	-24.94 $\pm$ 19.11	-21.28 $\pm$ 13.00	-0.19 [-0.63-0.25]	0.676	0.011
TxProp (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	6.89 $\pm$ 2.06	7.09 $\pm$ 2.88	-0.07 [-0.53-0.39]	7.66 $\pm$ 0.82	8.14 $\pm$ 0.44	-0.73 [-1.83-0.37]	0.761	0.006
TxMaxProp (N.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	28.05 $\pm$ 13.28	24.71 $\pm$ 6.39	0.30 [-0.32-0.92]	30.66 $\pm$ 9.43	32.07 $\pm$ 14.08	-0.11 [-0.90-0.68]	0.447	0.034
ImpFrena (N.kg <sup>-1</sup> .s)	-0.24 $\pm$ 0.04	-0.28 $\pm$ 0.07	0.66 [0.06-1.26]	-0.27 $\pm$ 0.03	-0.26 $\pm$ 0.03	-0.21 [-0.51-0.09]	<b>0.049</b>	0.209
ImpProp (N.kg <sup>-1</sup> .s)*	0.17 $\pm$ 0.02	0.19 $\pm$ 0.05	-0.56 [-1.15-0.03]	0.17 $\pm$ 0.03	0.21 $\pm$ 0.02	-1.21 [-2.45-0.03]	0.599	0.017

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo; p<0.05.

Fy1 – Pico de frenagem; Fy2 – Pico de propulsão; TxFrena – Taxa média de frenagem; TxMaxFrena – Taxa máxima de frenagem; TxProp – Taxa média de propulsão; TxMaxProp – Taxa máxima de propulsão; ImpFrena – Impulso de frenagem; ImpProp – Impulso de propulsão.

TABELA 6.9 – Parâmetros de performance funcional (média  $\pm$  desvio padrão) dos grupos controle (GC) e exercício (GE) pré e pós-treino.

Variáveis	GC (n=14)			GE (n=12)			p	$\eta^2$
	Pre	Pos	d [95% IC]	Pre	Pos	d [95% IC]		
SPPB <sub>equilíbrio</sub> (score)	3.78 $\pm$ 0.58	3.78 $\pm$ 0.42	0	3.92 $\pm$ 0.29	4.00 $\pm$ 0.00	- 0.39	0.697	0.006
SPPB <sub>marcha</sub> (score)	3.93 $\pm$ 0.27	3.93 $\pm$ 0.27	0	4.00 $\pm$ 0.00	4.00 $\pm$ 0.00	-	1.000	0.000
SPPB <sub>sentar/levantar</sub> (score)*	3.50 $\pm$ 0.94	3.79 $\pm$ 0.43	-0.37	3.50 $\pm$ 0.80	4.00 $\pm$ 0.00	-0.88	0.534	0.016
SPPB <sub>total</sub> (score)*	11.21 $\pm$ 1.19	11.50 $\pm$ 0.76	-0.29	11.42 $\pm$ 0.79	12.00 $\pm$ 0.00	-1.04	0.360	0.035
TUG (s)	7.73 $\pm$ 0.79	7.88 $\pm$ 1.11	-0.14 [-0.51-0.23]	7.31 $\pm$ 0.56	6.47 $\pm$ 0.43	1.60 [0.84-2.36]	<b>0.000</b>	0.442

Nota: valor de p e  $\eta^2$  referentes à interação; \*efeito principal do tempo p<0.05.

## 6.5 Discussão

O presente estudo teve como principal objetivo avaliar o efeito de um treinamento multicomponente sobre a função muscular dos plantiflexores de idosos. A fim de responder aos objetivos a discussão foi subdividida em cinco tópicos. No primeiro será abordada a função muscular, apontando as alterações de força e potência muscular; no segundo, a capacidade reativa, avaliada a partir de um teste de reação a partir da execução de um passo; no terceiro, a estabilidade corporal baseada em parâmetros do centro de massa durante a marcha; no quarto, a biomecânica da marcha, com análises cinemática e cinética e por fim, no quinto, a performance funcional, avaliada a partir da bateria SPPB e do TUG.

Os principais achados deste estudo apontam efeitos positivos do treinamento sobre ganhos da função muscular através do aumento do torque e potência muscular de membros inferiores, incrementos da capacidade reativa e estabilidade corporal e como consequência, ganhos na performance funcional, identificados pela biomecânica da marcha e teste TUG.

### 6.5.1 Função muscular

Os ganhos de força muscular induzidos pelo treinamento (10-40%) foram comparáveis aos observados em estudos com treinamento resistido (11-34% para extensores de joelho e 17% para plantiflexores) que utilizaram equipamentos mais caros e sofisticados durante o mesmo intervalo de tempo (Marsh *et al.*, 2009; Persch *et al.*, 2009; Caserotti, 2010). Sob esse ponto de vista o treinamento multicomponente realizado neste estudo foi bastante eficaz.

Embora força muscular seja um preditor funcional (Lin e Woollacott, 2005), a potência muscular tem promovido ganhos mais efetivos sobre a funcionalidade (Reid e Fielding, 2012), pela maior capacidade de executar movimentos rápidos e fortes (Aagaard *et al.*, 2002). De fato, o torque e a capacidade de gerar torque rapidamente de flexores de joelho têm sido identificados como significativamente menores em idosos com histórico de quedas (Bento *et al.*, 2010). Para esse grupo

muscular os resultados do treinamento multicomponente apontam importante modificação da função muscular no que diz respeito à redução do risco de quedas.

No presente estudo, os ganhos na função muscular, embora para alguns grupos musculares tenha sido similar entre os grupos exercício e controle, observa-se que o grupo exercício apresentava médias iniciais maiores que o controle. Os ganhos obtidos em indivíduos que já apresentam maiores torques e maior capacidade de produzir torque rapidamente tornam-se portanto mais relevantes. É notório que idosos realizam atividades diárias com níveis de força mais próximos de seus máximos do que jovens saudáveis. Logo, as implicações de baixos níveis de força muscular na execução de tarefas cotidianas como a caminhada devem ser consideradas. Por exemplo, ao caminhar próximo do limite de esforço a capacidade de recuperar o equilíbrio ou mover-se rapidamente para evitar choque com objetos ou mesmo uma queda, fica altamente prejudicada, em função da reduzida capacidade de reserva (Laroche *et al.*, 2011). Indivíduos inicialmente mais frágeis e fracos tendem a apresentar maiores ganhos quando submetidos a treinamentos de força (Hruda *et al.*, 2003). Entretanto, mesmo idosos com boa aptidão física apresentam uma margem para ganhos (Macaluso e De Vito, 2004), mesmo em exercícios de baixa intensidade .

A hipótese H<sub>2</sub> de que haveria aumento do torque e potência muscular para todas as articulações avaliadas como resultado do programa de treinamento funcional foi parcialmente aceita. Foram identificados ganhos significativos para força de flexores de quadril, extensores e flexores de joelho e plantiflexores e para potência muscular de extensores e flexores de quadril e de joelho.

#### 6.5.2 Capacidade reativa

O treinamento multicomponente aplicado mostrou-se efetivo para a melhoria da capacidade reativa, pela redução do tempo de execução de um passo, em que houve redução significativa do tempo para a maioria das fases do Teste do Passo, exceto para a Fase de início. A duração da fase de início do passo é principalmente dependente de detecção sensorial periférica e tempo de condução

nervosa aferente, seguido de processamento central e tempo de condução nervosa eferente (Melzer *et al.*, 2007). Os resultados sugerem que o tempo de condução nervosa aferente, especialmente os limiares de detecção sensorial também são pouco influenciáveis pelo treinamento.

Sob o ponto de vista mecânico, um dos mecanismos responsáveis pelo restabelecimento do equilíbrio após uma perturbação é o aumento da base de suporte (Hof *et al.*, 2005). A rápida e efetiva execução de um passo à frente constitui a mais importante estratégia postural protetiva como forma de recuperação do equilíbrio nas situações mais comuns de perda da estabilidade (Maki e Mcilroy, 2006; Melzer *et al.*, 2008), como tropeços e escorregões (Melzer e Oddsson, 2004; Robinovitch *et al.*, 2013). Entretanto, idosos são significativamente mais lentos que jovens durante a execução voluntária de um passo à frente, o que pode ser considerado um marcador de maior risco de queda (Melzer e Oddsson, 2004; Maki e Mcilroy, 2006). De fato idosos incapazes de recuperar o equilíbrio foram substancialmente mais lentos ao executar um passo (Capítulo IV).

O tempo total do teste do passo reforçou os achados de outros estudos que também encontraram diminuição no tempo de execução do teste após o treinamento; 10 a 15% de redução em ambiente aquático (Elbar *et al.*, 2013) e 7% redução de após marcha com perturbação em esteira (Kurz *et al.*, 2016). Os resultados do presente estudo estão alinhados com a literatura, com redução média de aproximadamente 13%. Adicionalmente, a redução do tempo do passo reflete aspectos do treinamento enfatizados nas sessões de treinamento que envolveram rápida execução rápida dos movimentos pelas demandas de agilidade e mudança de direção.

A execução rápida de um passo requer a geração de elevada potência dos flexores de quadril e plantiflexores. A fase de balanço incorpora a execução motora efetiva da tarefa quando a perna é elevada do solo e move-se ao ponto de destino. A duração da fase de balanço é dependente dos mecanismos neuromotores relacionados com o acúmulo de força e potência muscular para executar o passo (Melzer *et al.*, 2007). De fato, estudos apontam a importância da capacidade da musculatura distal de gerar força para a manutenção do equilíbrio (Daubney e Culham, 1999; Pavol *et al.*, 2002). Os aumentos de torque e potência desses

grupos musculares parecem ter sido preponderantes para a mais efetiva execução do teste do passo. É provável que quando maiores perturbações sejam utilizadas, como é o caso de um tropeço, o papel da força e potência muscular sejam ainda mais proeminentes (Lin e Woollacott, 2005).

Dessa forma, a hipótese H<sub>3</sub> foi aceita. Houve redução do tempo de execução do teste do passo em resposta ao treinamento.

### 6.5.3 Estabilidade corporal

O protocolo de treinamento multicomponente incluiu exercícios com mudanças de direção e agilidade que exigiam o rápido aumento da base de suporte. Após as 12 semanas de treinamento multicomponente os idosos reduziram significativamente a margem de estabilidade e o tempo para o contato no instante do toque do calcanhar com o solo, indicando a capacidade de executar a marcha de uma forma mais instável comparada à condição inicial. Indivíduos idosos em condições mais instáveis podem estar sob maior risco de queda provocada por um escorregão ou tropeço, pois necessitam de uma maior ativação muscular e uma maior capacidade de reduzir a velocidade do CM no instante do contato com o solo, quando comparados a adultos (Lockhart e Kim, 2006). Estudo que realizou intervenção com idosos identificou redução da margem de estabilidade após o treinamento como indicativo de maior capacidade de recuperar o equilíbrio após uma queda induzida (Aragao *et al.*, 2011). Os idosos do presente estudo foram capazes de manter estável a velocidade do CM no início da fase de apoio, mesmo adotando estratégias de marcha de maior instabilidade, o que pode ser resultado dos ganhos na função muscular após o treinamento.

Naturalmente, devido a dois terços da massa corporal estar concentrada na porção superior do corpo, durante os instantes do contato do calcanhar com o solo e da retirada do pé do solo, é particularmente difícil manter-se em posição ereta (Winter *et al.*, 1990). À medida que há a oscilação de aceleração do quadril ao longo do ciclo de marcha, no contato do calcanhar com o solo é necessário o torque de extensores do quadril para evitar que o corpo rode para frente e no

instante de retirada do pé do solo, torque de flexores de quadril para evitar que o corpo caia para trás (Woollacott e Tang, 1997). Trata-se de uma das adaptações da marcha de idosos a maior inclinação do tronco à frente (Devita e Hortobagyi, 2000). Além disso, a posição do CM no plano sagital, por definição, é influenciada pelo comprimento do passo (Espy *et al.*, 2010). Corroborando com a literatura, após o treinamento os idosos apresentaram substancial aumento do comprimento de passo e menor ângulo do CM em relação à horizontal. A reduzida capacidade dos idosos de controlar a estabilidade dinâmica após uma perturbação inesperada (ex.: tropeço) pode ser fator de maior risco de quedas durante atividades diárias (Bierbaum *et al.*, 2010). Entretanto, a prática de tarefas que incluam os mecanismos responsáveis pelo controle da estabilidade dinâmica podem ser transferidos para situações de perturbação repentinas ou tropeços, melhorando a capacidade de recuperar o equilíbrio para evitar uma queda (Bierbaum *et al.*, 2010). Os parâmetros de estabilidade podem prover um melhor entendimento do controle do equilíbrio dinâmico dos indivíduos (Lugade *et al.*, 2011).

Os resultados obtidos no presente estudo demonstram que após o treinamento os idosos adotaram um padrão de marcha menos cauteloso, identificado pela maior capacidade de controlar o movimento e permitem uma extrapolação para situações em que seja exigida a efetiva recuperação do equilíbrio após uma perturbação para evitar uma queda. Assim, a hipótese H<sub>7</sub>, de que haveria redução da margem de estabilidade, do tempo para o contato da velocidade do CM e aumento do ângulo do CM foi parcialmente aceita. Após o treinamento multicomponente foi identificada redução significativa da margem de estabilidade e do tempo para o contato no instante de contato do calcanhar com o solo.

#### 6.5.4 Parâmetros biomecânicos da marcha

Inicialmente, ao observar os parâmetros espaço-temporais chama a atenção o aumento significativo da velocidade da marcha (~ 5%), um fator de grande relevância funcional e clínica (Beijersbergen *et al.*, 2013). Evidências apontam que Idosos com alta velocidade de marcha usual apresentam maior



longevidade (Studenski *et al.*, 2011) e menor risco de quedas (Persch *et al.*, 2009). Apesar de não significativo, observa-se também aumento substancial do comprimento do passo. Tais adaptações podem estar relacionadas ao aumento da estabilidade dinâmica em idosos (Devita e Hortobagyi, 2000). Os mecanismos biomecânicos que explicam a influência do treinamento resistido e de potência sobre o aumento da velocidade da marcha ainda são pouco explicados (Beijersbergen *et al.*, 2013). A mais óbvia explicação para o aumento da velocidade da marcha diz respeito aos ganhos provenientes do treinamento que propiciam aumento dos torques e potências articulares, os quais provém o suporte durante a fase de apoio e a energia para a propulsão a fim de deslocar o membro do apoio para o balanço (Beijersbergen *et al.*, 2013). Outros estudos hipotetizam que os ganhos em velocidade sejam decorrentes da melhora da coordenação intermuscular (agonista-antagonista) (Hortobágyi *et al.*, 2011). Embora não testado, é possível ainda que após a intervenção os idosos sintam-se mais confortáveis para andar mais rapidamente, uma vez que operam sob menores esforços relativos às suas capacidades máximas (Beijersbergen *et al.*, 2013).

Em relação à explicação primária, estudos apontam não haver relação entre os ganhos de força ao redor de quadril/pelve e a velocidade da marcha (Persch *et al.*, 2009). Entretanto, estudos propõem que ganhos de força de plantiflexores ajudam na geração de maiores impulsos facilitando a elevação e propulsão da pelve à frente, o que implica em maiores comprimentos de passo (Barak *et al.*, 2006). Tais argumentos podem parcialmente explicar nossos resultados, uma vez que foram identificados ganhos em torno de 39% para pico de torque de plantiflexores. Adicionalmente, o incremento da plantiflexão e a tendência a maiores ângulos de flexão de quadril e joelho no grupo exercício refletem os ganhos de força muscular decorrentes do treinamento e implicam em menor risco de quedas. Tais parâmetros angulares estão envolvidos na elevação do membro inferior durante a fase de balanço a fim de deixar uma altura suficiente entre a ponta do pé e o solo para evitar tropeços (Daubney e Culham, 1999; Chiba *et al.*, 2005).

Os achados permitem aceitar parcialmente a hipótese H4. Houve aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo, porém sem alterações dos demais parâmetros espaço-temporais. Quanto aos parâmetros angulares, houve

redução significativa da plantiflexão e aumento substancial da flexão de quadril e de joelho, como resultado do treinamento multicomponente, possibilitando aceitar parcialmente a hipótese H<sub>5</sub>.

Tipicamente existe uma redistribuição dos torques e potências articulares durante a marcha de idosos, conhecido como plasticidade mecânica (Devita e Hortobagyi, 2000). Esse “novo” padrão motor altera a contribuição relativa de diversos grupos musculares sobre a performance da tarefa, a partir do deslocamento dos torques articulares distais para proximais (Devita e Hortobagyi, 2000). Estudos apontam redução da potência de tornozelo em torno de 19% e aumento da potência de quadril de 38%, quando caminham a velocidades entre 1 e 1.50 m/s, comparados a adultos (Kerrigan *et al.*, 1998; Devita e Hortobagyi, 2000). Embora muitos estudos tenham sido realizados e efetivos para promover ganhos de força e potência muscular de membros inferiores (De Vreede *et al.*, 2004; Marsh *et al.*, 2009; Wallerstein *et al.*, 2012) e até mesmo especificamente para tornozelo (Fujiwara *et al.*, 2011), nenhum estudo até o momento avaliou o efeito do treinamento e dos ganhos na função muscular sobre a cinética da marcha em idosos.

No presente estudo, entretanto, após o treinamento multicomponente observa-se uma tendência de maior utilização dos momentos plantiflexores (7%) e menor utilização dos extensores de quadril (23%) durante a marcha. Da mesma forma, para a potência articular, com substancial incremento da potência gerada pelos plantiflexores (18%). Esse padrão encontrado após o treinamento fica mais próximo daquele encontrado em indivíduos jovens para velocidades de marcha em torno de 1.3 m/s, e seria acentuado a velocidades em torno de 1.6 m/s (Cofré *et al.*, 2011). Durante o apoio médio e final, o joelho e o quadril estão relativamente estendidos e o tronco encontra-se anterior ao pé. Nessa posição, o momento de tornozelo é responsável por gerar uma aceleração para cima e para frente sobre o quadril/tronco/membros superiores (Siegel *et al.*, 2004), assumindo seu papel primário. Os achados demonstram a capacidade de adaptação do sistema neuromuscular em atribuir maior demanda de trabalho a grupos musculares funcionalmente superiores (Devita e Hortobagyi, 2000). Em adição, maior momento e potência articulares ao redor de tornozelo são diretamente relacionados ao

aumento da velocidade da marcha (Winter *et al.*, 1990; Kerrigan *et al.*, 1998), reforçando os resultados deste estudo.

Desse modo, a hipótese H<sub>6</sub> de que haveria aumento do momento e potência articular para todas as articulações analisadas foi parcialmente aceita. Houve aumento significativo do momento plantiflexor e substancial do momento extensor de quadril e da potência gerada pelo tornozelo, como resultado do programa de treinamento multicomponente.

Evidências mostram que além da influência da força muscular de membros inferiores sobre a velocidade da marcha, existe também a relação com as forças de suporte (Laroche *et al.*, 2011). Os parâmetros de FRS aumentam de forma linear com o aumento da velocidade da marcha, que por sua vez está relacionada aos ganhos na função muscular (Laroche *et al.*, 2011). Os resultados do presente estudo estão alinhados com a literatura. Após as 36 sessões de treinamento observa-se o aumento significativo da velocidade da marcha e dos picos de força de reação do solo. Uma vez que o tempo de apoio manteve-se o mesmo, o aumento significativo da taxa de descarregamento (TxFz3) e substancial da taxa de propulsão (TxProp) devem-se ao aumento da velocidade da marcha. A taxa de propulsão, guarda forte relação com os ganhos na função muscular de plantiflexores, os quais tem como papéis fundamentais na marcha para impulsionar o corpo à frente para dar início à fase de balanço (Judge *et al.*, 1996). Tais resultados ressaltam o efeito positivo do treinamento multicomponente aplicado sobre a mecânica da marcha. Por outro lado, o aumento substancial do pico e do impulso de frenagem identificados para o grupo controle podem ser explicados por falta de controle neuromuscular ao entrar em contato com o solo, visto que não houve variação nem da velocidade da marcha, nem do tempo de apoio. De fato, com a idade há a alteração do controle do movimento voluntário (Hortobágyi e Devita, 2006).

A partir do exposto, é possível aceitar parcialmente a hipótese H<sub>7</sub> de que haveria aumento dos picos de FRS, impulsos e taxas para componente vertical e antero-posterior. Como resultado do programa de treinamento multicomponente foi identificado aumento substancial do primeiro e segundo picos de força vertical e da

taxa de carregamento. Para a componente antero-posterior, também aumento substancial dos picos de força e da taxa de propulsão.

#### 6.5.5 Performance funcional

Embora a marcha por si seja considerada um indicador de mobilidade e funcionalidade, o TUG é um dos testes mais amplamente utilizados com idosos para avaliar a funcionalidade e apresenta alto grau de confiabilidade (Bischoff *et al.*, 2003). No presente estudo, o tempo médio de execução do teste dos idosos (7.52 s) é comparável e inferior ao ponto de corte (12 s) utilizado como indicativo de mobilidade reduzida em idosos da comunidade (Bischoff *et al.*, 2003). Isso demonstra serem idosos saudáveis, sem déficits de mobilidade, mesmo antes do treinamento. O treinamento multicomponente mostrou-se bastante efetivo na redução do tempo de execução do TUG, similar a outros estudos que envolveram treinamento multimodal ou funcional, que utilizaram o TUG como medida de avaliação da agilidade e equilíbrio dinâmico após a intervenção (De Vreede *et al.*, 2004; Iwamoto *et al.*, 2009; Reed-Jones *et al.*, 2012; Lee *et al.*, 2013). No estudo de De Vreede e colegas não houve redução significativa do tempo de execução do TUG, mas sim em outras medidas de funcionalidade. Entretanto, importante salientar que o treinamento funcional aplicado foi muito específico em relação às medidas de funcionalidade adotadas (ex.: levantar de uma cadeira, pegar diferentes objetos de uma prateleira alta). Diferentemente do treinamento multicomponente do presente estudo, em que a ideia foi treinar capacidades físicas fundamentais para enfrentar os desafios mais comuns do cotidiano de idosos saudáveis e não específicas para desempenhar apenas determinadas tarefas.

A bateria SPPB, por outro lado foi pouco sensível para identificar efeitos do treinamento em idosos saudáveis (Patil *et al.*, 2015), tal como os do presente estudo. Diferenças entre jovens e idosos também não foram identificadas com o SPPB (Hortobágyi *et al.*, 2011). Essa bateria mostrou-se útil apenas na discriminação de idosos com limitações de mobilidade (Bean *et al.*, 2009; Marsh *et al.*, 2009; Clark *et al.*, 2011; Pojednic *et al.*, 2012), diferentemente dos idosos do presente estudo.

Assim, a hipótese H<sub>8</sub> de que haveria redução do tempo de execução do TUG e aumento do score do SPPB como resultado do programa de treinamento multicomponente foi parcialmente aceita. A performance funcional da bateria SPPB não teve influência do treinamento.

## **6.6 Limitações do estudo**

A principal limitação deste estudo refere-se à impossibilidade de avaliar o efeito do treinamento multicomponente aplicado sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio propriamente dita (ex.: teste de simulação do tropeço). O teste foi aplicado antes e após o treinamento, porém, os dados não foram analisados devido às diferentes estratégias de recuperação adotadas (elevação ou abaixamento) ou não recuperação do equilíbrio antes e após o treinamento pelos indivíduos. Ou ainda, pelo fato de que nas avaliações pré-treino houve problemas na realização do teste de tropeço para alguns indivíduos, o que implicou na não realização desse teste no pós-treino. Não foi possível fazer o agrupamento segundo a estratégia, uma vez que os grupos ficariam ainda menores.

Outra limitação desse estudo é que o treinamento foi aplicado em idosos de performance funcional relativamente alta, conforme os resultados do TUG. Os resultados, portanto, não podem ser generalizados para indivíduos frágeis ou institucionalizados.

## **6.7 Conclusão**

Este estudo demonstrou que um programa de treinamento multicomponente relativamente simples e de baixo custo foi efetivo na melhoria da função muscular de plantiflexores e conseqüentemente, de aspectos fundamentais para a recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosos saudáveis da comunidade.

Os resultados permitem apontar efeitos positivos do treinamento multicomponente sobre ganhos de funcionalidade na execução do TUG, ganhos da função muscular através do aumento do torque e potência muscular de membros inferiores, melhoria da capacidade reativa e da estabilidade corporal ao caminhar. Adicionalmente, foi o primeiro estudo a avaliar o efeito do exercício sobre os momentos e potências articulares durante a marcha de idosos. De grande relevância clínica, foram os ganhos obtidos na marcha, uma atividade funcional primordial na mobilidade e independência de idosos. Tais melhorias, relacionadas principalmente ao aumento da velocidade, redistribuição dos torques articulares, aumento da capacidade propulsiva e utilização de um padrão de marcha menos cauteloso denotam a efetividade do treinamento multicomponente aplicado. Claramente, a ênfase dada à musculatura plantiflexora ficou evidente nos resultados e reforça a importância desse grupo muscular na execução de tarefas de locomoção.

Questiona-se se os ganhos induzidos pelo treinamento aplicado são estáveis e por quanto tempo. Ainda, se um período de treinamento mais prolongado produziria os mesmos efeitos sobre a função neuromuscular de idosos. Assim, outros estudos são recomendados para testar tais hipóteses.

## **CAPÍTULO VII**

### **CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS**

## 7 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS DE FUTUROS ESTUDOS

O objetivo desta tese foi avaliar os principais parâmetros físicos, musculares e biomecânicos que distinguem idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio, a partir de um tropeço controlado induzido em laboratório. O efeito de um treinamento de natureza multicomponente sobre tais parâmetros foi analisado. Para tanto, foram desenvolvidos três estudos experimentais, que permitiram chegar às seguintes conclusões:

A abordagem experimental utilizada nesta tese para simular e identificar uma queda foi baseada em investigações mais próximas às condições em que um tropeço ocorre, evitando os vieses inerentes ao uso de questionários que se destinam a análise de histórico de quedas. O tropeço controlado induzido em laboratório não causou desconforto ou lesões e demonstrou ser uma estratégia segura, de baixo custo e útil para testar a capacidade dos idosos em recuperar o equilíbrio. Em adição, os idosos não apresentaram alteração do padrão de marcha em função do teste do tropeço. Assim, o mesmo foi considerado aplicável como forma de avaliar a capacidade de recuperação do equilíbrio antes e após programas de intervenções com idosos.

A partir do resultado do teste de tropeço identificou-se que os idosos que recuperaram o equilíbrio apresentaram melhor função muscular da cadeia extensora dos membros inferiores do que aqueles incapazes de restabelecê-lo, independente da estratégia adotada. Não houve diferença, no entanto, entre as estratégias de abaixamento ou elevação. Foi possível ainda distinguir idosos capazes e incapazes de recuperar o equilíbrio a partir de uma série de parâmetros físicos, musculares e biomecânicos. Marcadamente, os aspectos físicos relacionados à obesidade e à função muscular mostraram ser fundamentais na identificação de idosos incapazes de restabelecer o equilíbrio. A musculatura de plantiflexores demonstrou déficits nos idosos incapazes de recuperar o equilíbrio, o que denota sua função primordial na recuperação do equilíbrio e na marcha.



O programa de treinamento multicomponente aplicado é relativamente simples e de baixo custo, porém efetivo na melhoria da função muscular de plantiflexores e, conseqüentemente, de aspectos fundamentais para a recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosos saudáveis da comunidade. Adicionalmente, esse é o primeiro estudo a avaliar o efeito de um programa de exercícios físicos sistematizados sobre os momentos e potências articulares durante a marcha de idosos. Os ganhos obtidos na marcha foram clinicamente relevantes. Tais melhorias, relacionadas principalmente ao aumento da velocidade, redistribuição dos torques articulares, aumento da capacidade propulsiva e utilização de um padrão de marcha menos cauteloso denotam a efetividade do treinamento multicomponente aplicado. Outros estudos são necessários para determinar se um período de treinamento mais prolongado produziria os mesmos efeitos sobre a função neuromuscular de idosos.

Futuros estudos que visam identificar quedas devem incluir uma combinação de testes para a obesidade e força muscular, bem como a identificação do nível de atividade física dos indivíduos, a fim de avaliar a influência da obesidade e da performance física sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio após um tropeço. Outros estudos devem ser realizados buscando a identificação e o monitoramento de quedas durante a realização de atividades cotidianas, fora do ambiente de laboratório. Assim será possível avaliar se os indivíduos que foram incapazes de recuperar o equilíbrio no laboratório apresentam o mesmo risco de quedas reais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P. et al. Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 39, n. 11, p. 1989, 2007. ISSN 0195-9131.

AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of applied physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318-1326, 2002. ISSN 8750-7587.

ARAGAO, F. A. et al. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 21, n. 3, p. 512-8, Jun 2011. ISSN 1873-5711 (Electronic)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21306917> >.

ARAMPATZIS, A.; PEPPER, A.; BIERBAUM, S. Exercise of mechanisms for dynamic stability control increases stability performance in the elderly. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 1, p. 52-58, 2011. ISSN 0021-9290.

BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical therapy**, v. 86, n. 11, p. 1501-1510, 2006. ISSN 0031-9023.

BEAN, J. F. et al. Increased velocity exercise specific to task training versus the National Institute on Aging's strength training program: changes in limb power and mobility. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 64, n. 9, p. 983-991, 2009. ISSN 1079-5006.

BEAUCHET, O. et al. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. **Gerontology**, v. 55, n. 6, p. 702-6, 2009. ISSN 1423-0003 (Electronic)

0304-324X (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19713694> >.

BEAUCHET, O. et al. Timed Up and Go test and risk of falls in older adults: a systematic review. **The journal of nutrition, health & aging**, v. 15, n. 10, p. 933-938, 2011. ISSN 1279-7707.

BEIJERSBERGEN, C. et al. The biomechanical mechanism of how strength and power training improves walking speed in old adults remains unknown. **Ageing research reviews**, v. 12, n. 2, p. 618-627, 2013. ISSN 1568-1637.

BENTO, P. C. B. et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450-454, 2010. ISSN 0268-0033.

BENTO, P. C. B. et al. The effects of a water-based exercise program on strength and functionality of older adults. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 20, n. 4, 2012. ISSN 1063-8652.

BIERBAUM, S.; PEPPER, A.; ARAMPATZIS, A. Exercise of mechanisms of dynamic stability improves the stability state after an unexpected gait perturbation in elderly. **Age (Dordr)**, v. 35, n. 5, p. 1905-15, Oct 2013. ISSN 1574-4647 (Electronic). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23054828> >.

BIERBAUM, S. et al. Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. **J Biomech**, v. 43, n. 12, p. 2362-8, Aug 26 2010. ISSN 1873-2380 (Electronic)

0021-9290 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20472240> >.

BIERYLA, K. A.; MADIGAN, M. L.; NUSSBAUM, M. A. Practicing recovery from a simulated trip improves recovery kinematics after an actual trip. **Gait Posture**, v. 26, n. 2, p. 208-13, Jul 2007. ISSN 0966-6362 (Print)

0966-6362 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17046260> >.

BISCHOFF, H. A. et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. **Age Ageing**, v. 32, n. 3, p. 315-320, 2003. ISSN 0002-0729.

BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 8, p. 1012-1020, 1994. ISSN 0195-9131.

BOHANNON, R. W. Reference Values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 29, n. 2, p. 64-68, 2006. ISSN 1539-8412.

BONSDORFF, M. B.; RANTANEN, T. Progression of functional limitations in relation to physical activity: a life course approach. **European Review of Aging and Physical Activity**, v. 8, n. 1, p. 23-30, 2010. ISSN 1813-7253

1861-6909.

BRUIJN, S. et al. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 10, n. 83, p. 20120999, 2013. ISSN 1742-5689.

BUFORD, T. W. et al. Age-related differences in lower extremity tissue compartments and associations with physical function in older adults. **Experimental gerontology**, v. 47, n. 1, p. 38-44, 2012. ISSN 0531-5565.

CABRAL, A. L. L. **Tradução e validação do teste Timed Up & Go e sua correlação com diferentes alturas da cadeira**. 2011. (Mestrado). Universidade Católica de Brasília

CADORE, E. L. et al. Multicomponent exercises including muscle power training enhance muscle mass, power output, and functional outcomes in institutionalized frail nonagenarians. **Age (Dordr)**, Sep 13 2013. ISSN 1574-4647 (Electronic). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24030238> >.

CAPODAGLIO, P. et al. Balance control and balance recovery in obesity. **Current obesity reports**, v. 1, n. 3, p. 166-173, 2012. ISSN 2162-4968.

CARANDE-KULIS, V. et al. A cost-benefit analysis of three older adult fall prevention interventions. **Journal of safety research**, v. 52, p. 65-70, 2015. ISSN 0022-4375.

CARVALHO, M.; MARQUES, E.; MOTA, J. Training and detraining effects on functional fitness after a multicomponent training in older women. **Gerontology**, v. 55, n. 1, p. 41-48, 2009. ISSN 1423-0003.

CASEROTTI, P. Strength training in older adults: changes in mechanical muscle function and functional performance. **The Open Sports Sciences Journal**, v. 3, n. 1, p. 62-66, 2010.

CASEROTTI, P.; AAGAARD, P.; PUGGAARD, L. Changes in power and force generation during coupled eccentric-concentric versus concentric muscle contraction with training and aging. **Eur J Appl Physiol**, v. 103, n. 2, p. 151-161, 2008. ISSN 1439-6319.

CAYLEY, P. Functional exercise for older adults. **Heart, lung and Circulation**, v. 17, p. S70-S72, 2008. ISSN 1443-9506.

CEPEDA, C. C. et al. Effect of an 8-week Ballroom Dancing Programme on Muscle Architecture in Older Adults Females. **Journal of aging and physical activity**, 2015. ISSN 1063-8652.

CHARRO, M. et al. Manual de avaliação física. **São Paulo: Phorte**, 2010.

CHIBA, H. et al. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. **Geriatr Gerontol Int**, v. 5, n. 2, p. 127-134, 2005. ISSN 1447-0594.

CHOU, C. H.; HWANG, C. L.; WU, Y. T. Effect of exercise on physical function, daily living activities, and quality of life in the frail older adults: a meta-analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 2, p. 237-44, Feb 2012. ISSN 1532-821X (Electronic)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22289232>>.

CLARK, D. J. et al. Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, p. glq012, 2010. ISSN 1079-5006.

\_\_\_\_\_. Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 66, n. 1, p. 115-121, 2011. ISSN 1079-5006.

COFRÉ, L. E. et al. Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. **Gait & posture**, v. 33, n. 3, p. 484-489, 2011. ISSN 0966-6362.

CORDERO, A. F.; KOOPMAN, H. F. J. M.; VAN DER HELM, F. C. T. Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations. **Gait & Posture**, v. 18, n. 1, p. 47-59, 2003. ISSN 09666362.

DAUBNEY, M. E.; CULHAM, E. G. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. **Phys Ther**, v. 79, n. 12, p. 1177-1185, 1999. ISSN 0031-9023.

DAY, L. et al. Randomised factorial trial of falls prevention among older people living in their own homes. **Bmj**, v. 325, n. 7356, p. 128, 2002. ISSN 0959-8138.

DE VREEDE, P. L. et al. Functional tasks exercise versus resistance exercise to improve daily function in older women: A feasibility study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, n. 12, p. 1952-1961, 2004. ISSN 00039993.

DEAN, J. C.; KUO, A. D.; ALEXANDER, N. B. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 3, p. M286-M292, 2004. ISSN 1079-5006.

DELMONICO, M. J. et al. Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. **Am J Clin Nutr**, v. 90, n. 6, p. 1579-85, Dec 2009. ISSN 1938-3207 (Electronic)

0002-9165 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19864405> >.

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of applied physiology**, v. 88, n. 5, p. 1804-1811, 2000. ISSN 8750-7587.

DEY, D. K. et al. Changes in body composition and its relation to muscle strength in 75-year-old men and women: a 5-year prospective follow-up study of the NORA cohort in Goteborg, Sweden. **Nutrition**, v. 25, n. 6, p. 613-9, Jun 2009. ISSN 1873-1244 (Electronic)

0899-9007 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19211225> >.

DOHERTY, T. J. Invited review: Aging and sarcopenia. **J Appl Physiol** (1985), v. 95, n. 4, p. 1717-27, Oct 2003. ISSN 8750-7587 (Print)

0161-7567 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12970377> >.

DUTIL, M. et al. The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. **Age**, v. 35, n. 3, p. 883-890, 2013. ISSN 0161-9152.

EARLES, D. R.; JUDGE, J. O.; GUNNARSSON, O. T. Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 7, p. 872-8, Jul 2001. ISSN 0003-9993 (Print)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11441371> >.

ELBAR, O. et al. A water-based training program that includes perturbation exercises improves speed of voluntary stepping in older adults: a randomized controlled cross-over trial. **Arch Gerontol Geriatr**, v. 56, n. 1, p. 134-40, Jan-Feb 2013. ISSN 1872-6976 (Electronic)

0167-4943 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22951028> >.

ENG, J. J.; WINTER, D. A.; PATLA, A. E. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. **Experimental Brain Research**, v. 102, n. 2, p. 339-349, 1994. ISSN 0014-4819.

ESPY, D.; YANG, F.; PAI, Y.-C. Control of center of mass motion state through cuing and decoupling of spontaneous gait parameters in level walking. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2548-2553, 2010. ISSN 0021-9290.

FASANO, A. et al. The neurobiology of falls. **Neurol Sci**, v. 33, n. 6, p. 1215-23, Dec 2012. ISSN 1590-3478 (Electronic)

1590-1874 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22673818> >.

FREIBERGER, E. et al. Long-term effects of three multicomponent exercise interventions on physical performance and fall-related psychological outcomes in community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. **J Am Geriatr Soc**, v. 60, n. 3, p. 437-46, Mar 2012. ISSN 1532-5415 (Electronic)

0002-8614 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22324753> >.

FREIRE, A. N. et al. Validity and reliability of the short physical performance battery in two diverse older adult populations in Quebec and Brazil. **Journal of aging and health**, v. 24, n. 5, p. 863-878, 2012. ISSN 0898-2643.

FREITAS JÚNIOR, P.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: uso da informação visual. **Revista portuguesa de ciências do desporto**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006. ISSN 1645-0523.

FRIED, L. P. et al. Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care. **The Journals of Gerontology Series**

**A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 3, p. M255-M263, 2004. ISSN 1079-5006.

FRONTERA, W. R. et al. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. **Journal of applied physiology**, v. 88, n. 4, p. 1321-1326, 2000. ISSN 8750-7587.

FUJIWARA, K. et al. Effects of regular heel-raise training aimed at the soleus muscle on dynamic balance associated with arm movement in elderly women. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 9, p. 2605-2615, 2011. ISSN 1064-8011.

GARBER, C. E. et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 7, p. 1334-1359, 2011.

GILLESPIE, L. D. et al. Interventions for preventing falls in older people living in the community. **Cochrane Database Syst Rev**, v. 9, n. 11, 2012.

GRABINER, M. D. et al. Exercise-based fall prevention: can you be a bit more specific? **Exercise and sport sciences reviews**, v. 42, n. 4, p. 161-168, 2014. ISSN 0091-6331.

GRABINER, M. D.; FEUERBACH, J. W.; JAHNIGEN, D. W. Measures of paraspinal muscle performance do not predict initial trunk kinematics after tripping. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 735-744, 1996. ISSN 0021-9290.

GRABINER, M. D. et al. Kinematics of recovery from a stumble. **Journal of gerontology**, v. 48, n. 3, p. M97-M102, 1993. ISSN 0022-1422.

GRABINER, P. C.; BISWAS, S. T.; GRABINER, M. D. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 1, p. 31-35, 2001. ISSN 0003-9993.

GRANACHER, U.; GRUBER, M.; GOLLHOFER, A. Resistance training and neuromuscular performance in seniors. **International journal of sports medicine**, v. 30, n. 9, p. 652, 2009. ISSN 0172-4622.

GRANACHER, U. et al. Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. **Sports medicine**, v. 41, n. 5, p. 377-400, 2011. ISSN 0112-1642.



GREENE, B. R. et al. Evaluation of falls risk in community-dwelling older adults using body-worn sensors. **Gerontology**, v. 58, n. 5, p. 472-480, 2012. ISSN 1423-0003.

GREENE, B. R.; MCGRATH, D.; CAULFIELD, B. A comparison of cross-sectional and prospective algorithms for falls risk assessment. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE, 2014, IEEE. p.4527-4530.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. **Measurement in physical education and exercise science**, v. 7, n. 2, p. 89-100, 2003. ISSN 1091-367X.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J.; PLISKY, P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. **J Athl Train**, v. 47, n. 3, p. 339-57, May-Jun 2012. ISSN 1938-162X (Electronic)

1062-6050 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22892416> >.

GUEDES, D. P. **Manual prático para avaliação em educação física**. Editora Manole Ltda, 2006. ISBN 8520421636.

GURALNIK, J. M.; FRIED, L. P.; SALIVE, M. E. Disability as a public health outcome in the aging population. **Annual review of public health**, v. 17, n. 1, p. 25-46, 1996. ISSN 0163-7525.

GURALNIK, J. M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journals of Gerontology**, v. 49, p. M85-M85, 1994. ISSN 0022-1422.

HALVARSSON, A. et al. Long-term effects of new progressive group balance training for elderly people with increased risk of falling - a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v. 27, n. 5, p. 450-8, May 2013. ISSN 1477-0873 (Electronic)

0269-2155 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23113989> >.

HALVARSSON, A. et al. Effects of new, individually adjusted, progressive balance group training for elderly people with fear of falling and tend to fall: a randomized

controlled trial. **Clinical rehabilitation**, v. 25, n. 11, p. 1021-1031, 2011. ISSN 0269-2155.

HASHIDATE, H. et al. Usefulness of the Subjective Risk Rating of Specific Tasks for Falls in Frail Elderly People. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 23, n. 3, p. 519-524, 2011. ISSN 0915-5287.

HASSON, C. J.; VAN EMMERIK, R. E.; CALDWELL, G. E. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2121-2129, 2008. ISSN 0021-9290.

HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 8, p. 1050-6, Aug 2001. ISSN 0003-9993 (Print)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11494184> >.

HAZELL, T.; KENNO, K.; JAKOBI, J. Functional benefit of power training for older adults. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 15, n. 3, 2007. ISSN 1063-8652.

HENWOOD, T. R.; RIEK, S.; TAAFFE, D. R. Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 63, n. 1, p. 83-91, 2008. ISSN 1079-5006.

HIMES, C. L.; REYNOLDS, S. L. Effect of obesity on falls, injury, and disability. **J Am Geriatr Soc**, v. 60, n. 1, p. 124-129, 2012. ISSN 1532-5415.

HOF, A.; GAZENDAM, M.; SINKE, W. The condition for dynamic stability. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 1, p. 1-8, 2005. ISSN 0021-9290.

HOLLMAN, J. H.; MCDADE, E. M.; PETERSEN, R. C. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. **Gait & Posture**, v. 34, n. 1, p. 111-118, 2011. ISSN 0966-6362.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. Atheneu, 2004. 276 ISBN 8573791632.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii7-ii11, Sep 2006. ISSN 0002-0729 (Print)

0002-0729 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16926210> >.

HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscles. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 34, n. 1, p. 29-35, 2006. ISSN 0091-6331.

HORTOBÁGYI, T. et al. Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 66, n. 5, p. 541-547, 2011. ISSN 1079-5006.

HORTOBÁGYI, T. et al. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 5, p. M453-M460, 2003. ISSN 1079-5006.

HRUDA, K. V.; HICKS, A. L.; MCCARTNEY, N. Training for muscle power in older adults: effects on functional abilities. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 28, n. 2, p. 178-189, 2003. ISSN 1066-7814.

IBGE, P. D. P. D. B. **por Sexo e Idade para o Período 2000/2060 e Projeção da População das Unidades da Federação por Sexo e Idade para o período 2000/2030. 2011a 2013.**

IWAMOTO, J. 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. ISSN 0937-941X.

JUDGE, J. O.; DAVIS, B. R.; ÖUNPUU, S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 51, n. 6, p. M303-M312, 1996. ISSN 1079-5006.

KANNUS, P. et al. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. **The Lancet**, v. 366, n. 9500, p. 1885-1893, 2005. ISSN 0140-6736.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; 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. 980-989, 2008. ISSN 1050-6411.

KEMOUN, G. et al. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 34, n. 6, p. 278-283, 2002. ISSN 1650-1977.

KERRIGAN, D. C. et al. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 1, p. 26-30, 2001. ISSN 0003-9993.

KERRIGAN, D. C. et al. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n. 6, p. 730-735, 2000. ISSN 0003-9993.

KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. 3, p. 317-322, 1998. ISSN 0003-9993.

KIM, Y.-W. et al. Comparison of toe plantar flexors strength and balancing ability between elderly fallers and non-fallers. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 23, n. 1, p. 127-132, 2011. ISSN 0915-5287.

KINZEY, S. J.; ARMSTRONG, C. W. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 27, n. 5, p. 356-360, 1998. ISSN 0190-6011.

KO, S.-U.; STENHOLM, S.; FERRUCCI, L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1104-1110, 2010. ISSN 0021-9290.

KRASOVSKY, T. et al. Stability of gait and interlimb coordination in older adults. **Journal of neurophysiology**, v. 107, n. 9, p. 2560-2569, 2012. ISSN 0022-3077.

KURZ, I. et al. Unexpected perturbations training improves balance control and voluntary stepping times in older adults—a double blind randomized control trial. **BMC geriatrics**, v. 16, n. 1, p. 1, 2016. ISSN 1471-2318.

LAROCHE, D. P. et al. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 3, p. 482-8, Jun 2010. ISSN 1873-5711 (Electronic)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19782579>>.

LAROCHE, D. P.; MILLETT, E. D.; KRALIAN, R. J. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. **Gait & Posture**, v. 33, n. 4, p. 668-672, 2011. ISSN 0966-6362.

LEE, H. C. et al. Effects of a multifactorial fall prevention program on fall incidence and physical function in community-dwelling older adults with risk of falls. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 94, n. 4, p. 606-15, 615 e1, Apr 2013. ISSN 1532-821X (Electronic)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23220343>>.

LEXELL, J. Strength training and muscle hypertrophy in older men and women. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v. 15, n. 3, p. 41-46, 2000. ISSN 0882-7524.

LEXELL, J.; TAYLOR, C. C.; SJÖSTRÖM, M. What is the cause of the ageing atrophy?: Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15-to 83-year-old men. **Journal of the neurological sciences**, v. 84, n. 2, p. 275-294, 1988. ISSN 0022-510X.

LI, F. et al. Tai Chi and fall reductions in older adults: a randomized controlled trial. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 2, p. 187-194, 2005. ISSN 1079-5006.

LI, J. X.; XU, D. Q.; HONG, Y. Changes in muscle strength, endurance, and reaction of the lower extremities with Tai Chi intervention. **J Biomech**, v. 42, n. 8, p. 967-71, May 29 2009. ISSN 1873-2380 (Electronic)

0021-9290 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19356761>>.

LIN, S. I.; WOOLLACOTT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age Ageing**, v. 34, n. 4, p. 358-63, Jul 2005. ISSN 0002-0729 (Print)

0002-0729 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15899911>>.

LING, S. M. et al. Age-associated changes in motor unit physiology: observations from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 7, p. 1237-1240, 2009. ISSN 0003-9993.

LITTBAND, H. et al. The Effect of a High-Intensity Functional Exercise Program on Activities of Daily Living: A Randomized Controlled Trial in Residential Care Facilities. **J Am Geriatr Soc**, v. 57, n. 10, p. 1741-1749, 2009. ISSN 1532-5415.

LOCKHART, T. E.; KIM, S. Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: factors influencing age-related slip-induced falls. **Gait & posture**, v. 24, n. 1, p. 23-34, 2006. ISSN 0966-6362.

LORD, S.; SHERRINGTON, C.; MENZ, H. B. **Falls in older people - Risk factor and strategies for prevention.** Cambridge University Press, 2001.

LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Choice stepping reaction time a composite measure of falls risk in older people. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 10, p. M627-M632, 2001. ISSN 1079-5006.

LOWRY, K. A.; VALLEJO, A. N.; STUDENSKI, S. A. Successful aging as a continuum of functional independence: lessons from physical disability models of aging. **Aging and disease**, v. 3, n. 1, p. 5, 2012.

LUGADE, V.; LIN, V.; CHOU, L.-S. Center of mass and base of support interaction during gait. **Gait & posture**, v. 33, n. 3, p. 406-411, 2011. ISSN 0966-6362.

MACALUSO, A.; DE VITO, G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, n. 4, p. 450-472, 2004. ISSN 1439-6319.

MADIGAN, M.; ROSENBLATT, N. J.; GRABINER, M. D. Obesity as a factor contributing to falls by older adults. **Current obesity reports**, v. 3, n. 3, p. 348-354, 2014. ISSN 2162-4968.

MADIGAN, M. L.; LLOYD, E. M. Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 4, p. 481-485, 2005. ISSN 1079-5006.

MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **J Am Geriatr Soc**, v. 45, n. 3, p. 313-320, 1997. ISSN 1532-5415.

MAKI, B. E. et al. Preventing falls in older adults: new interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 18, n. 2, p. 243-54, Apr 2008. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17766146> >.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii12-ii18, Sep 2006. ISSN 0002-0729 (Print)

0002-0729 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16926197> >.

MAKIZAKO, H. et al. Age-related changes in attentional capacity and the ability to multi-task as a predictor for falls in adults aged 75 years and older. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 22, n. 3, p. 323-329, 2010. ISSN 0915-5287.

MANSFIELD, A. et al. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. **Phys Ther**, v. 90, n. 4, p. 476-91, Apr 2010. ISSN 1538-6724 (Electronic)

0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20167644> >.

MARQUES, E. A. et al. Multicomponent training program with weight-bearing exercises elicits favorable bone density, muscle strength, and balance adaptations in older women. **Calcif Tissue Int**, v. 88, n. 2, p. 117-29, Feb 2011. ISSN 1432-0827 (Electronic)

0171-967X (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21113584> >.

MARSH, A. P. et al. Lower extremity muscle function after strength or power training in older adults. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 17, n. 4, 2009. ISSN 1063-8652.

MASUD, T.; MORRIS, R. O. Epidemiology, of falls. **Age Ageing**, v. 30, p. 3-7, 2001. ISSN 0002-0729.

MATRANGOLA, S. L.; MADIGAN, M. L. The effects of obesity on balance recovery using an ankle strategy. **Human movement science**, v. 30, n. 3, p. 584-595, 2011. ISSN 0167-9457.

MCGIBBON, C. A. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 31, n. 2, p. 102-108, 2003. ISSN 0091-6331.

MELZER, I. et al. A water-based training program that include perturbation exercises to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial. **BMC Geriatr**, v. 8, p. 19, 2008. ISSN 1471-2318 (Electronic)

1471-2318 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18706103> >.

MELZER, I. et al. Do voluntary step reactions in dual task conditions have an added value over single task for fall prediction? A prospective study. **Aging clinical and experimental research**, v. 22, n. 5-6, p. 360-366, 2010. ISSN 1594-0667.

MELZER, I.; ODDSSON, L. I. The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly and young individuals. **J Am Geriatr Soc**, v. 52, n. 8, p. 1255-1262, 2004. ISSN 1532-5415.

\_\_\_\_\_. Improving balance control and self-reported lower extremity function in community-dwelling older adults: a randomized control trial. **Clinical rehabilitation**, p. 0269215512450295, 2012. ISSN 0269-2155.

\_\_\_\_\_. Altered characteristics of balance control in obese older adults. **Obesity research & clinical practice**, 2015. ISSN 1871-403X.

MELZER, I. et al. Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. **J Neuroeng Rehabil**, v. 4, p. 16, 2007. ISSN 1743-0003 (Electronic)

1743-0003 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17535424> >.

MENZ, H. B. et al. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait & posture**, v. 20, n. 1, p. 20-25, 2004. ISSN 0966-6362.

MENZ, H. B.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Age-related differences in walking stability. **Age Ageing**, v. 32, n. 2, p. 137-142, 2003. ISSN 0002-0729.

METRICS, V. O. **Plug-In Gait Manual**.

METTER, E. J. et al. Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. **The Journals of Gerontology Series A:**



**Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 52, n. 5, p. B267-B276, 1997. ISSN 1079-5006.

MISZKO, T. A. et al. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 2, p. M171-M175, 2003. ISSN 1079-5006.

MITCHELL, R. J. et al. Associations between obesity and overweight and fall risk, health status and quality of life in older people. **Australian and New Zealand journal of public health**, v. 38, n. 1, p. 13-18, 2014. ISSN 1753-6405.

MONACO, V. et al. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 6, p. 493-498, 2009. ISSN 0268-0033.

MORELAND, J. D. et al. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. **J Am Geriatr Soc**, v. 52, n. 7, p. 1121-1129, 2004. ISSN 1532-5415.

MULLINEAUX, D. R.; BARTLETT, R. M.; BENNETT, S. Research design and statistics in biomechanics and motor control. **Journal of Sports Sciences**, v. 19, n. 10, p. 739-760, 2001. ISSN 0264-0414.

MULLINEAUX, D. R. et al. Normalization of ground reaction forces. **Journal of applied biomechanics**, v. 22, n. 3, p. 230, 2006. ISSN 1065-8483.

NAGAI, K. et al. Effects of toe and ankle training in older people: a cross-over study. **Geriatr Gerontol Int**, v. 11, n. 3, p. 246-55, Jul 2011. ISSN 1447-0594 (Electronic)

1447-0594 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21199234>>.

NAGAI, K. et al. Effects of fear of falling on muscular coactivation during walking. **Aging clinical and experimental research**, v. 24, n. 2, p. 157-161, 2012. ISSN 1594-0667.

NAKAGAWA, S.; CUTHILL, I. C. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. **Biological Reviews**, v. 82, n. 4, p. 591-605, 2007. ISSN 1469-185X.

NAKANO, M. M. Versão brasileira da Short Physical Performance Battery? SPPB: adaptação cultural e estudo da confiabilidade. 2007.

OCHI, A. et al. Differences in muscle activation patterns during step recovery in elderly women with and without a history of falls. **Aging clinical and experimental research**, v. 26, n. 2, p. 213-220, 2014. ISSN 1720-8319.

OKUBO, Y. et al. Walking can be more effective than balance training in fall prevention among community-dwelling older adults. **Geriatrics & gerontology international**, v. 16, n. 1, p. 118-125, 2016. ISSN 1447-0594.

ORR, R. et al. Power training improves balance in healthy older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 61, n. 1, p. 78-85, 2006. ISSN 1079-5006.

PAI, Y.-C.; PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 4, p. 347-354, 1997. ISSN 0021-9290.

PARVATANENI, K. et al. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 95-100, 2009. ISSN 0268-0033.

PATER, M. L.; ROSENBLATT, N. J.; GRABINER, M. D. Expectation of an upcoming large postural perturbation influences the recovery stepping response and outcome. **Gait & Posture**, v. 41, n. 1, p. 335-337, 2015. ISSN 0966-6362.

PATERSON, K.; HILL, K.; LYTHGO, N. Stride dynamics, gait variability and prospective falls risk in active community dwelling older women. **Gait & posture**, v. 33, n. 2, p. 251-255, 2011. ISSN 0966-6362.

PATIL, R. et al. Effects of a Multimodal Exercise Program on Physical Function, Falls, and Injuries in Older Women: A 2-Year Community-Based, Randomized Controlled Trial. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 63, n. 7, p. 1306-1313, 2015. ISSN 1532-5415.

PAVOL, M. J. et al. The sex and age of older adults influence the outcome of induced trips. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 54, n. 2, p. M103-M108, 1999. ISSN 1079-5006.

\_\_\_\_\_. Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 7, p. M428-M437, 2001. ISSN 1079-5006.

\_\_\_\_\_. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. **J Am Geriatr Soc**, v. 50, n. 2, p. 256-262, 2002. ISSN 1532-5415.

PAW, M. et al. Development of an exercise program for the frail elderly. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 9, n. 4, p. 452-465, 2001. ISSN 1063-8652.

PAW, M. J. C. A. et al. Effects of resistance and all-round, functional training on quality of life, vitality and depression of older adults living in long-term care facilities: a randomized controlled trial [ISRCTN87177281]. **BmC geriatrics**, v. 4, n. 1, p. 1, 2004. ISSN 1471-2318.

PEETERS, G. M. et al. Which types of activities are associated with risk of recurrent falling in older persons? **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 65, n. 7, p. 743-50, Jul 2010. ISSN 1758-535X (Electronic)

1079-5006 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20159779> >.

PEREIRA, A. et al. Effects of high-speed power training on functional capacity and muscle performance in older women. **Exp Gerontol**, v. 47, n. 3, p. 250-5, Mar 2012. ISSN 1873-6815 (Electronic)

0531-5565 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22234287> >.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p. 709-16, 2002.

PERRY, J. Gait analysis: normal and pathological function., 1992.

PERSCH, L. N. et al. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 10, p. 819-25, Dec 2009. ISSN 1879-1271 (Electronic)

0268-0033 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19716637> >.

PÉRULA, L. A. et al. Effectiveness of a multifactorial intervention program to reduce falls incidence among community-living older adults: a randomized controlled trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 10, p. 1677-1684, 2012. ISSN 0003-9993.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. **J Biomech**, v. 37, n. 12, p. 1811-8, Dec 2004. ISSN 0021-9290 (Print)

0021-9290 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15519588> >.

\_\_\_\_\_. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. **Gait Posture**, v. 21, n. 4, p. 388-94, Jun 2005. ISSN 0966-6362 (Print)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15886128> >.

\_\_\_\_\_. EMG modulation in anticipation of a possible trip during walking in young and older adults. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 16, n. 2, p. 137-43, Apr 2006. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16111895> >.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. **Gait & Posture**, v. 14, n. 1, p. 11-18, 2001. ISSN 0966-6362.

\_\_\_\_\_. Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects. **Experimental Brain Research**, v. 160, n. 3, p. 326-333, 2005. ISSN 0014-4819.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping. **J Biomech**, v. 38, n. 3, p. 627-634, 2005. ISSN 0021-9290.

PIJNAPPELS, M. et al. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 18, n. 2, p. 188-96, Apr 2008. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17761436> >.

PIJNAPPELS, M. et al. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **Eur J Appl Physiol**, v. 102, n. 5, p. 585-92, Mar 2008. ISSN 1439-6319 (Print)

1439-6319 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18071745> >.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed" Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **J Am Geriatr Soc**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991. ISSN 0002-8614.

POJEDNIC, R. M. et al. The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. **Experimental gerontology**, v. 47, n. 8, p. 608-613, 2012. ISSN 0531-5565.

POLLOCK, R. D.; MARTIN, F. C.; NEWHAM, D. J. Whole-body vibration in addition to strength and balance exercise for falls-related functional mobility of frail older adults: a single-blind randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v. 26, n. 10, p. 915-23, Oct 2012. ISSN 1477-0873 (Electronic)

0269-2155 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22324058> >.

POTOCANAC, Z. et al. Fast online corrections of tripping responses. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 11, p. 3579-3590, 2014. ISSN 0014-4819.

PUGGAARD, L. Effects of training on functional performance in 65, 75 and 85 year-old women: Experiences deriving from community based studies in Odense, Denmark. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 1, p. 70-76, 2003. ISSN 1600-0838.

REED-JONES, R. J. et al. Vision and agility training in community dwelling older adults: incorporating visual training into programs for fall prevention. **Gait Posture**, v. 35, n. 4, p. 585-9, Apr 2012. ISSN 1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22206782> >.

REID, K. F.; FIELDING, R. A. Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 40, n. 1, p. 4, 2012.

RHEA, C. K.; RIETDYK, S. Influence of an unexpected perturbation on adaptive gait behavior. **Gait & Posture**, v. 34, n. 3, p. 439-441, 2011. ISSN 0966-6362.

RIKLI, R. E.; JONES, C. J. **Senior fitness test manual**. Human Kinetics, 2013. ISBN 1450411185.

RILEY, P. O.; DELLA CROCE, U.; CASEY KERRIGAN, D. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait & Posture**, v. 14, n. 3, p. 264-270, 2001. ISSN 0966-6362.

RIVA, F. et al. Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. **Gait & Posture**, v. 38, n. 2, p. 170-174, 2013. ISSN 0966-6362.

RIVA, F. et al. Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. **Gait Posture**, v. 38, n. 2, p. 170-4, Jun 2013. ISSN 1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23726429>>.

ROBINOVITCH, S. N. et al. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. **The Lancet**, v. 381, n. 9860, p. 47-54, 2013. ISSN 0140-6736.

ROBINOVITCH, S. N. et al. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **Journal of neurophysiology**, v. 88, n. 2, p. 613-620, 2002. ISSN 0022-3077.

ROOS, P. E.; MCGUIGAN, M. P.; TREWARTHA, G. The role of strategy selection, limb force capacity and limb positioning in successful trip recovery. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 9, p. 873-8, Nov 2010. ISSN 1879-1271 (Electronic)

0268-0033 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20667634>>.

ROSENBLATT, N. J.; GRABINER, M. D. Relationship between obesity and falls by middle-aged and older women. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 4, p. 718-722, 2012. ISSN 0003-9993.

ROUBENOFF, R.; HUGHES, V. A. Sarcopenia current concepts. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 12, p. M716-M724, 2000. ISSN 1079-5006.

ROWE, P. et al. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? **Gait & posture**, v. 12, n. 2, p. 143-155, 2000. ISSN 0966-6362.

SCHILLINGS, A.; MULDER, T.; DUYSSENS, J. Stumbling over obstacles in older adults compared to young adults. **Journal of neurophysiology**, v. 94, n. 2, p. 1158-1168, 2005. ISSN 0022-3077.

SCHILLINGS, A.; VAN WEZEL, B.; DUYSSENS, J. Mechanically induced stumbling during human treadmill walking. **Journal of neuroscience methods**, v. 67, n. 1, p. 11-17, 1996. ISSN 0165-0270.

SCHILLINGS, A. et al. Muscular responses and movement strategies during stumbling over obstacles. **Journal of neurophysiology**, v. 83, n. 4, p. 2093-2102, 2000. ISSN 0022-3077.

SCHOENE, D. et al. A Stroop Stepping Test (SST) using low-cost computer game technology discriminates between older fallers and non-fallers. **Age Ageing**, v. 43, n. 2, p. 285-289, 2014. ISSN 0002-0729.

SENDEN, R. et al. The influence of age, muscle strength and speed of information processing on recovery responses to external perturbations in gait. **Gait Posture**, v. 39, n. 1, p. 513-7, Jan 2014. ISSN 1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24119777> >.

SEO, B. D.; KIM, B. J.; SINGH, K. The comparison of resistance and balance exercise on balance and falls efficacy in older females. **European Geriatric Medicine**, v. 3, n. 5, p. 312-316, 2012. ISSN 18787649.

SHIGEMATSU, R. et al. Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. **Age Ageing**, v. 31, n. 4, p. 261-266, 2002. ISSN 0002-0729.

SHORR, R. I. et al. Improving the capture of fall events in hospitals: combining a service for evaluating inpatient falls with an incident report system. **J Am Geriatr Soc**, v. 56, n. 4, p. 701-704, 2008. ISSN 1532-5415.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. **Phys Ther**, v. 80, n. 9, p. 896-903, 2000. ISSN 0031-9023.

SIEGEL, K. L.; KEPPEL, T. M.; STANHOPE, S. J. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. **Gait & Posture**, v. 19, n. 1, p. 69-75, 2004. ISSN 0966-6362.

SIQUEIRA, F. V. et al. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 27, n. 9, p. 1819-1826, 2011. ISSN 0102-311X.

SKELTON, D. A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O. M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. **Age Ageing**, v. 31, n. 2, p. 119-125, 2002. ISSN 0002-0729.

SOFIANIDIS, G. et al. Effect of a 10-week traditional dance program on static and dynamic balance control in elderly adults. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 17, n. 2, 2009. ISSN 1063-8652.

SRYGLEY, J. M. et al. Self-report of missteps in older adults: a valid proxy of fall risk? **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 90, n. 5, p. 786-792, 2009. ISSN 0003-9993.

STACOFF, A. et al. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait & posture**, v. 21, n. 1, p. 24-38, 2005. ISSN 0966-6362.

STEVENS, J. A. et al. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Inj Prev**, v. 12, n. 5, p. 290-5, Oct 2006. ISSN 1353-8047 (Print)

1353-8047 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17018668> >.

STEVENS, J. A.; PHELAN, E. A. Development of STEADI a fall prevention resource for health care providers. **Health promotion practice**, p. 1524839912463576, 2012. ISSN 1524-8399.

STUDENSKI, S. et al. Gait speed and survival in older adults. **Jama**, v. 305, n. 1, p. 50-58, 2011. ISSN 0098-7484.

SUZUKI, T.; BEAN, J. F.; FIELDING, R. A. Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. **J Am Geriatr Soc**, v. 49, n. 9, p. 1161-1167, 2001. ISSN 1532-5415.

SUZUKI, T. et al. Randomized controlled trial of exercise intervention for the prevention of falls in community-dwelling elderly Japanese women. **J Bone Miner Metab**, v. 22, n. 6, p. 602-11, 2004. ISSN 0914-8779 (Print)

0914-8779 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15490272> >.



SWANENBURG, J. et al. Falls prediction in elderly people: a 1-year prospective study. **Gait & Posture**, v. 31, n. 3, p. 317-321, 2010. ISSN 0966-6362.

TAAFFE, D. R. et al. Once-weekly resistance exercise improves muscle strength and neuromuscular performance in older adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 47, n. 10, p. 1208-1214, 1999. ISSN 1532-5415.

TENO, J.; KIEL, D. P.; MOR, V. Multiple Stumbles: A Risk Factor for Falls in Community-Dwelling Elderly; A Prospective Study. **J Am Geriatr Soc**, v. 38, n. 12, p. 1321-1325, 1990. ISSN 1532-5415.

THELEN, D. 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. ISSN 1050-6411.

THELEN, D. G. et al. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 52, n. 1, p. M8-M13, 1997. ISSN 1079-5006.

TSCHOPP, M.; SATTELMAYER, M. K.; HILFIKER, R. Is power training or conventional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. **Age Ageing**, v. 40, n. 5, p. 549-56, Sep 2011. ISSN 1468-2834 (Electronic)

0002-0729 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21383023> >.

VAN DEN BOGERT, A. J.; PAVOL, M.; GRABINER, M. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **J Biomech**, v. 35, n. 2, p. 199-205, 2002. ISSN 0021-9290.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety science**, v. 43, n. 7, p. 437-453, 2005. ISSN 0925-7535.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety science**, v. 43, n. 7, p. 437-453, 2005. ISSN 09257535.

VAN SCHOOTEN, K. S. et al. Ambulatory fall-risk assessment: Amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults. **The Journals of Gerontology Series**

**A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 70, n. 5, p. 608-615, 2015. ISSN 1079-5006.

VAN SLOTEN, T. T. et al. Peripheral neuropathy, decreased muscle strength and obesity are strongly associated with walking in persons with type 2 diabetes without manifest mobility limitations. **Diabetes research and clinical practice**, v. 91, n. 1, p. 32-39, 2011. ISSN 0168-8227.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle & nerve**, v. 25, n. 1, p. 17-25, 2002. ISSN 1097-4598.

VINCENT, H.; VINCENT, K.; LAMB, K. Obesity and mobility disability in the older adult. **Obesity Reviews**, v. 11, n. 8, p. 568-579, 2010. ISSN 1467-789X.

WALLERSTEIN, L. F. et al. Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 20, n. 2, 2012. ISSN 1063-8652.

WANG, T.-Y. et al. Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults. **J Biomech**, v. 45, n. 7, p. 1169-1175, 2012. ISSN 0021-9290.

WARD, R. E. et al. Functional performance as a predictor of injurious falls in older adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 63, n. 2, p. 315-320, 2015. ISSN 1532-5415.

WATANABE, Y. et al. Effect of resistance training using bodyweight in the elderly: Comparison of resistance exercise movement between slow and normal speed movement. **Geriatrics & gerontology international**, v. 15, n. 12, p. 1270-1277, 2015. ISSN 1447-0594.

WATT, J. R. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 444-449, 2010. ISSN 0268-0033.

WEBBER, S. C.; PORTER, M. M. Effects of ankle power training on movement time in mobility-impaired older women. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 42, n. 7, p. 1233-1240, 2010a. ISSN 0195-9131.

\_\_\_\_\_. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. **Physical therapy**, v. 90, n. 8, p. 1165-1175, 2010b. ISSN 0031-9023.

WHIPPLE, R.; WOLFSON, L.; AMERMAN, P. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **J Am Geriatr Soc**, v. 35, n. 1, p. 13-20, 1987. ISSN 1532-5415.

WHO. World Health Organization global report on falls prevention in older age. 2007. **Geneva (Switzerland)**, 2007.

\_\_\_\_\_. Global recommendations on physical activity for health. 2010.

WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v. 3, n. 1, p. 51-76, 1984. ISSN 0167-9457.

\_\_\_\_\_. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995. ISSN 0966-6362.

WINTER, D. A. et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, v. 70, n. 6, p. 340-347, 1990. ISSN 0031-9023.

WOOLLACOTT, M. H.; TANG, P.-F. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. **Phys Ther**, v. 77, n. 6, p. 646-660, 1997. ISSN 0031-9023.

WRIGHT, R. L. et al. Older adults who have previously fallen due to a trip walk differently than those who have fallen due to a slip. **Gait Posture**, v. 41, n. 1, p. 164-9, Jan 2015. ISSN 1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25455700>>.

ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V.; CHUGUNOVA, L. In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. **Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics**, p. 186-202, 1990.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinetics of human motion**. Human Kinetics, 2002. ISBN 0736037780.

ZHUANG, J. et al. The effectiveness of a combined exercise intervention on physical fitness factors related to falls in community-dwelling older adults. **Clin Interv Aging**, v. 9, p. 131-40, 2014. ISSN 1178-1998 (Electronic) 1176-9092 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24453483>>.

**APÊNDICE I****FICHA DE AVALIAÇÃO****ANAMNESE CLÍNICA. HISTÓRICO DE QUEDAS. ANTROPOMETRIA E  
TESTES FUNCIONAIS****1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO**

Nome:		Data:    /    /
Nasc:    /    /	Idade:	Sexo: ( ) F    ( ) M

**2. ANAMNESE CLÍNICA**

- a) Pressão arterial  
       ( ) Alta                                ( ) Baixa                                ( ) Normal

---

- b) Diabetes  
       ( ) Sim    ( ) Não

Se sim. é controlada? ( )

---

- c) Problema visuais  
       ( ) Sim    ( ) Não

( ) Catarata

( ) Glaucoma

---

- d) Problemas vestibulares

( ) Labirintite

---

e) Sistema ósseo e neuromuscular

( ) Artrite

( ) Artrose

( ) Tendinite

( ) Neuropatia periférica

( ) Osteoporose

---

f) Deficiência Auditiva

( ) Sim

( ) Não

---

g) Doença Neurológica (Acidente Vascular Encefálico. Parkinson. Esclerose Múltipla)

( ) Sim

( ) Não

---

h) Deficiência Física

( ) Sim

( ) Não

---

### 3. SINTOMAS

a) Dor de cabeça

( ) Sim

( ) Não

---

b) Tontura (Falsa sensação de movimento próprio ou do ambiente. Sensação de desequilíbrio. instabilidade. "cabeça oca").

( ) Sim

( ) Não

---

c) Vertigem (Sensação de movimento rotatório)

( ) Sim

( ) Não

---

d) Fraqueza muscular

( ) Sim

( ) Não

---

e) Diminuição de sensibilidade

( ) Sim

( ) Não

---

### 3. MEDICAMENTOS

Você usa medicamentos regularmente?

( ) sim      ( ) não

Quais?

( ) hormônio

( ) diurético

( ) anti-depressivo

( ) pressão arterial

( ) anti-inflamatórios

( ) analgésicos

( ) cardiovasculares

( ) outros \_\_\_\_\_

### 4. HÁBITOS COMUNS

( ) Tabagismo

( ) Bebida alcoólica

( ) \_\_\_\_\_

Pratica atividade física?

( ) sim    ( ) não

Quantas vezes na semana?

( ) 1    ( ) 2    ( ) 3    ( ) 4    ( ) 5    ( ) 6

Qual a duração?

---

Que tipo de atividade física?

---

É orientada por algum profissional de educação física?

( ) sim    ( ) não

## 5. ANTROPOMETRIA

Massa:	Estatura:	IMC:
Comprimento da perna:	Largura Joelho:	Largura Tornozelo:
Circunf. Abdominal:	Circunf. Peitoral:	

**\*\*IMC  $\leq 17$  – ponto de corte**

## 6. TESTES FUNCIONAIS

**TESTE DE LEVANTAR E CAMINHAR (O mais rápido possível. sem correr!!) TUG**

Tempo para realizar o teste: \_\_\_\_\_

**Indivíduos que ficarem abaixo do ponto de corte do teste TUG serão excluídos. Ponto de corte de acordo com os seguintes escores:**

- **60-69 anos: 8.1s; 70-79 anos: 9.2s; 80-99 anos: 11.3s**

## **SPPB**

### **1) TESTE DE EQUILÍBRIO**

**1º Posição:** Pés unidos em paralelos

( ) < 10" → 0 ponto. Marque o tempo \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos.

( ) ≥ 10" → 1 ponto.

**2º Posição:** Hálux encostado na borda medial do calcanhar (semi-tandem).

( ) < 10" → 0 ponto. Marque o tempo \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos.

( ) ≥ 10" → 1 ponto.

**3º Posição:** Hálux encostado na borda posterior do calcanhar (tandem).

( ) < 3" → 0 ponto. Marque o tempo \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos.

( ) 3" ≥ e ≤ 9".99 → 1 ponto

( ) ≥ 10" → 2 pontos

### **2) TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA (4 metros)**

Tempo da 1º velocidade (ida) \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos.

Tempo da 2º velocidade (volta) \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos. Para pontuar, utilize o menor tempo.



( )  $< 4.82'' \rightarrow 4$  pontos

( )  $4.82'' \geq e \leq 6.20'' \rightarrow 3$  pontos

( )  $6.21 \geq e \leq 8.70'' \rightarrow 2$  pontos

( )  $> 8.70'' \rightarrow 1$  ponto

( ) Incapaz  $\rightarrow 0$  ponto

### **3) TESTE DE POTÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES**

( )  $> 16''.7 \rightarrow 1$  ponto

( )  $13''.70 \geq e \leq 16''.69 \rightarrow 2$  pontos

( )  $11''.20 \geq e \leq 13''.69 \rightarrow 3$  pontos

( )  $< 11''.19 \rightarrow 4$  pontos

( ) Incapaz ou tempo  $\geq 60'' \rightarrow 0$  ponto

Teste: 5 vezes consecutivas o mais rápido possível. com os membros superiores cruzados sobre peito e marque o tempo: \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos. Caso o participante use os braços ou não consiga completar as 5 repetições ou demore mais que 1 minuto para completar, finalize o teste e pontue zero e assinale o motivo abaixo.

**PONTUAÇÃO FINAL DO SPPB** Soma Total das pontuações nos 3 testes:

\_\_\_\_\_

## ANEXO I

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós. Roberta Castilhos Detanico Bohrer. Angélica Lodovico e André Luiz Feliz Rodacki. pesquisadores da Universidade Federal do Paraná. estamos convidando o senhor (a) a participar de um estudo intitulado “EFEITO DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO FUNCIONAL COM ÊNFASE EM POTÊNCIA DE MEMBROS INFERIORES SOBRE A CAPACIDADE NEUROMUSCULAR DE RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS”.

O envelhecimento é um processo natural e inerente aos seres vivos e pode ser considerado como a redução da capacidade de adaptação ao meio e da funcionalidade que podem resultar em dificuldades para realização das atividades da vida diária. Um dos problemas mais comum em idosos são as quedas, decorrentes do declínio de muitos sistemas e funções que naturalmente acompanham o processo de envelhecimento, mesmo em indivíduos saudáveis. As quedas ocorrem durante a execução de atividades cotidianas. por exemplo, durante a caminhada.

Considerando-se o aumento da expectativa de vida e conseqüentemente o grande aumento do número de idosos no Brasil e no mundo, estudos com essa população tornam-se muito importantes e a sua participação é fundamental.

a) O objetivo desta pesquisa é avaliar o efeito de um programa de treinamento reativo com ênfase em membros inferiores sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio em idosos. Para isso serão avaliadas algumas capacidades físicas como equilíbrio, força e potência muscular.

b) Caso você participe da pesquisa, será necessário:

- Realizar avaliações de medidas corporais (massa corporal, estatura, cintura, peitoral).

- Realizar uma entrevista com um dos pesquisadores com perguntas sobre condições de saúde, uso de medicamentos, hábitos de vida e histórico de quedas.

- Realizar testes de capacidade funcional: o TUG, em que será medido o tempo que você leva para levantar, caminhar 3m e sentar novamente e a bateria de testes SPPB que é composta por um teste de equilíbrio, um teste de velocidade de marcha e um teste de sentar e levantar. São testes que avaliam potência, equilíbrio e agilidade simulando atividades da vida diária.

- A partir da entrevista e dos resultados das medidas corporais e dos testes funcionais, se não houver nenhuma restrição à sua participação, você deverá realizar as demais avaliações que seguem.

- Realizar um teste de equilíbrio dinâmico: Teste do Passo, em que será medido o tempo que você leva para dar um passo à frente a partir do sinal de comando.

- Realizar teste de força máxima e potência dos músculos das pernas.

- Realizar avaliação cinética, cinemática e eletromiográfica da marcha. Ou seja, avaliação de sua caminhada e capacidade de recuperar o equilíbrio após alguma perturbação inesperada. Para isso serão fixadas em sua pele com fita adesiva diversas bolinhas refletivas para a visualização do movimento no computador e também alguns eletrodos para avaliar a atividade de seus músculos das pernas durante a caminhada. Se necessário, será feita a tricotomia (retirada dos pêlos com material descartável) dos locais onde serão coladas as bolinhas e os eletrodos para melhor fixação.

- Participar de um treinamento de exercícios físicos durante 3 meses com frequência mínima de 85%. O treinamento funcional ocorrerá no mesmo local das avaliações, com sessões de até 60 minutos. 3 vezes por semana, durante 3 meses, completando 36 sessões e será realizado com materiais como elásticos, caneleiras e steps.

c) Para tanto você deverá comparecer no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), no Departamento de Educação Física, no Campus do Jardim Botânico, da Universidade Federal do Paraná. Para a realização das avaliações citadas acima, serão necessários dois dias, com sessões de aproximadamente 1 hora e meia em cada dia, para melhor realização dos testes e respeitando o limite individual das participantes.

d) Nenhum destes procedimentos trará algum malefício para você. Durante as avaliações de seu padrão de caminhada ocorrerão distúrbios ao seu equilíbrio e há a possibilidade de você cair, porém não há risco de você se machucar ou mesmo tocar qualquer parte do seu corpo no chão, pois estará utilizando um equipamento de segurança devidamente testado. Também lembramos que se houver algum incidente que necessite de um atendimento de emergência, o DEF (Departamento de Educação Física) conta com os serviços da Plus Santé Emergências Médicas.

e) Os benefícios esperados com essa pesquisa são: melhoria da força e potência muscular, do equilíbrio e da capacidade funcional. Como consequência, espera-se a

melhoria da capacidade de recuperação do equilíbrio após perturbações inesperadas, como escorregões ou tropeços.

f) Os pesquisadores Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki. Prof. Dra. Angélica Lodovico e a doutoranda Roberta Castilhos Detanico Bohrer, responsáveis por este estudo poderão ser contatados via telefone celular 41 9929-7900 e comercial 3360-4333 ou email: [betadetanico@gmail.com](mailto:betadetanico@gmail.com) ou na Universidade Federal do Paraná. Rua Coração de Maria nº 92 Campus Jardim Botânico CEP: 80.215-370 – Curitiba – PR. para esclarecimentos eventuais, informações pertinentes, além de dúvidas que possam surgir, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.

g) Neste estudo haverá um grupo experimental e um grupo controle. Isto significa que você fará parte de um deles, a partir de sorteio. Os dois grupos realizarão as mesmas avaliações e participarão do treinamento, porém o Grupo Controle iniciará o treinamento somente após o término do primeiro grupo.

h) A sua participação neste estudo é voluntária. e. se você não quiser mais fazer parte da pesquisa, poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado.

i) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (pesquisadores acima nomeados). No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a sua identidade seja preservada e seja mantida a confidencialidade.

j) As despesas necessárias para a realização da pesquisa (avaliações, materiais descartáveis. etc.) não são de sua responsabilidade e pela sua participação no estudo você não receberá qualquer valor em dinheiro.

k) Quando os resultados forem publicados, por meio de artigos científicos, não aparecerá seu nome, e sim um código. Desta forma, todas as informações serão sigilosas, codificadas e utilizadas especificamente para a finalidade deste estudo.

Eu. \_\_\_\_\_ li esse termo de consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

\_\_\_\_\_

(Assinatura do participante da pesquisa)

Curitiba. \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador

<p>Rubricas:</p> <p>Participante da Pesquisa e /ou responsável</p> <p>. .</p>
---

**ANEXO II**

SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY (SPPB) – versão brasileira

Identificação do participante:	Data: / /	Iniciais do examinador
--------------------------------	--------------	------------------------

### VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY SPPB

Todos os testes devem ser realizados na ordem em que são apresentados neste protocolo. As instruções para o avaliador e para o paciente estão separadas nos quadros abaixo. As instruções aos pacientes devem ser dadas exatamente como estão descritas neste protocolo.

## 1. TESTES DE EQUILÍBRIO

### A. POSIÇÃO EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
O paciente deve conseguir ficar em pé sem utilizar bengala ou andador. Ele pode ser ajudado a levantar-se para ficar na posição.	<p>a) Agora vamos começar a avaliação.</p> <p>b) Eu gostaria que o(a) Sr(a). tentasse realizar vários movimentos com o corpo.</p> <p>c) <b>Primeiro eu demonstro e explico</b> como fazer cada movimento.</p> <p>d) Depois o(a) Sr(a). tenta fazer o mesmo.</p> <p>e) Se o(a) Sr(a). não puder fazer algum movimento, ou sentir-se inseguro para realizá-lo, avise-me e passaremos para o próximo teste.</p> <p>f) Vamos deixar bem claro que o(a) Sr(a). não tentará fazer qualquer movimento se não se sentir seguro.</p> <p>g) O(a) Sr(a). tem alguma pergunta antes de começarmos?</p>
	Agora eu vou mostrar o 1º movimento. <b>Depois</b> o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Agora, fique em pé, com os pés juntos, um <b>encostado</b> no outro, por 10 segundos.</p> <p>b) Pode usar os braços, dobrar os joelhos ou balançar o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>c) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo/la a ficar em pé com os pés juntos.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver com os pés juntos, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, se foi necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou"
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o teste de velocidade de marcha.	
<p><b>A. PONTUAÇÃO</b></p> <p>Manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Não manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Não tentou <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p><b>Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1</b></p> <p>Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____ segundos.</p>	

## B. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ PARCIALMENTE À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 2º movimento. Depois o(a) Sr(a). Fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés um pouco mais à frente do outro pé, até ficar com o calcanhar de um pé encostado ao lado do dedão do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar tanto um pé quanto o outro na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) O(a) Sr(a). pode usar os braços, dobrar os joelhos ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar em pé com um pé parcialmente à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição, com o pé parcialmente à frente, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a) ?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou".
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o Teste de velocidade de marcha.	

## B. PONTUAÇÃO

Manteve por 10 segundos ☐ 1 ponto  
 Não manteve por 10 segundos ☐ 0 ponto  
 Não tentou ☐ 0 ponto

**Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1**  
 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: \_\_\_\_\_. \_\_\_\_ segundos.



## C. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 3º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés totalmente à frente do outro até ficar com o calcanhar deste pé encostado nos dedos do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar qualquer um dos pés na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) Pode usar os braços, dobrar os joelhos, ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu avisar quando parar.</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar na posição em pé com um pé à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição com os pés um na frente do outro, pergunte:	"O(a) Sr(a). Está pronto(a)"?
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (Disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o participante sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	" Pronto, acabou".

## C. PONTUAÇÃO

- Mantive por 10 segundos ☐ 2 ponto  
 Mantive por 3 a 9,99 segundos ☐ 1 ponto  
 Mantive por menos de 3 segundos ☐ 0 ponto  
 Não tentou ☐ 0 ponto

**Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1**

Tempo de execução quando for menor que 10 seg: \_\_\_\_ segundos.

**D. Pontuação Total nos Testes de Equilíbrio: \_\_\_\_\_ (Soma dos pontos)**

Quadro 1

Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:

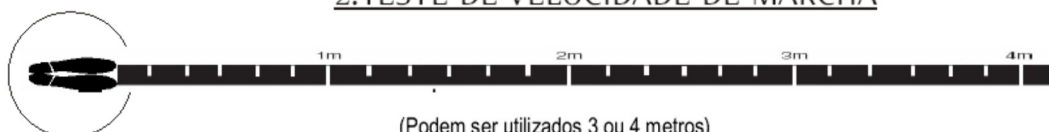
- 1) Tentou, mas não conseguiu.  
 2) O paciente não consegue manter-se na posição sem ajuda.  
 3) Não tentou, o avaliador sentiu-se inseguro.  
 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.

5) O paciente não conseguiu entender as instruções.

6) Outros (Especifique) \_\_\_\_\_.

7) O paciente recusou participação.

## 2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA



(Podem ser utilizados 3 ou 4 metros)

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: fita crepe ou fita adesiva, espaço de 3 ou 4 metros, fita métrica ou trena e cronômetro.	Agora eu vou observar o(a) Sr(a). andando normalmente. Se precisar de bengala ou andador para caminhar, pode utilizá-los.
<b>A. Primeira Tentativa</b>	
1. Demonstre a caminhada para o paciente.	Eu caminharei primeiro e <b>só depois</b> o(a) Sr(a). irá caminhar da marca inicial até <b>ultrapassar completamente</b> a marca final, no <b>seu passo de costume</b> , como se estivesse andando na rua para ir a uma loja.
2. Posicione o paciente em pé com a <b>ponta dos pés tocando</b> a marca inicial.	a) Caminhe até <b>ultrapassar completamente</b> a marca final e depois pare. b) Eu andarei com o(a) Sr(a). sente-se seguro para fazer isto?
3. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão.	a) Quando eu disser "Já", o(a) Sr(a). começa a andar.
4. Caminhe ao lado e logo atrás do participante.	b) "Entendeu?" Assim que o paciente disser que sim, diga: "Então, preparar, já!"
5. Quando <b>um dos pés</b> do paciente <b>ultrapassar completamente</b> a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;"><b>Tempo da Primeira Tentativa</b></p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ . ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu.</p> <p>2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa.</p> <p>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.</p> <p>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.</p> <p>5) O paciente não conseguiu entender as instruções.</p> <p>6) Outros (Especifique) _____</p> <p>7) O paciente recusou participação.</p> <p>C. Apoios para a primeira caminhada:</p> <p>Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue:</p> <p><input type="checkbox"/> <b>0 ponto</b> e prossiga para o Teste de levantar da cadeira.</p>	

B. Segunda Tentativa	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
1. Posicione o paciente em pé com a <b>ponta dos pés tocando</b> a marca inicial.	
2. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão.	
3. Caminhe ao lado e logo atrás do paciente.	
4. Quando <b>um dos pés</b> do paciente <b>ultrapassar completamente</b> a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;"><b>Tempo da Segunda Tentativa</b></p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ . ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Tentou, mas não conseguiu.</li> <li>2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa.</li> <li>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.</li> <li>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.</li> <li>5) O paciente não conseguiu entender as instruções.</li> <li>6) Outros (Especifique) _____</li> <li>7) O paciente recusou participação.</li> </ol> <p>C. Apoios para a segunda caminhada:</p> <p>Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue: <input type="checkbox"/> <b>0 ponto</b></p>	
<b>PONTUAÇÃO DO TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA</b>	
<p>Extensão do teste de marcha: Quatro metros <input type="checkbox"/> ou Três metros <input type="checkbox"/></p> <p>Qual foi o tempo mais rápido dentre as duas caminhadas?</p> <p>Marque o menor dos dois tempos: ____ . ____ segundos e <b>utilize para pontuar.</b></p> <p>[Se somente uma caminhada foi realizada, marque esse tempo] ____ . ____ segundos</p> <p>Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada: <input type="checkbox"/> <b>0 ponto</b></p>	
<p style="text-align: center;">Pontuação para a caminhada de 3 metros:</p> <p>Se o tempo for maior que 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo for de 4,66 a 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo for de 3,62 a 4,65 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo for menor que 3,62 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>	<p style="text-align: center;">Pontuação para a caminhada de 4 metros:</p> <p>Se o tempo for maior que 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo for de 6,21 a 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo for de 4,82 a 6,20 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo for menor que 4,82 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>

3. TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA

Posição inicial



Posição final

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: cadeira com encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45 cm de altura, e cronômetro. A cadeira deve estar encostada à parede ou estabilizada de alguma forma para impedir que se mova durante o teste.	
<b>PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ</b>	
1. Certifique-se de que o participante esteja sentado ocupando a maior parte do assento, mas com os pés bem apoiados no chão. Não precisa necessariamente encostar a coluna no encosto da cadeira, isso vai depender da altura do paciente.	Vamos fazer o último teste. Ele mede a força de suas pernas. O(a) Sr(a). se sente seguro(a) para levantar-se da cadeira sem ajuda dos braços?
2. Demonstre e explique os procedimentos	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo. a) Primeiro, cruze os braços sobre o peito e sente-se com os pés apoiados no chão. b) Depois <b>levante-se completamente</b> mantendo os braços cruzados sobre o peito e sem tirar os pés do chão.
3. Anote o resultado.	Agora, por favor, <b>levante-se completamente</b> mantendo os braços cruzados sobre o peito.
4. Se o paciente não conseguir levantar-se sem usar os braços, não realize o teste, apenas diga: "Tudo bem, este é o fim dos testes".	
5. Finalize e registre o resultado e prossiga para a pontuação completa da SPPB.	
<b>RESULTADO DO PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ</b> A. Levantou-se sem ajuda e com segurança Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> . O paciente levantou-se sem usar os braços <input type="checkbox"/> Vá para o teste levantar-se da cadeira 5 vezes . O paciente usou os braços para levantar-se <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue <b>0 ponto</b> . Teste não completado ou não realizado <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue <b>0 ponto</b> B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo: 1) Tentou, mas não conseguiu. 2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda. 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro. 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro. 5) O paciente não conseguiu entender as instruções. 6) Outros (Especifique) _____. 7) O paciente recusou participação.	

TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES			
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente		
	Agora o(a) Sr(a). se sente seguro para levantar-se da cadeira completamente cinco vezes, com os pés bem apoiados no chão e sem usar os braços?		
1. Demonstre e explique os procedimentos.	<p>Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.</p> <p>a) Por favor, levante-se <b>completamente o mais rápido possível</b> cinco vezes seguidas, <b>sem parar</b> entre as repetições.</p> <p>b) Cada vez que se levantar, sente-se e levante-se novamente, mantendo os braços cruzados sobre o peito.</p> <p>c) Eu vou marcar o tempo com um cronômetro.</p>		
2. Quando o paciente estiver sentado, adequadamente, como descrito anteriormente, avise que vai disparar o cronômetro, dizendo:	"Preparar, já!"		
<p>3. Conte em <b>voz alta</b> cada vez que o paciente se levantar, até a quinta vez.</p> <p>4. Pare se o paciente ficar cansado ou com a respiração ofegante durante o teste.</p> <p>5. Pare o cronômetro quando o paciente <b>levantar-se completamente</b> pela quinta vez.</p> <p>6. Também pare:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>. Se o paciente usar os braços</li> <li>. Após um minuto, se o paciente não completar o teste.</li> <li>. Quando achar que é necessário para a segurança do paciente.</li> </ul> <p>7. Se o paciente parar e parecer cansado antes de completar os cinco movimentos, pergunte-lhe se ele pode continuar.</p> <p>8. Se o paciente disser "Sim", continue marcando o tempo. Se o participante disser "Não", pare e zere o cronômetro.</p>			
<p><b>RESULTADO DO TESTE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES</b></p> <p>A. Levantou-se as cinco vezes com segurança:    Sim <input type="checkbox"/>    Não <input type="checkbox"/></p> <p>B. Levantou-se as 5 vezes com êxito, registre o tempo: ____:____ seg.</p> <p>C. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Tentou, mas não conseguiu</li> <li>2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda</li> <li>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro</li> <li>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro</li> <li>5) O paciente não conseguiu entender as instruções</li> <li>6) Outros (Especifique) _____</li> <li>7) O paciente recusou participação.</li> </ol>			
<p style="text-align: center;"><b>PONTUAÇÃO DO TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA</b></p> <p>O participante não conseguiu levantar-se as 5 vezes ou completou o teste em tempo maior que 60 seg:    <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for 16,70 segundos ou mais:    <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for de 13,70 a 16,69 segundos:    <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,20 a 13,69 segundos:    <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,19 segundos ou menos:    <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>			
<table style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p><b>PONTUAÇÃO COMPLETA PARA A VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY - SPPB</b></p> </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>1. Pontuação total do teste de equilíbrio: ____ pontos</p> <p>2. Pontuação do teste de velocidade de marcha: ____ pontos</p> <p>3. Pontuação do teste de levantar-se da cadeira: ____ pontos</p> <p>4. Pontuação total: ____ pontos (some os pontos acima).</p> </td> </tr> </table>		<p><b>PONTUAÇÃO COMPLETA PARA A VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY - SPPB</b></p>	<p>1. Pontuação total do teste de equilíbrio: ____ pontos</p> <p>2. Pontuação do teste de velocidade de marcha: ____ pontos</p> <p>3. Pontuação do teste de levantar-se da cadeira: ____ pontos</p> <p>4. Pontuação total: ____ pontos (some os pontos acima).</p>
<p><b>PONTUAÇÃO COMPLETA PARA A VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY - SPPB</b></p>	<p>1. Pontuação total do teste de equilíbrio: ____ pontos</p> <p>2. Pontuação do teste de velocidade de marcha: ____ pontos</p> <p>3. Pontuação do teste de levantar-se da cadeira: ____ pontos</p> <p>4. Pontuação total: ____ pontos (some os pontos acima).</p>		