UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

JOÃO PEDRO DOS SANTOS FERREIRA MOREIRA DE PINHO

Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força

São Paulo
2012

JOÃO PEDRO DOS SANTOS FERREIRA MOREIRA DE PINHO

Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do programa de Educação Física.

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio

São Paulo
2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Pinho, João Pedro dos Santos Ferreira Moreira de

Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força / João Pedro dos Santos Ferreira Moreira de Pinho. – São Paulo [n.s.], 2012.

133f.

Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Treinamento de força. 2. Biomecânica. 3. Marcha. 4. Idosos I. Título.

PINHO, J.P. **Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força**. Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À minha mais que tudo.

AGRADECIMENTOS

Os meus sinceros agradecimentos dirigem-se a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho. Especialmente,

À minha mulher que se torna, a cada dia, a minha “mais que tudo”. Estou-te imensamente grato não somente pelo ombro invariavelmente disponível como por essa inesgotável fonte de vida que és.

À minha primeira família (Pai, Mãe e Cátia) e à que aqui tive o privilégio de conhecer (Professor, Penha, Nonas e João Paulo), por todo o apoio e amor. Professor, muito obrigado pela revisão do trabalho escrito.

Aos professores Alberto Carlos Amadio e Júlio Cerca Serrão pelo investimento, magnífico suporte e companheirismo que, desde sempre, me ofertaram. A vossa amizade é-me muito preciosa.

Ao professor Adalgiso Cardoso, por todas as contribuições.

Aos membros do laboratório de biomecânica, pelo auxílio em todas as etapas da pesquisa. Lucas, Daniel, Rogério, Bruno, Luciano, Alcina, Gustavo, Polly, Jaque e Juliana, este projeto ainda não teria saído do papel se não fosse por vocês. MUITO OBRIGADO.

Ao Bruno, pela paciência na elaboração das rotinas matemáticas, por toda a ajuda no tratamento dos dados e pelas discussões, às vezes descabidas, dos procedimentos estatísticos a adotar.

Ao Fábio, pelo empréstimo das câmeras de vídeo e pelas intervenções, sempre oportunas, durante a avaliação das participantes.

À Alaide, Alzira, Aninha, Anita, Ana, Angelina, Carmem, Cida, Clélia, Cleusa, Gessi, Lidia, Cissa, Margarida, Maria Venâncio, Marilena, Marlene, Marli, Marlisa, Myoko, Nazareth, Rosélia, Alzira, Clarice, Nirce, Rosalina, Sueli, Teresa e Yuriko por terem participado no estudo com uma energia contagiante.

SUMÁRIO

Lista de Tabelas..... iii

Lista de Figuras..... iv

Lista de siglas, abreviações e símbolos..... vi

Resumo..... viii

Abstract..... ix

1. INTRODUÇÃO..... 1

2. OBJETIVOS..... 2

2.1 OBJETIVO GERAL..... 2

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... 2

3. REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA..... 3

3.1 SOBRE O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO..... 3

3.2 DESCRIÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA DE IDOSOS..... 4

3.2.1 Etiologia da marcha de idosos..... 6

3.2.2 Variáveis cinemáticas da marcha de idosos..... 8

3.2.3 Variáveis cinéticas da marcha de idosos..... 12

3.2.4 Variáveis eletromiográficas da marcha de idosos..... 18

3.2.5 Variáveis biomecânicas da marcha de idosos preditoras de queda..... 21

3.3 A INFLUÊNCIA DO EXERCÍCIO FÍSICO NA MARCHA DE IDOSOS..... 25

3.3.1 A influência do treinamento de força na marcha de idosos..... 26

3.3.2 A influência do treinamento de potência na marcha de idosos..... 32

4. MATERIAIS E MÉTODOS..... 36

4.1 AMOSTRA..... 36

4.2 PROGRAMAS DE INTERVENÇÃO..... 37

4.2.1 Grupo treino de força..... 38

4.2.2 Grupo treino de potência..... 38

4.3 AVALIAÇÕES EXPERIMENTAIS..... 39

4.3.1 Anamnese..... 39

4.3.2 Questionário de Baecke..... 39
4.3.3 Avaliação do Equilíbrio..... 39
4.3.4 Avaliação Funcional..... 40
4.3.5 Avaliação da Marcha..... 40
4.3.5.1 Instrumentos de medição..... 41
4.3.5.1.1 Câmera de vídeo..... 41
4.3.5.1.2 Eletromiógrafo..... 42
4.3.5.2 Variáveis de análise..... 44
4.3.5.2.1 Variáveis cinemáticas..... 44
4.3.5.2.2 Variáveis eletromiográficas..... 45
4.3.5.3 Tratamento matemático dos sinais..... 46
4.4 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS..... 46
4.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL..... 49
5. ANÁLISE DOS RESULTADOS..... 50
5.1 ANÁLISE DAS DIFERENÇAS NO MOMENTO INICIAL..... 50
5.2 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS TESTES FUNCIONAIS E DE FORÇA... 52
5.3 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS DADOS CINEMÁTICOS..... 58
5.4 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS DADOS ELETROMIOGRÁFICOS..... 62
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS..... 69
6.1 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS FUNCIONAIS..... 70
6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS CINEMÁTICOS DA MARCHA..... 82
6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA..... 91
6.4 LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS..... 99
7. CONCLUSÕES..... 100
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 100
ANEXOS..... 111

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Síntese dos estudos de intervenção sobre o efeito do treinamento de força na marcha de idosos..... 29

TABELA 2 - Síntese dos estudos de intervenção sobre o efeito do treinamento de potência na marcha de idosos..... 33

TABELA 3 - Protocolo e descrição dos testes funcionais desenvolvidos por Rikli e Jones (1999).. 40

TABELA 4 - Médias e desvios-padrão dos três grupos do estudo (Controle, Força e Potência) da idade, índice de massa corporal, comprimento de membros inferiores e nível de atividade física..... 51

TABELA 5 - Médias e desvios-padrão ou mediana dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da bateria de testes de equilíbrio de Berg, do teste de equilíbrio dinâmico, do valor da máxima ação voluntária estimada realizada na cadeira extensora e na cadeira flexora..... 51

TABELA 6 - Médias e desvios-padrão ou mediana dos três grupos do estudo (Controle, Força e Potência) da força de membros inferiores, força de membros superiores, flexibilidade de membros inferiores, flexibilidade de membros superiores, teste de agilidade, capacidade aeróbia e a velocidade auto-selecionada na avaliação da marcha..... 52

TABELA 7 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) referentes ao desempenho na bateria de testes de capacidades funcionais, nos testes de equilíbrio e nos de força máxima..... 56

TABELA 8 - Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) dos testes funcionais e de força dos grupos Controle, Força e Potência..... 58

TABELA 9 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) referentes às variáveis cinemáticas da marcha..... 61

TABELA 10 - Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) das variáveis cinemáticas da marcha dos grupos Controle, Força e Potência..... 62

TABELA 11 - Médias e desvios-padrão dos três grupos (Controle, Força e Potência), no momento inicial e final do estudo, referentes às variáveis eletromiográficas da marcha..... 65

TABELA 12 - Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) das variáveis eletromiográficas da marcha dos grupos Controle, Força e Potência..... 66

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Ilustração do sinal eletromiográfico original do músculo gastrocnêmio lateral, da velocidade e aceleração do calcanhar e da componente vertical da força de reação do solo, em idosos, do estudo de Lockhart e Kim (2006)..... 19

FIGURA 2 - Ilustração, do estudo de Henriksson e Hirschfeld (2005), da componente vertical, ântero-posterior e médio-lateral da força de reação do solo, da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior e do gastrocnêmio lateral desde o momento de preparação da tarefa à alteração observada na curva da força de reação do solo, de jovens e idosos, sendo registrado o início da atividade muscular antecipatória do grupo idoso..... 24

FIGURA 3 - Ilustração da localização dos sete marcadores para a avaliação cinemática..... 42

FIGURA 4 - Local da colocação dos eletrodos, baseado nas recomendações do SENIAM (2011), do vasto lateral, reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral..... 43

FIGURA 5 - Diagrama de blocos representando o procedimento experimental e as etapas do estudo..... 50

FIGURA 6 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste de equilíbrio estático, unipodal, medido em segundos: teste unipodal, como os olhos abertos, tendo o pé direito como apoio (6A) e o esquerdo como apoio (6B)..... 53

FIGURA 7 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste funcional de força de membros inferiores (7A) e de membros superiores (7B), registrado em número de repetições obtidas nos 30 segundos de teste..... 54

FIGURA 8 - Médias e desvios-padrão dos dois grupos experimentais (Força e Potência) no teste de força máxima dos músculos extensores de joelho (8A) e dos músculos flexores do joelho (8B), registrado em quilogramas..... 54

FIGURA 9 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste funcional de flexibilidade de membros inferiores (9A) e de membros superiores (9B), registrado em centímetros..... 55

FIGURA 10 - Tamanho de efeito (*g*) e intervalos de confiança do grupo Controle, Força e Potência no teste de equilíbrio dinâmico, de equilíbrio estático unipodal de olhos abertos, tendo como suporte o pé direito, de equilíbrio estático unipodal de olhos fechados, tendo como suporte o pé esquerdo, de flexibilidade de membros inferiores, agilidade e no teste de força máxima dos extensores de joelho, na cadeira extensora..... 57

FIGURA 11 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do ângulo do quadril no momento do contato inicial (11A) e do ângulo pico do tornozelo no momento propulsivo (11B)..... 59

FIGURA 12 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da distância (cm) perpendicular mínima ao solo dos metatarsos, na fase de balanço..... 59

FIGURA 13 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da velocidade horizontal pico (m/s) do calcanhar na fase de balanço (13A) e da aceleração horizontal negativa pico (m/s^2) do calcanhar na fase de balanço (13B)..... 60

FIGURA 14 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do índice de co-ativação muscular entre o músculo Vasto Lateral e Bíceps Femoral (14A) e entre o Reto femoral e o Bíceps Femoral (14B)..... 63

FIGURA 15 - Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do coeficiente de variação do envoltório linear dos músculos Vasto Lateral (15A), Reto Femoral (15B), Tibial Anterior (15C) e Gastrocnêmio Lateral (15D)..... 63

FIGURA 16 - Valores de RMS do músculo Reto Femoral (16A) e Bíceps Femoral (16B), normalizados pela média do sinal eletromiográfico obtido durante cada ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo, nas oito fases do ciclo de marcha..... 67

FIGURA 17 - Valores de RMS do músculo Tibial Anterior (17A) e Gastrocnêmio Lateral (17B), normalizados pela média do sinal eletromiográfico obtido durante cada ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo, nas oito fases do ciclo de marcha..... 68

LISTA DE SIGLAS, ABREVIAÇÕES E SÍMBOLOS

BF – músculo bíceps femoral

CE – cadeira extensora

CF – cadeira flexora

CI – contato inicial

CV – coeficiente de variação

d – tamanho de efeito de Cohen

EPDOA – equilíbrio pé direito olhos abertos

EPDOF – equilíbrio pé direito olhos fechados

EPEOA – equilíbrio pé esquerdo olhos abertos

EPEOF – equilíbrio pé esquerdo olhos fechados

F_MMII – força de membros inferiores

F_MMSS – força de membros superiores

FL_MMII – flexibilidade de membros inferiores

FL_MMSS- flexibilidade de membros superiores

g – tamanho de efeito de Hedges

GC – grupo controle

GF – grupo força

GL – músculo gastrocnêmio lateral

GP – grupo potência

IC – intervalo de confiança

IMC – índice de massa corpórea

MMII – membros inferiores

MMSS – membros superiores

r – coeficiente de correlação

$R^2 = r^2$– coeficiente de determinação

RF – músculo reto femoral

RM – repetição máxima

RMS – raiz quadrada da média elevada ao quadrado

TA – músculo tibial anterior

TUG – timed-up-and-go

u.a. – unidades adimensionais

VL – músculo vasto lateral

δ – tamanho de efeito de Cliff

↑ – aumento

↓ – diminuição

↔ – manutenção

RESUMO

PINHO, J.P. **Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força**. 2012. 133f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

O inexorável declínio das capacidades motoras ao longo do envelhecimento propicia uma população idosa com diversas limitações funcionais. Dentre estas, a capacidade de locomoção, por estar associada ao risco de queda, tem sido objeto de estudo de diversos trabalhos. A adoção do treinamento de força e de potência como estratégia de intervenção para atenuar os efeitos negativos do processo fisiológico ou patológico do envelhecimento têm sido bastante discutidas. Contudo, os efeitos dessas intervenções em indicadores biomecânicos da marcha não foram ainda plenamente debatidos. Desta forma, o presente trabalho teve como objetivo comparar os efeitos desses dois protocolos de treinamento nas capacidades funcionais e em parâmetros biomecânicos da marcha de idosas. Foram formados três grupos de estudo do sexo feminino, homogeneizados pela idade, índice de massa corporal e nível de atividade física: o grupo controle (GC: n=8, 69±4 anos de idade), o grupo força (GF: n=6, 67±4 anos de idade) e o grupo potência (GP: n=7, 68±4 anos de idade). Ao GC não foi induzida qualquer atividade extra à sua rotina. Já o GF e o GP foram submetidos a 12 semanas de treinamento de força e de potência, respectivamente, com periodicidade semanal de três sessões. Enquanto que o GF executou os exercícios propostos com velocidade moderada (70-90% de 1RM), o GP executou-os com velocidade rápida (40-60% de 1RM). Prévia e posteriormente ao período de intervenção, foi conduzida uma avaliação cinemática e eletromiográfica da marcha das participantes, bem como da sua capacidade funcional e de equilíbrio. Enquanto que o GC não apresentou alterações significativas após as 12 semanas de intervenção, o GF e o GP melhoraram a força de extensores de joelho (g=2,39 e g=1,47, respectivamente), a potência de membros inferiores (δ=0,58 e δ=0,31) e de membros superiores (δ=0,33 e δ=0,53), a flexibilidade de membros inferiores (δ=-0,14 e δ=-0,18), apresentaram uma redução da velocidade (g=-0,58 e g=-1,18) e do pico de frenagem horizontal do calcanhar (g=-1,27 e g=-1,35) antes do contato inicial, e uma redução da co-ativação de vasto lateral e bíceps femoral (g=-1,18 e g=-0,95). Os resultados sugerem que tanto o treinamento de força quanto o de potência são eficazes para promover melhoras funcionais e na marcha de idosas, consistentes com um padrão de movimento mais seguro e econômico.

Palavras-chave: idosos, treinamento de força, treinamento de potência, capacidade funcional, biomecânica da marcha

.

ABSTRACT

PINHO, J.P. **Biomechanical gait indicators of elderly women in response to strength training**. 2012. 133f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

The inexorable decline in motor skills during aging provides us with an elderly population with various functional limitations. Among these, the ability to walk, being associated with the risk of falling has been studied by several authors. The adoption of strength and power training as an intervention strategy to reduce the negative effects arising from the physiological or pathological process of aging has been widely discussed in these studies. However, the effects of these interventions on biomechanical gait indicators have not been fully debated yet. Therefore, this study aimed to compare the effects of these two training protocols on functional capacities and biomechanical gait parameters of elderly women. Three female groups, homogenized by age, body mass index and physical activity level, were formed: the control group (GC: n=8, 69±4 years old), the strength training group (GF: n=6, 67±4 years old) and the power training group (GP, n=7, 68±4 years old). No extra activity was induced to GC's routine. Meanwhile, GF and GP underwent 12 weeks of strength and power training, respectively, with three weekly sessions. While GF performed the exercises with moderate speed (70-90% of 1RM), the GP executed them in fast speed (40-60% of 1RM). A kinematic and electromyographic gait evaluation, as well as balance and functional capacity evaluations, were conducted prior and after the intervention period. While the GC showed no significant changes after 12 weeks of intervention, the GF and GP improved the knee extensors strength (g=2.39 g=1.47, respectively), the lower limbs power (δ=0.58 and δ=0.31), the upper limbs power (δ = 0.33 and δ=0.53), the lower limbs flexibility (δ=-0.14 and δ=-0.18), showed a heel velocity reduction (g=-0.58 and g=-1.18) and a braking heel reduction (g=-1.27 and g=-1.35) before the initial contact, and a reduction of the co-activation of the vastus lateralis and the biceps femoris (g=-1.18 and g=-0.95). The results suggest that both protocols are effective in promoting functional improvements and in the gait of elderly women, consistent with a safer and economic pattern of movement.

Key-words: elderly, strength training, power training, functional capacity, gait biomechanics

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento da população mundial tem pressionado a comunidade científica a encontrar estratégias que permitam melhorar a qualidade de vida desta população. Desta forma, diversos estudos têm sido propostos na tentativa de encontrar a melhor forma para atenuar os efeitos negativos do processo natural ou patológico do envelhecimento.

A atrofia muscular e subsequente perda de força estão presentes na velhice e, embora a sua etiologia não esteja plenamente descrita, as suas sequelas estão bem documentadas (GREENLUND e NAIR, 2003), como a diminuição da capacidade funcional, entendida como a ausência de dificuldade no desempenho de tarefas da vida cotidiana. Miszko et al. (2003) referem que a aptidão para executar essas tarefas é uma componente de sucesso no envelhecimento, sendo que a capacidade para se deslocar de um local para o outro é uma das capacidades funcionais básicas para a independência do idoso. Friedman (2008), por sua vez, afirma que distúrbios na marcha aumentam o risco de queda e da dependência funcional, diminuindo a qualidade de vida na velhice.

De fato, o envelhecimento acarreta diversas alterações nas características biomecânicas da marcha de idosos que, segundo Winter et al. (1990), conduzem a um movimento típico. Serrão e Amadio (1994) apontam a perda de mobilidade articular, a diminuição da sensibilidade dos órgãos sensoriais e as alterações ósteo-mio-articulares como as principais causas de uma marcha própria desta população.

Dentre as características que identificam a marcha do idoso destacam-se a redução da velocidade de marcha habitual (LEE e KERRIGAN, 1999), o aumento da duração da fase de duplo apoio e diminuição da fase de balanço (WINTER, 1991), a reduzida força de impulso dos membros inferiores na fase propulsiva do movimento (PRINCE et al., 1997) e a reduzida deflexão da curva da componente vertical da força de reação do solo (SERRÃO e AMADIO, 1994). Estas características refletem uma condição de instabilidade que pode conduzir ao aumento do risco de queda.

Todavia, a prática de exercício físico tem-se mostrado eficiente na minimização das perdas referentes às capacidades motoras de idosos, sendo possível reduzir fatores de risco que afetam esta população (KARANI, MCLAUGHLIN e CASSEL, 2001). Cyarto, Moorhead e Brown (2004) referem que o exercício físico, nomeadamente o treinamento de força, pode, de forma segura, aumentar a massa muscular e força em idosos, tendo consequência direta na melhora da sua capacidade funcional. Já Hazell, Kenno e Jakobi (2007) apontam o treinamento de potência, juntamente com o treinamento de força, como as duas estratégias

mais viáveis para solucionar o problema da atrofia e consequente perda de força muscular nos idosos, permitindo melhorar o desempenho nas capacidades funcionais.

Apesar da maioria dos estudos encontrados não apresentarem uma caracterização biomecânica dos efeitos das estratégias de intervenção, o aumento da velocidade de marcha, que segundo Ostrosky et al. (1994) é um indicador válido para documentar a sua eficiência, é apontado como uma resposta comum (CAVANI et al., 2002; CHANDLER et al., 1998; HENWOOD, RIEK e TAAFFE, 2008; HRUDA, HICKS e MCCARTNEY, 2003).

Naquele que parece ser o único trabalho que avaliou parâmetros biomecânicos da marcha de idosos submetidos a treinamento de força, verificou-se que as respostas a esse treinamento foram consistentes com uma marcha mais segura (PERSCH et al., 2009).

A escassez de estudos interventivos com o propósito de investigar as alterações cinemáticas e eletromiográficas na marcha de idosos submetidos aos protocolos de intervenção (treinamento de força e de potência) motivou o presente estudo. O seu propósito, além da descrição das alterações encontradas, estendeu-se à comparação das estratégias interventivas. Em última instância, pretendeu-se fundamentar estas estratégias de intervenção com o intuito de melhorar a qualidade de vida ao longo do processo de envelhecimento.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo teve como objetivo geral investigar e comparar os efeitos do treinamento de força e do treinamento de potência nas capacidades funcionais e nos parâmetros biomecânicos da marcha de idosas.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos do trabalho consistiram em:

a) Comparar as respostas das variáveis funcionais induzidas pelos treinamentos de força e de potência;

b) Comparar as respostas das variáveis cinemáticas induzidas pelos treinamentos de força e de potência;

c) Comparar as respostas das variáveis eletromiográficas induzidas pelos treinamentos de força e de potência;

3. REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA

3.1 SOBRE O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO

Do ponto de vista biológico, o envelhecimento pode ser entendido como a degeneração insubstituível das células somáticas, conduzindo a uma perda funcional dos órgãos e estruturas corporais e sua consequente falência. Em idades avançadas, as limitações visuais, auditivas, motoras e intelectuais, bem como o aparecimento de doenças crônico-degenerativas, conduzem a uma maior dependência para as atividades cotidianas, verificando-se uma diminuição da sua capacidade funcional, definida como a ausência de dificuldade no desempenho das atividades da vida diária. Desta forma, o envelhecimento relaciona-se com a diminuição da reserva funcional, da resistência às agressões ambientais e com o aumento do risco de morte.

É um fenômeno de escala mundial e o grupo idoso, relativamente aos demais grupos etários, é aquele que apresenta um crescimento mais elevado. No Brasil este fato não é exceção, observando-se um crescimento cada vez maior da população idosa. Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2002), os sensos de 2000 mostraram um aumento ainda maior nos grupos de idades mais avançadas, como o grupo de 70 a 74 anos, que apresentou um aumento de 0,4% e o grupo de 75 ou mais anos de idade, que apresentou um aumento de 0,6% da população total de idosos. As causas desta mudança no quadro demográfico brasileiro são apontadas como sendo multifatoriais, em que o declínio da taxa de fecundidade, o aumento gradual da esperança média de vida e os avanços tecnológicos desempenham um papel preponderante. Kalache, Veras e Ramos (1987) referem que o avanço tecnológico e do conhecimento acerca do processo de envelhecimento permitem desenvolver estratégias que contribuem não só para o prolongamento dos anos de vida do indivíduo, mas também para melhorar a sua qualidade de vida, garantindo um envelhecimento de qualidade.

Dentre as características mais comuns desta população, a diminuição progressiva das capacidades motoras, tais como força, velocidade, resistência, agilidade e flexibilidade, é evidente. Segundo Bross, Storer e Bhasin (1999), diversos marcadores biológicos indicam que entre a vigésima e a nonagésima décadas da vida humana há uma redução em cerca de 50% da massa muscular, propiciando doenças pulmonares e níveis hormonais irregulares. Os autores indicam que a perda de força no idoso é consequência da redução

da massa muscular (sarcopenia), podendo alcançar metade dos níveis de força apresentados na idade adulta. Greenlund e Nair (2003) referem que a perda de massa muscular na velhice está associada ao aumento da necessidade prolongada de serviços de saúde e reduzida qualidade de vida, sugerindo que este deva ser um assunto considerado de saúde pública.

Ao longo do envelhecimento, as alterações dos sistemas cardiovascular, neuromuscular e músculo-esquelético limitam o movimento humano, dificultando a realização de tarefas tanto de caráter geral (atividades recreativas, desportivas) quanto da vida diária (alimentação, higiene pessoal) (ROSA et al., 2003). De fato, a aptidão para executar tarefas da vida diária é uma componente de sucesso no envelhecimento, sendo que a capacidade de se deslocar de um local para o outro é uma das capacidades funcionais básicas (MISZKO et al., 2003). Auvinet et al. (2003) afirmam que os problemas da marcha na velhice estão associados a alterações de equilíbrio consequentes da atrofia muscular, aumentando o risco de queda e perda de independência funcional. Já Scarborough et al. (1999) verificaram que a força muscular do quadríceps estava diretamente correlacionada com a marcha de idosos com limitações funcionais, afirmando que a capacidade deste grupo muscular gerar força é essencial para realizar atividades cotidianas como andar ou levantar de uma cadeira com sucesso. Os autores salientam que esta musculatura desempenha um papel fulcral no controle do equilíbrio, diminuindo o risco de queda durante as atividades diárias de locomoção.

A prática de exercício físico tem-se mostrado eficiente na minimização das perdas referentes às capacidades motoras de idosos, sendo possível modificar alguns fatores de risco desta população (KARANI, MCLAUGHLIN e CASSEL, 2001). Cyarto, Moorhead e Brown (2004) referem que o exercício físico, nomeadamente o treinamento de força, pode, de forma segura, aumentar a massa muscular e força em idosos, melhorando a sua capacidade funcional. Mencionam que a locomoção é um dos aspectos mais importantes da vida diária e que distúrbios na marcha aumentam o risco de queda e da dependência funcional, conduzindo à redução da qualidade de vida. Por fim, afirmam que a prática de exercício físico é uma estratégia segura e efetiva para atenuar as limitações impostas pelo envelhecimento, nomeadamente na capacidade para se locomover.

3.2 DESCRIÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA DE IDOSOS

A marcha é o movimento básico de locomoção do ser humano que depende de múltiplos mecanismos para que se faça de modo natural e seguro. É um movimento que tem como

objetivo transportar o corpo de forma segura e eficiente de um local para outro (PRINCE et al., 1997). Do ponto de vista neurofisiológico é o resultado da interação de estruturas músculo-esqueléticas e neurossensoriais, possibilitando um processo harmônico e coordenado de movimentos (WINTER, 1991). Winter (1992) aponta dois requisitos básicos durante a marcha: o movimento periódico das pernas de uma posição de suporte à próxima posição de suporte e forças de reação do solo suficientes para sustentar o corpo e propulsioná-lo para a frente.

Segundo Prince et al. (1997), o ser humano apresenta características de uma marcha madura dos sete aos sessenta anos de idade, período em que tende, gradualmente, a se alterar. Mencionam que uma das características mais marcantes da marcha desta população, quando comparada com indivíduos jovens, compreende um elevado custo energético, mesmo em velocidades significativamente menores. As consequências destas alterações são um fator de morbilidade social, interferindo na qualidade de vida dos indivíduos, sendo responsáveis por estratégias de adaptação adotadas no sentido de acomodar as consequências de alguma disfunção (WINTER, 1991). A análise biomecânica da marcha, na sua interdependência com a física, medicina, engenharia mecânica, entre outras, permite identificar de forma precisa essas disfunções, bem como inferir a sua causa (PERRY, 2010).

Serrão e Amadio (1994) apontam a perda de mobilidade articular, a diminuição da sensibilidade dos órgãos sensoriais e as alterações ósteo-mio-articulares como as principais causas de uma marcha própria desta população. Já WINTER (1991), refere que a homogeneidade da marcha desta população se deve à redução geral da sua variabilidade, consequência da perda de plasticidade própria do envelhecimento, diminuindo a capacidade de adaptação a situações inesperadas, como as impostas pelo ambiente (obstáculos urbanos, por exemplo).

A caracterização das alterações da marcha de idosos corresponde à etapa inicial da compreensão do fenômeno, dando origem a estudos que investigam as consequências dessas alterações e a trabalhos que procuram isolar as variáveis preditoras de risco de qualquer enfermidade. No entanto, o conhecimento acerca da etiologia das mudanças encontradas é de suma importância para que se consigam propor medidas interventivas que, de fato, tenham enfoquem na resolução pontual dos problemas. Desta forma, no próximo subitem serão explanadas as prováveis causas das alterações encontradas na marcha de idosos.

3.2.1 ETIOLOGIA DA MARCHA DE IDOSOS

McGibbon (2003) refere que, até à data, nenhum estudo havia apontado as limitações fisiológicas determinantes da marcha alterada em idosos. Porém, especula que as perdas originadas pelo envelhecimento, como a diminuição da força e amplitude de movimento, perda de acuidade visual, função cardiorrespiratória diminuída e perda de eficiência do sistema vestibular, podem estar na origem das alterações encontradas na sua locomoção. O autor refere que há fortes indícios de que as adaptações neuromusculares são direta ou indiretamente responsáveis pelas alterações primárias encontradas. Não obstante, aponta para a importância em diferenciar a sua causa e efeito, ou seja, distinguir as modificações neuromusculares que estão na origem das mudanças da marcha das compensações da marcha provocadas por essas mudanças. Já Sadeghi et al. (2004) sugerem que as alterações das variáveis espaço-temporais da marcha de idosos refletem a tendência a um movimento mais seguro e dinamicamente estável, não sendo, necessariamente, indicativo de limitações funcionais.

Callisaya et al. (2009) examinaram a associação entre as perdas sensório-motoras advindas da idade e as alterações na marcha desta população, afirmando que os declínios ocorridos em função do avanço da idade afetam várias características da marcha, como a velocidade e seus determinantes (comprimento de passada e cadência), largura de apoios e duração da fase de duplo apoio. Os autores indicam que, embora considerem que a deterioração do sistema sensório-motor explique essas alterações, é inexequível conduzir um estudo fidedigno se apenas forem considerados fatores isolados, sendo primordial a exploração das interações que envolvem essas relações. Os resultados do estudo mostraram que, ajustados pela idade, a força de quadríceps e o tempo de reação foram os fatores que mais se associaram à velocidade de marcha, em homens e mulheres, sendo que o tempo de reação mais rápido foi associado a passadas maiores, velocidade mais rápida e menor tempo de duplo apoio. Os autores sugerem que a diminuição da força de quadríceps reduz a estabilidade necessária para manter uma cadência vigorosa de marcha, diminuindo o comprimento de passo, aumentando o tempo de duplo apoio, diminuindo a velocidade, e que um tempo de reação mais lento, que traduz os efeitos do declínio do processamento cognitivo central, é causa direta da reduzida velocidade de marcha. Por fim, Callisaya et al. (2009) afirmam que o modelo proposto explica apenas 49% da variabilidade da marcha, referindo que outros fatores sensório-motores, como a perda de amplitude de movimento, o declínio da função vestibular, da cognição, a dor ou medo de cair, possam também contribuir para as alterações de marcha apresentadas pelos idosos.

Frequentemente, a origem das alterações apresentadas na marcha de idosos não é detectada. Um exemplo comum da marcha alterada de idosos, com origem idiopática, é a marcha cuidadosa, marcada tipicamente pela reduzida velocidade, reduzido comprimento de passada e aumento da largura da base de suporte. Herman et al. (2005) verificaram que idosos com medo de cair, quando comparados com seus pares sem sintomas, apresentaram uma maior variabilidade de marcha que não estava associada a fatores físicos (força muscular ou distúrbios de equilíbrio), mas à depressão e ao medo de cair. Contudo, os autores não conseguiram fornecer uma explicação válida para este aumento de variabilidade, já que as restantes variáveis analisadas nos dois grupos de estudo foram semelhantes. Já Delbaere et al. (2009) afirmam que a marcha de idosos é influenciada por fatores fisiológicos e psicológicos, referindo que os fisiológicos parecem determinar a velocidade de marcha de forma menos expressiva do que os psicológicos (medo de cair). Induzindo experimentalmente o medo de queda, verificaram que os idosos que apresentavam maior medo, apesar de adotar uma marcha mais cautelosa (com redução significativa da velocidade), exibiam uma atividade muscular semelhante à do grupo de idosos sem medo de queda. Os autores referem que a magnitude das alterações nos parâmetros espaço-temporais originada pelo medo de queda é proporcional ao seu nível de preocupação, que quando excessivo pode ter efeito contrário ao desejado, aumentando o risco de queda. Sugerem que esta estratégia adaptativa, quando imposta por perturbações ambientais, determina a redução da velocidade a um nível menor que o habitual, diminuindo a estabilidade do movimento, aumentando o risco de queda.

Durante a marcha, a informação visual é utilizada para orientar o corpo no espaço, controlar o equilíbrio, planejar trajetórias e para auxiliar a colocação do pé no solo. Assim, as limitações visuais na marcha são consideradas fator de risco de queda, porém, a forma como as diferentes limitações visuais afetam as características da marcha de idosos não está bem esclarecida. Apesar da acuidade visual ser o aspeto mais comumente avaliado da visão, Helbostad et al. (2009) propuseram investigar os efeitos na marcha de idosos da limitação de outras funções visuais, como a sensibilidade de contraste (importante para detectar bordas e evitar obstáculos), campo de visão (importante para adquirir informações acerca dos movimentos do ambiente) e acuidade estéreo (importante para detectar irregularidades no trajeto e sobrepor barreiras), consideradas vitais para a locomoção e determinantes do risco de queda. Verificaram-se alterações na marcha dos idosos nas quatro condições de manipulação da visão, sendo a sua magnitude dependente das condições experimentais. As alterações de marcha observadas indicam uma mudança em direção a uma marcha mais cuidadosa. Por fim, Helbostad et al. (2009) sugerem que os efeitos significativos na marcha de idosos submetidos à manipulação da visão, numa

trajetória reta sem obstáculos, serão agravados em ambientes não controlados, como os da vida cotidiana. Os autores referem que as estratégias utilizadas, quando a visão é manipulada, refletem uma marcha desestabilizadora que aumenta o risco de queda, enfatizando a importância da correção das limitações visuais nos idosos.

3.2.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS DA MARCHA DE IDOSOS

Neste capítulo serão descritas as características cinemáticas da marcha de idosos, desconsiderando-se as forças internas e externas que estão na origem do movimento. Apesar de Winter (2005) alertar para o reducionismo de uma visão unilateral, referindo a importância de entender que as variáveis cinemáticas são o resultado da confluência das forças externas e internas que atuam no aparelho locomotor, optou-se por esta segmentação de estrutura lógica e contínua para facilitar a explanação da análise biomecânica da marcha de idosos. A evolução do conhecimento nesta temática tem sido feita, via de regra, seguindo um desenho experimental semelhante, no qual uma amostra de idosos (em muitos dos casos, de ambos os sexos) é comparada com uma amostra de sujeitos jovens. Será adotado este formato apresentando, sempre que possível, os dados quantitativos dos resultados obtidos nos estudos.

Nigg e Skleryk (1988) referem que a marcha do idoso, quando comparada com a do adulto, é caracterizada por uma diminuição da velocidade, menor comprimento de passada e uma menor flexão plantar do tornozelo na fase propulsiva. Relacionam a diminuição da velocidade de marcha e o menor comprimento de passada com a falta de equilíbrio desta população, e a menor flexão plantar do tornozelo com a sua limitada fase propulsiva. Afirmam que as alterações na marcha de idosos são proporcionais à sua idade, sugerindo que a limitada mobilidade articular do calcanhar, durante a fase de apoio médio, se deve a um aumento da rigidez articular, que é tanto maior quanto mais velho for o indivíduo.

Ostrosky et al. (1994) apuraram as características cinemáticas da marcha de idosos em velocidade auto-selecionada, comparando-as com as de indivíduos jovens. Verificaram que os idosos, quando comparados com os jovens, apresentaram uma menor velocidade de marcha (1,27m/s em contraste com 1,38m/s), menor comprimento da passada (1,41m em contraste com 1,52m), menor extensão de joelho (-7º em contraste com -3º) imediatamente antes do contato inicial (CI) e uma maior flexão de joelho após o CI (69º em contraste com 66º). Referem que a rigidez dos tecidos biológicos moles que restringe a amplitude de movimento pode limitar o comprimento do ciclo de marcha e, por conseguinte, a sua velocidade. De fato, Prince et al. (1997) referem que a perda de amplitude articular se

processa de forma progressiva, originando-se no aumento da rigidez do tecido conjuntivo periarticular, diminuindo o comprimento máximo de falência e inibindo a amplitude total da articulação. Ostrosky et al. (1994) sugerem que os idosos do seu estudo, inconscientemente, flexionaram mais os joelhos com o intuito de baixar o seu centro de gravidade. Apesar do grau de estabilidade ser inversamente proporcional à altura do centro de gravidade (AMADIO e DUARTE, 1996), acredita-se que outras razões estejam também na origem deste comportamento, contudo, com os dados resultantes deste estudo não lhes foi possível inferir outras hipóteses.

Por fim, Ostrosky et al. (1994) afirmam que a velocidade da marcha (VM) é um indicador válido para documentar a eficiência da marcha de idosos, idéia partilhada por PRINCE et al. (1997) que afirmam que há uma diminuição progressiva da VM com o aumento da idade e que, considerando-a como a resultante da interação do comprimento de passo e da sua frequência, assumindo a simetria dos passos, esta apresenta uma redução anual que varia de 0,1 a 0,7%. A redução da VM ao longo da idade é a característica mais consistente da marcha de idosos, porém, algumas divergências são encontradas entre os autores: enquanto que Lee e Kerrigan (1999) apresentam uma VM de 0,82m/s, Winter et al. (1990), Auvinet et al. (2003) e McGibbon e Krebs (2001) apresentam, respectivamente, valores de 1,28m/s, 1,24m/s e 1,13m/s. Não obstante, o que parece de fato condicionar esta redução na VM é o menor comprimento de passo da população idosa ao invés da redução da sua cadência, que permanece inalterada (SADEGHI et al., 2002; WINTER et al., 1990). Kimura et al. (2007) referem que a redução da VM é, em parte, causada pelo aumento da duração do duplo apoio, que por sua vez é uma estratégia de compensação à instabilidade sentida na tarefa, por conta da capacidade de equilíbrio diminuída.

Winter (1991), naquela que parece ser a análise mais exaustiva da temática, destaca algumas características cinemáticas que, segundo o autor, podem ser categorizadas como degenerações da marcha ou adaptações para uma marcha mais segura. Assim, refere que a marcha de idosos, quando comparada com a de jovens, apresenta uma maior aceleração horizontal da cabeça (0,62m/s^2 em contraste com 0,48m/s^2), que conjugada com uma menor capacidade para atenuar essas acelerações (58% em contraste com 72%) resulta na dificuldade para a estabilização visual durante a locomoção; apresenta uma maior velocidade horizontal do calcanhar imediatamente antes do CI (1,15m/s em contraste com 0,87m/s), aumentando o risco de queda e os problemas de re-equilíbrio após o CI; e apresenta uma diminuição do comprimento de passada (1,38m em contraste com 1,56m) e aumento do tempo de duplo apoio, como uma forma de adquirir maior estabilidade e segurança durante a sua locomoção.

A maioria dos estudos apresentados assume que a população idosa apresenta características biomecânicas semelhantes, porém, elementos relevantes como o sexo, idade e altura, deveriam ter sido considerados, delimitando os critérios de inclusão. Apesar da maioria dos estudos apresentados se reportarem a idosos fisicamente saudáveis, alguns reúnem no mesmo grupo experimental pessoas cuja diferença de idade é significativa e de ambos os sexos, não considerando a sua altura ou, tampouco, a altura dos seus membros inferiores (MASHIMO e CAROMANO, 2002; NIGG e SKLERYK, 1988; OSTROSKY et al., 1994; WINTER et al., 1990) constituindo, portanto, grupos experimentais heterogêneos, incorrendo em limitações metodológicas incontornáveis que poderão comprometer as conclusões do trabalho. De fato, em seu estudo populacional, com uma amostra de 223 idosos (60-86 anos), Callisaya et al. (2008) verificaram que o envelhecimento afeta diferentemente a marcha de homens e mulheres. Os autores indicaram uma associação significativa das alterações da marcha com a idade, referindo que as diferenças encontradas na marcha entre idosos de diferentes sexos eram significantes. Referem que as mulheres idosas, quando comparadas com homens idosos, apresentam maior cadência (114,3 passos/minuto em contraste com 106,3 passos/minuto), menor comprimento de passo (57,1cm em contraste com 64,2cm) e menor largura de apoios (8,7cm em contraste com 10,8cm).

Hageman e Blanke propõem dois estudos (BLANKE e HAGEMAN, 1989; HAGEMAN e BLANKE, 1986) em que tentam colmatar os problemas supramencionados discutindo, primeiramente, as características biomecânicas da marcha de mulheres idosas e depois as de homens idosos, comparando-as com o grupo controle, de sujeitos jovens. De fato, os valores dos parâmetros da marcha de idosos e idosas conferem validade á preocupação da relevância das diferenças entre idosos de diferentes sexos. Observou-se que idosos, quando comparados com idosas, apresentam maior comprimento de passada (1,89m em contraste com 1,34m), maior VM (1,38m/s em contraste com 1,31m/s), maior deslocamento vertical do centro de gravidade ao longo do ciclo de marcha (7,4cm em contraste com 2,9cm), menor amplitude articular do tornozelo (19º em contraste com 25º) e menor afastamento lateral de apoios no período de duplo apoio (8,2cm em contraste com 10cm). As disparidades encontradas podem ser consequência das diferenças morfológicas entre os grupos, nomeadamente nos valores de estatura e comprimento de membros inferiores. De fato, os homens idosos, quando comparados com as mulheres, apresentavam os maiores valores (estatura: 1,75m em contraste com 1,61m; comprimento de membros inferiores: 0,94m em contraste com 0,87m). A relação destes parâmetros com o comprimento de passada foi identificada por Hoffman (1971), que refere uma correlação moderada entre a estatura e o comprimento de passada (r=0,59), mas uma forte correlação entre o

comprimento de membros inferiores e comprimento de passada (r=0,70). Por discutir ficou o efeito destas variáveis nas alterações da marcha apresentadas, assim como os discernir dos efeitos do envelhecimento.

As preocupações com as ameaças internas às suas pesquisas fizeram com que muitos dos investigadores colocassem os valores de comprimento de passada em forma de unidades adimensionais, ou seja, valores que traduzem a razão entre o comprimento de passada e o comprimento de membros inferiores, fornecendo dados relativos que permitem comparações. Trata-se de um artefato para tentar agrupar indivíduos com características semelhantes e assim obter um grupo homogêneo. Contudo, mesmo tendo estes aspectos controlados, surgem outras determinações metodológicas que poderão transformar o resultado, sendo a mais recorrente o fato de considerarem a velocidade de marcha como uma variável independente. Neste sentido, Kerrigan et al. (1998) propuseram averiguar se as alterações apresentadas na marcha de idosos eram consequência do envelhecimento ou apenas de quem anda mais lentamente. Partiram do pressuposto de que as diferenças encontradas na marcha de idosos, quando comparada com a de jovens, não são unicamente a consequência das alterações provocadas pela idade, sendo também consequências das diferentes velocidades da marcha que assumem. Afirmam que uma análise comparativa entre a marcha de jovens e idosos a diferentes velocidades (auto-selecionadas) não fornece dados válidos, já que distinguir as consequências de um e outro fator se torna tarefa inexequível. Esta estratégia, porém, induz mais uma limitação metodológica já que a imposição da velocidade de marcha poderá ferir a natural cadência do movimento e assim desvirtuar o resultado.

Kerrigan et al. (1998) afirmam que as alterações cinemáticas da marcha de idosos não persistem quando a análise comparativa é realizada à mesma velocidade de marcha que o grupo controle. Referem que as mudanças que se mantêm independentes da velocidade são a redução do pico de extensão de quadril, aumento da inclinação anterior pélvica e a redução da flexão plantar do tornozelo. Os autores sugerem que a redução do pico de extensão de quadril está associada ao aumento da inclinação anterior pélvica, apontando uma estratégia de compensação da flexão do quadril, uma vez que os idosos apresentam uma reduzida amplitude da extensão do quadril por consequência do encurtamento dos flexores do quadril. Segundo os autores, este encurtamento é consequência do processo normal de envelhecimento, o qual é agravado pela falta de estímulo específico nesta estrutura.

Mills e Barrett (2001) apontam o aumento da duração da fase de apoio como uma das poucas variáveis da marcha de idosos que difere da dos jovens, no entanto, quando

normalizadas pela velocidade, estas discrepâncias desaparecem, sugerindo tratar-se de artefatos dependentes da velocidade de marcha. Os mesmos autores mencionam também que os idosos apresentam uma maior velocidade do calcanhar imediatamente antes do CI, sendo independente da velocidade da marcha. Identificaram a maior velocidade angular da perna como a responsável pela maior velocidade do calcanhar.

Outra preocupação não relatada na maioria dos estudos que investigam a marcha de idosos saudáveis está relacionada à sua postura corporal. Hirose et al. (2004) realizaram um estudo com 237 idosos (65-94 anos) cujo objetivo foi verificar se uma postura anormal do tronco, no plano sagital, afetava a sua marcha. Os idosos, que apresentavam não só irregularidades estruturais, como posturais, foram inseridos num dos cinco grupos de estudo: o grupo dos idosos que não apresentavam desvios posturais e os grupos com cifose torácica, cifose lombar, coluna retificada e hiperlordose lombar. Os autores verificaram que os indivíduos com problemas posturais, quando comparados com aqueles sem problemas, apresentavam alterações significativas na marcha (nomeadamente no comprimento de passo, duração de duplo apoio e velocidade de marcha), referindo que a ausência de irregularidades posturais é essencial para preservar a habilidade de marcha. Contudo, a maioria dos estudos que trata da análise da marcha do idoso saudável não refere, na sua metodologia, um exame clínico postural desconsiderando, à priori, variáveis que podem estar na origem das alterações encontradas.

3.2.3 VARIÁVEIS CINÉTICAS DA MARCHA DE IDOSOS

A cinética, ou dinamometria, segundo Winter (2005), lida com as variáveis que estão na causa do movimento observado pelos métodos adotados na cinemática. Faz uso, primordialmente, da plataforma de força para adquirir os sinais biológicos relativos ao movimento, gerando, na análise conjunta com a cinemática, a sua informação mais relevante. Desta análise conjugada, com recurso à dinâmica inversa e consideradas as suas limitações, são calculadas as forças musculares, os torques articulares (com base na rede muscular em determinada articulação) e os padrões de potência mecânica gerados na articulação (geração e absorção de energia mecânica provida pelo sistema muscular) ou padrões de energia gerados. Desta forma, compreendem-se dois níveis de análise: o primeiro, que trata unicamente dos dados adquiridos da plataforma de força, que serão discutidos inicialmente; e o segundo, que ajuda a entender a distribuição de energia mecânica nos segmentos, discutida posteriormente.

Quando comparada com a marcha de adultos, a marcha de idosos apresenta, na fase propulsiva do movimento, uma diminuição da componente ântero-posterior da força de reação do solo (FRS) (NIGG e SKLERYK, 1988), sendo apontada como uma das explicações do reduzido comprimento de passada e causa direta da menor amplitude articular do tornozelo, concretamente, da reduzida flexão plantar na fase de pré-balanço (WINTER et al., 1990). De fato, Prince et al. (1997) referem que o pico de força (componente ântero-posterior), gerada na fase propulsiva, é menor em idosos (1,93 N/kg – unidade de força normalizada pela massa corporal) do que em adultos (2,19 N/kg). Stergiou et al. (2002), apesar de chegarem a conclusões semelhantes, sugerem que, como a marcha é um movimento executado no plano sagital, as diferenças na velocidade repercutirão diferentes valores da componente ântero-posterior da FRS, sendo que a velocidade naturalmente lenta da marcha dos idosos poderá camuflar as diferenças encontradas em relação à população adulta. Em concordância com estes dados, Winter (1991) mostrou que o pico de potência flexora do tornozelo no momento de propulsão em idosos, quando comparados com adultos, é significativamente menor (2,5 W/kg – unidade de potência normalizada pela massa corporal – em contraste com 3,3 W/kg). Para justificar as diferenças encontradas, o autor sugere que a fase propulsiva da marcha, eminentemente desestabilizadora, condiciona, aos sujeitos idosos cujos problemas de instabilidade já são sentidos, a diminuição da potência geradora desta ação. Afirmam, ainda, que a reduzida força dos seus músculos flexores plantares pode constituir outra explicação para esta diminuída força propulsiva, podendo estar também na origem do aumento da duração da fase de duplo apoio e do menor comprimento de passada.

Winter et al. (1990), na tentativa de aclarar as causas que compõem estes comportamentos, propõem as seguintes perspectivas: i) os idosos aumentam a duração do duplo apoio para melhorar o seu tempo de re-estabilização, que será acompanhado por um menor comprimento de passo, conseguido por uma propulsão menos vigorosa; ii) a estabilidade, na marcha de idosos, é conseguida por um menor comprimento de passo e menor velocidade, que associado a uma fraca fase propulsiva propicia um tempo de duplo apoio maior; iii) a propulsão menos expressiva, consequência da fraqueza muscular ou instabilidade inerente ao sujeito idoso, é a adaptação primária do aparelho locomotor envelhecido, propiciando um menor comprimento de passada e maior tempo de duplo apoio. Apesar de não ser possível inferir as causas primárias e secundárias da marcha do idoso, os autores não têm dúvida ao afirmar que se trata de diferenças que apontam, inequivocamente, para uma adaptação a um padrão de movimento menos instável, mais seguro.

Serrão e Amadio (1994) referem que a marcha de idosos saudáveis, quando comparada com a de adultos, apresenta um aumento dos valores da componente vertical da FRS a 50% do ciclo de marcha, que corresponde à fase de deflexão da curva de força vertical. Sugerem que as causas deste comportamento se prendem com a perda, própria do envelhecimento, da extensibilidade dos tecidos musculares dos membros inferiores, que restringe a amplitude de movimento e torna ineficiente a ação da perna livre. Mencionam, ainda, que a deflexão da curva da componente vertical da FRS na marcha está relacionada a uma redução da carga a que está exposto o aparelho locomotor, inferindo que a reduzida deflexão apresentada na marcha de idosos traduz-se em ciclos de marcha simultâneos em que a atenuação destas forças é inadequada, podendo gerar, por conseguinte, distúrbios articulares estruturais. Corroborando estes resultados, Stacoff et al. (2005) mencionam que, quando comparados com jovens, idosos apresentam uma menor deflexão da componente vertical da FRS (0,73PC – Peso Corporal – em contraste com 0,63PC), sugerindo uma marcha menos dinâmica. Os autores sugerem que as discrepâncias encontradas são consequência das diferentes velocidades de marcha adotadas pelos indivíduos jovens e idosos.

Prince et al. (1997) afirmam que as limitações impostas na velhice oportunizam uma redistribuição da força, torques e potências musculares, no movimento humano. Desta forma, para que se consigam locomover, aparentemente de forma semelhante, é necessária uma alteração da contribuição relativa de cada grupo muscular, sendo possível observar preferências por agrupamentos que não têm expressão na marcha de adultos. Os autores referem que a absorção de energia pelo joelho, entre as fases de apoio e balanço, é maior nos idosos (0,089J/kg – unidade de energia normalizada pela massa corporal) do que nos jovens (0,047J/kg), apontando que os mais velhos absorvem quase metade da energia gerada pela fase propulsiva, enquanto que os jovens absorvem apenas 16% dessa energia. Estes dados sugerem que há uma menor demanda muscular para reduzir a velocidade angular da perna, relacionando-se diretamente com uma fase de propulsão menos vigorosa proporcionada pela musculatura do tornozelo. Considerando essas alterações, Sadeghi et al. (2004) investigaram se os torques musculares desenvolvidos por ambos os membros inferiores, na marcha de idosos, eram semelhantes. Verificaram que apesar do total de geração e absorção de energia dos membros inferiores serem similares, diferenças significativas foram encontradas em alguns planos de análise, nomeadamente o sagital que apontou 13% a mais de trabalho positivo (geração de energia) do membro inferior esquerdo, quando comparado com o membro inferior direito.

Watelain et al. (2000) referem que os picos de potência muscular apresentam-se alterados ao longo de todo o ciclo de marcha dos idosos, refletindo adaptações ou compensações naturais à sua condição física. Em seu estudo, assumiu-se que a marcha de idosos é diferente da dos adultos, podendo ser distinguidas através dos seus parâmetros biomecânicos, ao invés de usar somente a variável idade. Assim, foi utilizada a análise estatística de agrupamento hierárquico (*Clusters*) para dividir as famílias de sujeitos de acordo com as características da sua marcha ao invés da idade, sendo identificadas, através do efeito combinado de 27 picos de potência muscular e 4 parâmetros temporais, quatro famílias distintas. Dessas, uma era constituída unicamente por adultos e três eram constituídas por idosos, estando a maior variabilidade dos parâmetros de marcha na origem da formação desses grupos, sugerindo que a premissa de um grupo uniforme nem sempre é conseguida pela homogeneidade etária. Deste modo, Watelain et al. (2000) referem que, na fase de apoio terminal da marcha dos idosos, quando comparada com a dos adultos, o segundo pico de potência do quadril, que é atribuído ao levantamento da pélvis e tronco à sua posição neutra, apresenta valores superiores, sugerindo que a preocupação para atingir uma base de suporte estável condiciona alterações no controle do quadril. Como esse, o quarto pico de potência do joelho também se apresenta alterado em relação aos adultos, apresentando menores valores nos idosos, sugerindo que se trata de mais uma estratégia para preservar o equilíbrio, influenciando diretamente a velocidade de marcha, o comprimento de passada e a duração da fase de apoio.

Uma problemática já referenciada neste texto exaltou a importância de se conhecer a etiologia das alterações dos parâmetros biomecânicos na marcha de idosos, procurando entender se são efeito da idade ou consequência direta da reduzida velocidade de marcha adotada. Kerrigan et al. (1998) afirmam que as diferenças encontradas nos parâmetros cinéticos entre a marcha dos idosos e a de adultos não têm fundamento unicamente na diferença de velocidade, apontando a disparidade etária como uma variável relevante. Contudo, os autores verificaram que, a velocidades idênticas, a única diferença assinalável foi a reduzida força concêntrica dos músculos flexores plantares apresentada pelos indivíduos idosos, correlacionando-se com a baixa velocidade de marcha, indicando uma estratégia compensatória para manter o equilíbrio. Já Devita e Hortobagyi (2000) apontam que, embora o valor total de energia gerada nas três articulações (quadril, joelho, tornozelo) seja semelhante (44.8J - idosos; 43.9J - adultos), a contribuição relativa de cada uma expõe disparidades relevantes: os idosos, nas articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentaram, respectivamente, 44, 5 e 51% do total de energia gerada, enquanto que os adultos apresentaram 16, 11 e 73%. Com estes resultados, os autores afirmam que a marcha do idoso exige maior demanda da musculatura extensora do quadril do que dos

outros agrupamentos musculares, apresentando diferenças consideráveis quando comparada à marcha de adultos, que exigem um maior esforço dos músculos flexores plantares. Os autores sugerem que estas alterações, ao encontro da predominância da musculatura proximal do idoso, são adaptações neuromusculares determinadas pela redução da capacidade motora e funções sensoriais. Por fim, Devita e Hortobagyi (2000) referem que o padrão motor alterado manifestado numa redistribuição de torques e potências musculares, implica em diferentes contribuições relativas de cada grupo muscular na tarefa, como já havia sido mencionado.

Monaco et al. (2009), com a preocupação da falta de controle dos efeitos desses dois fatores concomitantes (idade e velocidade) na marcha de idosos, propõem investigar a sua influência separadamente. Constituíram dois grupos de estudo (idosos e adultos), analisando a sua marcha em cinco velocidades normalizadas de acordo com o número de *Froude* – estratégia para se avaliar a marcha à mesma velocidade relativa (considerando o comprimento de membros inferiores). Concluíram o estudo corroborando a hipótese levantada por Devita e Hortobagyi (2000), afirmando que o avanço da idade desencadeia uma redistribuição da energia gerada nas articulações dos membros inferiores, aumentando a exigência dos músculos extensores proximais e reduzindo a ação do tríceps sural. A viabilidade desta remodelação assenta na similaridade dos papeis desempenhados pelos extensores proximais e tríceps sural, já que ambos contribuem para as mesmas tarefas funcionais na marcha humana, como a estabilização, aceleração frontal do tronco e manutenção do suporte corporal em oposição às forças gravitacionais (MONACO et al., 2009). Monaco et al. (2009) sugerem que as causas deste comportamento possam ser multifatoriais, englobando estratégias de controle e questões biomecânicas; e apontam a mudança de função de grupos musculares menores (tríceps sural) em prol dos maiores (extensores do quadril) como a estratégia adotada. De fato, a significativa perda de potência dos músculos do tornozelo corrobora a hipótese proposta, sugerindo uma estratégia compensatória que passa pelo aumento do esforço de grupos musculares maiores, mesmo provocando um aumento do custo energético da locomoção (KUO, 2002).

Para entender as causas subjacentes a essa reorganização funcional, Sadeghi et al. (2002) propuseram identificar, através da análise dos componentes principais, as variáveis explicativas da ação muscular no joelho, indicando as discrepâncias entre as ações executadas pelos flexores e extensores do joelho na marcha de idosos e adultos. Os resultados mostraram que o torque gerado pelos extensores do joelho dos idosos ocorreu entre 10 e 40% do ciclo de marcha, enquanto que o dos adultos entre 5 e 55%, apontando que entre 5 e 55% do ciclo de marcha ocorrem três eventos determinantes: i) de 5 a 10% do

ciclo de marcha o torque gerado pelos extensores de joelho é responsável pelo controle da flexão do joelho; ii) de 10 a 40%, responsável por controlar o equilíbrio durante a transferência de peso corporal; e iii) de 40 a 55%, contribui para a preparação da fase de balanço. Baseados nestas observações, os autores concluem que a tarefa principal dos músculos do joelho, na marcha de idosos, é o controle do equilíbrio, e na marcha de adultos o controle de equilíbrio e o auxílio na propulsão do corpo. Desta forma, os autores sugerem que as assimetrias funcionais observadas entre os idosos e adultos são o resultado de diferentes ordens ou papeis funcionais dos músculos que atuam no joelho.

Embora a maioria dos estudos de marcha dirija a sua atenção para as alterações da dinâmica dos membros inferiores, será importante lembrar que os membros superiores detêm cerca de dois terços do peso corporal, fazendo com que um pequeno movimento descoordenado nesta estrutura afete a capacidade de recuperação das instabilidades dinâmicas, como as encontradas na marcha. Além disso, a postura ereta, condição imprescindível para a manutenção do equilíbrio, pode sofrer alterações originadas pelos efeitos do envelhecimento, propiciando degenerações significativas na marcha de idosos que têm sido negligenciadas ou erroneamente consideradas. Desta forma, McGibbon e Krebs (2001) conduziram um estudo cujo objetivo foi analisar as alterações, nas interações pélvis-tronco (parte inferior do tronco), da marcha de idosos quando comparada com a de adultos. A análise dos torques articulares e da transferência de energia na zona lombar, durante a marcha, mostrou que os idosos adotam estratégias de marcha diferentes das dos adultos. Os resultados do estudo sugerem que, durante a marcha em idade avançada, há uma alteração no controle do movimento da zona inferior do tronco que preserva a postura da parte superior do corpo, contudo, requer maior demanda de energia mecânica da musculatura lombar. Mais concretamente, os autores verificaram que os idosos adotam a estratégia de conduzir o corpo com o tronco, sugerindo um esquema de controle predominantemente da parte superior do corpo (o sistema nervoso central usa o trem superior do corpo para dirigir os movimentos do inferior); enquanto que os adultos adotam a estratégia de conduzir o corpo com a pélvis, sugerindo um esquema de controle predominantemente dos membros inferiores. Uma estratégia de coordenação em que o tronco dirige o corpo pode proporcionar uma limitada capacidade de recuperação das instabilidades da marcha. O avanço do tronco em relação à pélvis, se por margem substancial, não permitirá que o córtex motor processe a informação sensorial e emita comandos corretivos em tempo hábil, reduzindo a capacidade para a geração de torque rápido que contradiga o movimento indesejado (MCGIBBON e KREBS, 2001). Os estudos supracitados referem valores aumentados de picos de potência no quadril de idosos, podendo explicar a adoção desta estratégia de condução do corpo com o tronco. Desta

forma, por conta das deficiências de força muscular dos membros inferiores, os indivíduos idosos confiam no controle excêntrico dos músculos lombares para regular a transferência de energia durante a fase de duplo apoio, utilizando esta estrutura para auxiliar a perna livre, na fase de balanço.

3.2.4 VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DA MARCHA DE IDOSOS

Embora a análise conjunta dos aspectos cinemáticos e cinéticos de um movimento forneça informações fundamentais, deverá considerar-se o princípio da indeterminação que postula que o mesmo padrão de movimento pode ser resultado de várias combinações de forças musculares. Winter (1991) refere que, na marcha, o movimento de balanço do membro inferior livre pode ser o resultado de múltiplas combinações da atividade agonista/antagonista que, entretanto, resulta no mesmo torque muscular em determinada articulação. A Eletromiografia (EMG) propõe sanar este problema, fornecendo a melhor representação do controle neural produzido pelo sistema músculo-esquelético (WINTER, 2005). A maioria dos estudos encontrados não procedeu à análise eletromiográfica da marcha de idosos, e muito menos realizou esta análise juntamente com os referidos métodos de investigação. Desta forma, os estudos disponíveis, além de escassos, fornecem informações parciais na tentativa de explicar o fenômeno total.

O estudo de Winter (1991) parece ser o único cujo desenho experimental adotou a análise completa da marcha de idosos, indicando um recrutamento tardio e reduzido dos músculos isquiotibiais no momento anterior ao contacto inicial, que associado à maior velocidade horizontal do calcanhar poderá provocar uma situação de desequilíbrio e incapacidade para evitar qualquer obstáculo imposto. Lockhart e Kim (2006) mencionam que idosos e adultos apresentaram valores semelhantes de velocidade horizontal do calcanhar antes do contacto com o solo, porém, os idosos apresentam uma menor taxa de ativação do músculo bíceps femoral (73,4u.a. em contraste com 80,9u.a.) (Figura 1).

Contudo, quando a velocidade do calcanhar foi corrigida pela velocidade de marcha não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre grupos, sugerindo que a maior velocidade de marcha do grupo dos adultos é o elemento causal das disparidades encontradas. De fato, os autores verificaram uma correlação positiva (r=0,47) entre a ativação muscular do músculo bíceps femoral e a velocidade de marcha sem, contudo, fornecerem uma justificativa válida para o baixo valor de correlação encontrado.

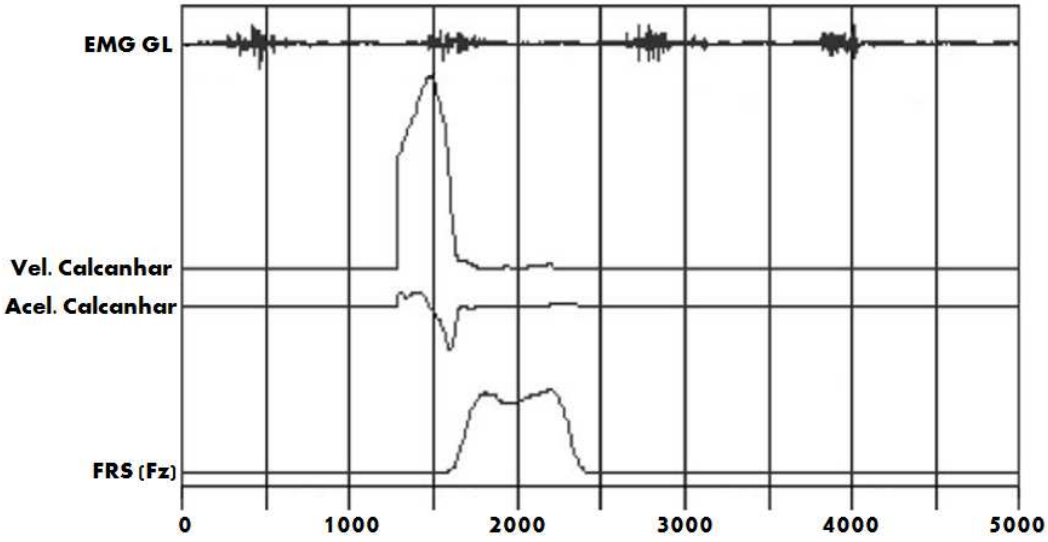


Figura 1: Ilustração do sinal eletromiográfico original do músculo gastrocnêmio lateral (EMG GL), da velocidade e aceleração do calcanhar e da componente vertical da força de reação do solo (FRS – Fz) em idosos, do estudo de Lockhart e Kim (2006).

A natural cadência da marcha frequentemente é obstruída, determinando uma ação motora corretiva de magnitude proporcional à condição física do indivíduo. Desta forma, Hahn, Lee e Chou (2005) tiveram como propósito estudar os efeitos da idade, relativamente à demanda muscular dos membros inferiores, na marcha obstruída. Verificaram que, na fase de transferência de peso (período de duplo apoio), em que há uma rápida mudança do centro de massa entre os apoios, a atividade muscular do glúteo médio foi significativamente maior nos idosos dos que nos adultos (49,1% da contração voluntária máxima, em contraste com 28,4%), indicando o papel primordial desempenhado pelos abdutores do quadril para manter a estabilidade médio-lateral. Estes dados sugerem que os idosos, durante a marcha, necessitam de um maior recrutamento da sua capacidade neuromuscular do que os adultos. Nas tarefas de sobreposição de obstáculos, os autores constataram que, apesar dos idosos conseguirem fazê-lo com sucesso, o aumento da altura do empecilho resultou numa ativação muscular de maior magnitude quando comparada com a de adultos. Sendo a sua capacidade para gerar força muscular inferior à dos adultos, os idosos apresentaram demandas musculares relativamente superiores, aumentando a ocorrência de fadiga e, por conseguinte, o risco de queda.

Segundo Mian et al. (2006), esta demanda pela ativação muscular adequada eleva o custo metabólico da marcha desta população. Referem que a marcha de idosos, quando comparada com a de adultos, apresenta uma co-ativação dos músculos antagonistas da coxa superior em 31%. Embora ajude a explicar o alto custo energético da marcha de idosos, a co-ativação dos músculos da coxa apresentou uma correlação moderada com o consumo energético nas três velocidade de análise (r=0,38-0,52). Dessa forma, os autores

afirmam que o aumento da co-ativação dos antagonistas, estratégia usada para assegurar adequada estabilidade articular, oferece apenas explicação parcial para o aumento do custo metabólico da marcha.

Com o objetivo de descrever os efeitos da idade e da velocidade na ativação muscular durante a marcha, Schmitz et al. (2009) propuseram analisar a atividade eletromiográfica de sete músculos da perna e coxa, nas velocidades baixa, alta e auto-selecionada. Os autores verificaram que, quando comparados com adultos durante a fase de apoio médio, os idosos apresentaram maior ativação dos músculos tibial anterior e sóleo em todas as velocidades de marcha (- o tibial anterior apresentou uma ativação de 0,44u.a. – unidade adimensional normalizada pela atividade eletromiográfica média em velocidade auto-selecionada – em contraste com 0,83u.a., em baixa velocidade; 0,49u.a. em contraste com 0,92u.a., em velocidade auto-selecionada; e 0,55u.a. em contraste com 0,96u.a., em alta velocidade; - já o músculo sóleo apresentou uma ativação de 0,86u.a. em contraste com 1,07u.a., em baixa velocidade; 0,99u.a. em contraste com 1,21u.a., em velocidade auto-selecionada; e 1,08u.a. em contraste com 1,57u.a., em alta velocidade); e maior ativação do vasto lateral, semitendinoso e semimembranoso durante a fase de resposta à carga e apoio médio, na velocidade mais rápida, sugerindo um aumento da co-ativação antagonista no tornozelo e joelho. Constatou-se igualmente que, em todas as velocidades de marcha, os dois grupos apresentaram uma ativação semelhante dos músculos gastrocnêmios, contudo, na fase propulsiva, em velocidade rápida, os idosos apresentaram atividade do sóleo 20% menor do que os adultos. Os autores acreditam que esta diferença possa estar relacionada com os diferentes papeis que estes músculos desempenham durante a marcha. Segundo Stewart et al. (2007), os músculos gastrocnêmios são essenciais na iniciação do balanço, e o sóleo fundamental na propulsão do corpo. Por fim, verificou-se que, na velocidade mais rápida, durante a fase de resposta à carga e apoio médio, os idosos apresentaram, respectivamente, atividade dos isquiotibiais 36% e 52% maior do que a dos jovens, sugerindo que os músculos posteriores da coxa compensam a reduzida potência muscular do sóleo durante a flexão plantar.

Os resultados apresentados no estudo de Schmitz et al. (2009) sugerem que os idosos realizam uma maior co-ativação muscular do sóleo e tibial anterior, durante o apoio médio, com o intuito de aumentar a rigidez do tornozelo e minimizar preocupações de equilíbrio; e uma maior co-ativação do vasto lateral e isquiotibiais com o objetivo de aumentar a rigidez do joelho para reforçar a estabilidade. Por fim, referem que as alterações da atividade muscular indicam uma mudança da geração de energia do movimento do sentido distal para

o proximal, corroborando os resultados das variáveis cinéticas dos estudos anteriormente apresentados.

3.2.5 VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA DE IDOSOS PREDITORAS DE QUEDA

Embora a descrição da marcha de idosos e sua etiologia não estejam plenamente documentadas, a preocupação da comunidade científica tem-se voltado não mais para a caracterização da sua marcha, mas para o entendimento do evento que impõe a morte prematura a uma porcentagem considerável desta população. Neste sentido, têm sido propostas linhas de pesquisa cujo intuito é reconhecer características da marcha de idosos preditoras de queda, bem como fundamentar uma intervenção de prevenção da sua ocorrência. Embora a preocupação do presente trabalho não esteja voltada para tentar entender as quedas nesta população e suas determinantes, perceber que existem variáveis biomecânicas, na marcha de idosos, indicativas destes eventos é fato incontornável. Desta forma, o presente subitem insere-se com propósito definido: apontar variáveis de estudo preditoras de queda que poderão ajudar a melhor caracterizar as alterações provocadas pelos programas de intervenção propostos e ajudar a entender a importância dessas alterações.

Há pouco mais de uma década, Prince et al. (1997) apontavam as quedas como a maior causa de morte de pessoas acima dos 75 anos de idade, referindo que um terço das pessoas acima dos 65 caem pelo menos uma vez por ano, e metade das pessoas acima de 80 apresentam um histórico de, ao menos, uma queda anual. Mencionam que, invariavelmente, algum aspecto da locomoção está implícito nos incidentes de queda, exaltando a importância do conhecimento acerca das mudanças que ocorrem na sua marcha e da identificação dos fatores que dão origem a esse quadro, no sentido de reduzir o índice de acometimento. Kurz e Stergiou (2006) sugerem que o declínio da função neuromuscular é um importante indicador de queda na população idosa, resultando numa marcha mais lenta, num menor comprimento de passada e em diferenças nas variáveis cinéticas das articulações. Os autores afirmam que a diminuição da capacidade do sistema neuromuscular para controlar o movimento propicia o aumento da variabilidade dos dados cinemáticos e, por conseguinte, uma marcha menos estável e mais susceptível a queda. Num estudo longitudinal com 597 indivíduos de 70 ou mais anos de idade, Verghese et al. (2009) apontam a velocidade de marcha como um fidedigno indicador do risco de queda. Referem que os indivíduos que apresentam baixa velocidade de marcha (≤70cm/s) apresentaram risco de queda aumentado em 50% e que uma redução de 10cm/s da

velocidade corresponde a um aumento de 7% do risco de queda. Por fim, assinalam o aumento do comprimento de passada e da variabilidade do tempo de balanço como os preditores de queda mais robustos. Chu, Chiu e Chi (2006), num outro estudo longitudinal, com 1339 idosos, corroboram a idéia de que a velocidade de marcha é uma variável válida para indicar a ocorrência de queda. Referem, igualmente, que as quedas têm um impacto negativo no equilíbrio e na marcha da população idosa, cuja magnitude será ditada pela sua severidade.

Para investigar as características biomecânicas da marcha de idosos que se relacionavam com o risco de queda, Auvinet et al. (2003) compararam idosos sem histórico de quedas com aqueles que haviam sofrido, ao menos, uma queda recente; usando um sensor com dois acelerômetros acoplados no espaço intervertebral, entre a L4 e a L5. Os autores verificaram que o grupo dos idosos com histórico de queda, quando comparado com o grupo controle, apresentava menor velocidade de marcha (0,73m/s em contraste com 1,24m/s), menor comprimento de passada (0,86m em contraste com 1,28m), menor simetria de passada (173u.a. em contraste com 210,9u.a.), que expressa a similaridade dos movimentos, e menor regularidade de passada (191,3u.a. em contraste com 291,9u.a.), que expressa a similaridade dos movimentos verticais ao longo do tempo. Por fim, referem ainda não poder afirmar que a variabilidade espaço-temporal da marcha seja maior em idosos com tendência de queda, contudo, apontam a regularidade de passada como o preditor mais relevante do risco de queda. Já Hausdorff et al. (1997), depois de analisarem a variabilidade dos parâmetros temporais da marcha de idosos em risco de queda afirmam que este é um elemento válido como preditor do risco de queda.

Lee e Kerrigan (1999) procuraram investigar os fatores que poderiam estar na origem das quedas em idosos, assumindo que indivíduos em risco de queda apresentam alterações cinéticas na sua marcha que podem servir como indicadores. Verificaram que o grupo dos idosos com histórico de queda, quando comparado com o grupo sem histórico de queda, apresentou menor velocidade de marcha (0,41m/s em contraste com 0,82m/s), menor comprimento de passo (0,24m em contraste com 0,4m), maiores valores de torque de flexão do quadril, adução do quadril, extensão do joelho, dorsiflexão do tornozelo e menor valor de torque da flexão plantar do tornozelo. Não foram encontradas diferenças entre grupos nos valores de geração de energia do tornozelo, joelho e quadril, indicando que o elemento causal primordial da queda durante a marcha não é a falta de força, mas problemas de equilíbrio dinâmico. Por fim, os autores sugerem que as alterações no controlo motor de idosos provocam uma co-contração de músculos antagonistas, como estratégia de controle, que aumenta a rigidez do sistema muscular a fim de promover estabilidade. Afirmam que em

idosos com tendência a cair este aspecto parece ser mais marcante, proporcionando uma situação em que o padrão de contração muscular agonista não ocorre concomitantemente à inibição dos antagonistas.

Nos estudos apresentados a velocidade de marcha era selecionada individualmente, ou seja, a comparação entre a marcha dos idosos assumia as alterações encontradas como independentes da velocidade. Porém, em estudos já mencionados nesta revisão foi possível constatar a influência da velocidade de marcha nas alterações cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas. O estudo de Barak, Wagenaar e Holt (2006) parece ser dos primeiros a considerar a velocidade numa análise comparativa. Assim, teve como propósito avaliar as mudanças cinemáticas na marcha de idosos que haviam caído, ao menos uma vez, nos seis meses que antecederam a coleta dos dados, estabelecendo uma comparação com a análise de marcha de idosos que não apresentavam histórico de queda. A coleta a diferentes velocidades fazia parte do desenho experimental, todavia, enquanto que os idosos do grupo controle (sem histórico de queda) andavam confortavelmente a todas as velocidades, 57% dos idosos do grupo experimental não conseguiram andar nas velocidades mais rápidas. Os autores verificaram que o grupo experimental, quando comparado com o grupo controle, apresentou menor comprimento de passada, menor flexão plantar, menor extensão do quadril na fase propulsiva e maior variabilidade de movimento (diretamente proporcional à velocidade), sugerindo uma marcha menos estável. Concluem sugerindo que o aumento da variabilidade, assim como a capacidade para se adaptar a diferentes situações de marcha devem ser considerados como fatores de risco de queda na população idosa.

Numa marcha eficiente, ausente de quedas, manter a progressão e o equilíbrio são duas tarefas fundamentais. Contudo, o equilíbrio pode ser comprometido quando se inicia a marcha (iniciação de marcha), quando se mantém a progressão, ou quando o objetivo é atingido (terminação de marcha). Apesar da fase de progressão estar bem documentada, a iniciação e terminação da marcha são duas situações de potencial risco que não estão completamente esclarecidas.

Halliday et al. (1998) referem que a iniciação de marcha é a fase de transição de uma posição estática para a situação cíclica dos movimentos de marcha, na qual os segmentos do corpo seguem trajetórias diferentes com o objetivo de estabelecer uma nova situação de equilíbrio. Para a propulsão deverá haver, inicialmente, uma atividade muscular coordenada que desloque o centro de massa na direção da perna de balanço - inibição bilateral da atividade do tríceps sural, produzindo um torque dorsiflexor no tornozelo; e depois deverá ser gerada uma força de reação do solo para frente e para esse mesmo lado, provocando o avanço do corpo. Além da complexa sinergia muscular requerida, a pré-ativação muscular é

um dos aspectos mais importantes nesta fase, refletindo a capacidade do organismo em prever as perturbações posturais necessárias ao avanço do corpo e continuidade do movimento (MICKELBOROUGH et al., 2004). No entanto, Henriksson e Hirschfeld (2005) quando compararam a iniciação de marcha de adultos com a de idosos saudáveis verificaram que o envelhecimento conduz à redução da pré-atividade dos músculos do tornozelo, sugerindo que além de apresentarem uma marcha ineficiente, os idosos incorrem em maior risco de queda. Mais concretamente, constataram que: i) o tempo de reação para iniciar o movimento (intervalo de tempo entre o comando de início de marcha e o início do aumento da componente vertical da força de reação do solo) foi 46% maior nos idosos do que nos adultos (188ms em contraste com 130ms); ii) alguns idosos apresentaram ausência de atividade muscular antecipatória no músculo tibial anterior, quando a perna de avanço não era previamente determinada pelos investigadores; iii) as forças de reação do solo da perna de apoio no grupo dos idosos foram menores; iv) houve um recrutamento tardio do músculo gastrocnêmio lateral da perna de apoio do grupo idoso, sugerindo dificuldades em controlar o movimento anterior do corpo na preparação da saída da perna de balanço do solo; v) na posição estática, os idosos apresentaram assimetria entre os dois apoios relativamente à força de reação do solo, sugerindo tratar-se uma postura inicial ajustada para facilitar o avanço, reduzindo a carga na perna de balanço (Figura 2).

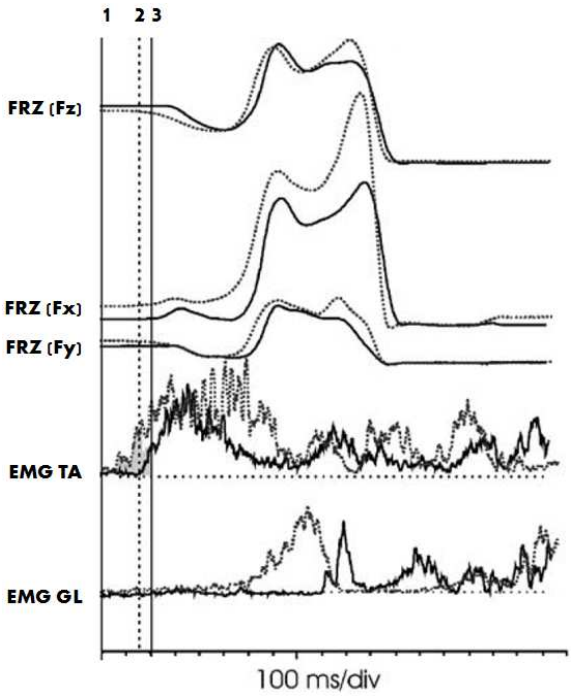


Figura 2: Ilustração, do estudo de Henriksson e Hirschfeld (2005), da componente vertical (Fz), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fy) da força de reação do solo (FRS), da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior (EMG TA) e do gastrocnêmio lateral (EMG GL) desde o momento de preparação da tarefa (1) à alteração observada na curva da força de reação do solo (3), de jovens (linha tracejada) e idosos (linha cheia), sendo registrado o início da atividade muscular antecipatória do grupo idoso (2).

Como apontado, o equilíbrio é desafiado na transição de um estado de repouso para uma situação dinâmica, assim como o oposto. A fase de terminação confere um desafio para a estabilidade da marcha, sendo fundamental que o centro de massa se projete dentro da base de suporte. Sparrow e Tirosh (2005) afirmam que idosos têm menos sucesso do que adultos em parar a marcha quando solicitados, sendo mais lentos, e que frequentemente utilizam dois passos para cessar o ciclo, enquanto que adultos apenas um. Referem que, quando se preparam para parar, os idosos recrutam menos os músculos extensores de joelho, atenuando as forças necessárias para se opor à velocidade horizontal, explicando, desta forma, a necessidade de um segundo passo para a travagem completa do movimento. Contudo, os autores verificaram que 86% dos idosos que adotaram esta estratégia apresentavam o seu centro de gravidade dentro da região de estabilidade, concluindo que o segundo passo não era necessário para manter o equilíbrio. Por fim, Sparrow e Tirosh (2005) apelam à necessidade de estudos que abordem esta temática para determinar como esta fase da marcha aumenta o risco de queda em idosos.

3.3 A INFLUÊNCIA DO EXERCÍCIO FÍSICO NA MARCHA DE IDOSOS

Pensar numa proposta de intervenção para a população idosa, no sentido de retomar os valores alterados das variáveis da marcha, faz sentido apenas depois de uma revisão elucidativa acerca da etiologia dessas alterações e dos fatores que predispõem o risco de acidentes. Os estudos encontrados na literatura são, na sua maioria, de caráter transversal e não prevêem uma análise biomecânica laboratorial para avaliar a marcha.

Ronsky, Nigg e Fisher (1995) são os autores daquele que parece ser o primeiro estudo a relatar os efeitos do exercício físico na marcha de idosos. Começam por justificar a relevância do seu estudo referindo que, embora a eficácia da prática sistemática de exercícios físicos na redução da incidência de doenças cardiovasculares, de fraturas ósseas e na melhora do bem-estar psicológico esteja bem documentada, os seus efeitos na melhora da capacidade de locomoção independente, em idades avançadas, não estão esclarecidos. Assim, comparou a marcha de idosos sedentários com a de idosos ativos. Os autores não encontraram diferenças nas variáveis cinemáticas ou cinéticas da marcha entre os grupos do estudo, sugerindo que o reduzido tempo semanal de prática (uma sessão) e o baixo nível de intensidade das atividades praticadas (caminhada, pedalar, dançar, jogar golfe) estariam na sua origem. Já Lord et al. (1996), ao investigar o efeito de 22 semanas de treinamento multilateral (protocolo de exercícios físicos que tem por finalidade promover uma pratica variada de estímulos motores) na marcha de idosas verificaram que o grupo

experimental, quando comparado com o controle (que permaneceu sedentário toda a duração do estudo), apresentou ganhos significativos na força dos membros inferiores, aumentou a velocidade de marcha, o comprimento de passada e cadência, e reduziu o tempo da fase de apoio. Os autores referiram uma correlação positiva entre o comprimento de passada e a força de extensão de quadril, sugerindo que o exercício físico, através do aumento da força muscular dos membros inferiores, proporciona melhoras qualitativas da marcha de mulheres idosas.

Para investigar a influência de um programa de treinamento multilateral de 48 semanas no risco de queda de idosos, Park et al. (2008) dividiram aleatoriamente 50 idosos nos grupos experimental (que realizava exercícios aeróbios, de flexibilidade, força, equilíbrio e correção postural) e controle (que permanecia sedentário durante o período de intervenção). Os resultados mostraram que o grupo experimental aumentou o comprimento de passo (de 95,8cm para 105,8cm) e a velocidade de marcha (de 6,3s para 5,46s, para percorrer 10 metros), melhorou o equilíbrio postural e aumentou a densidade mineral óssea da cabeça do fêmur e do grande trocanter. Os autores sugerem que um programa de intervenção multilateral com treinamento de marcha e de força, em intensidade moderada, é efetivo para melhorar a reabsorção óssea desta população, apresentando um efeito positivo na estabilidade postural e em parâmetros relacionados com a marcha.

Embora por algum tempo se tenha investigado estes protocolos multilaterais no desempenho das capacidades funcionais de idosos, tratavam-se, em muitos casos, de estratégias de intervenção pouco definidas e, por conseguinte, inexequíveis. Os pesquisadores voltaram-se para protocolos de intervenção com objetivos definidos, sobressaindo-se duas estratégias que serão o cerne das próximas discussões.

3.3.1 A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE FORÇA NA MARCHA DE IDOSOS

A nomenclatura adotada refere-se a treinamento de força como o método de treinamento cujo propósito é aumentar a força de resistência do indivíduo idoso, ou seja, aumentar a capacidade do seu sistema neuromuscular de sustentar níveis de força moderada por intervalos de tempo prolongados.

Hunter, Mccarthy e Bamman (2004) apontam a sarcopenia como a maior preocupação de saúde pública, nomeadamente, para a população idosa. Referem que, embora a sua etiologia não seja ainda completamente entendida, as suas sequelas múltiplas estão bem documentadas. Entre elas a redução de massa magra, que está associada à diminuição do

gasto energético em repouso que, por consequência, se associa ao aumento da adiposidade corporal e distribuição de gordura visceral, aumentando o risco de desenvolver dislipidemias, resistência à insulina e doenças cardiovasculares. Os autores mencionam que, além do papel catalisador dessas doenças, a perda de força e as alterações neuromusculares que acompanham a sarcopenia diminuem ainda mais a capacidade para desempenhar tarefas da vida diária. De fato, Fiatarone et al. (1990) referem uma correlação negativa (r=-0,75) entre a força de quadríceps e o tempo para realizar o teste de marcha de 6 minutos em idosos nonagenários.

Hunter et al. (2004) sugerem o treinamento de força como a estratégia-chave para reverter ou, ao menos, atenuar os efeitos do envelhecimento na estrutura e função muscular desta população. Os primeiros estudos de caráter interventivo procuravam investigar o efeito do treinamento de força na estrutura muscular dos idosos e na sua capacidade de produzir força. Vários trabalhos mostram que o treinamento específico de força é suficiente para provocar modificações estruturais e funcionais no músculo de idosos (BENEKA et al., 2005; JONES et al., 1994; O'NEILL et al., 2000; PORTER, 2001). Porém, a preocupação dos investigadores logo procurou tentar entender se essas mudanças estruturais e incrementos de força se repercutiriam na melhora de desempenho das capacidades funcionais de idosos. Nesta perspectiva, atualmente procura-se determinar as implicações do treinamento de força na qualidade de vida dos sujeitos, expressa pela capacidade em realizar esforços da vida diária sem dificuldade. Em seguida serão descritos alguns trabalhos cujo propósito foi averiguar a influência do treinamento de força na marcha da população idosa, e na Tabela 1 está apresentada uma síntese dos estudos explanados.

Fahlman et al. (2007) propuseram um protocolo de treinamento com bandas elásticas resistivas e o peso corporal, referindo que um treinamento eficaz não necessita de aparelhagem especializada. Os 109 participantes realizaram, durante 16 semanas, um protocolo de treinamento que consistia na realização de exercícios para membros superiores e inferiores. Os autores verificaram que os idosos apresentaram uma maior distância percorrida no teste de marcha dos 6 minutos (de 1210m para 1327m). Neste teste foi-lhes pedido que andassem o mais rápido possível durante seis minutos, registrando o valor em metros da distância percorrida. Já no estudo de Westhoff, Stemmerik e Boshuizen (2000) 21 idosos foram submetidos a 10 semanas de treinamento de força tendo também como resistência o peso corporal e bandas elásticas. Dentre os exercícios que compunham o protocolo de treinamento encontravam-se a extensão de joelhos (realizado numa cadeira), agachamentos (com o suporte das costas de uma cadeira) e sentar e levantar de uma cadeira sem apoio dos membros superiores. Os resultados obtidos revelam que os

participantes mantiveram a sua velocidade de marcha habitual no teste de 10 metros (foi-lhes pedido que caminhassem, em velocidade auto-selecionada, dez metros) e melhoraram no tempo do teste de agilidade (com componente de marcha) *Timed Up and Go* (de 13,2s para 10,8s). Este teste consiste em levantar-se de uma cadeira, sem ajuda dos membros superiores, percorrer uma distância de quase três metros e retornar. Os autores mostraram também uma correlação negativa significante (r=-0,64) entre o aumento da força do músculo quadríceps e o tempo neste teste de agilidade. Por fim, referem que mesmo após 6 meses do término da intervenção os valores do teste *Timed Up and Go* continuavam alterados (de 13,2s no início do programa para 12,2s seis meses depois).

Sipila et al. (1996) referem que 18 semanas de treinamento de força permitiram aumentar a velocidade máxima de marcha em 11,6%, medida no teste de 10 metros, em mulheres idosas. Neste teste, foi-lhes pedido que andassem o mais rápido possível entre dois sinalizadores e, com o tempo obtido, calculada a velocidade máxima de marcha. Os exercícios do protocolo de treinamento compreendiam a extensão de joelhos na mesa extensora, a flexão de joelhos na mesa flexora, o *leg press* e o exercício de flexão plantar em aparelho vertical. Por fim, os autores referem que os mecanismos subjacentes ao aumento da força muscular que terão provocado a melhora na velocidade máxima de marcha, podem ter origem neural, hipertrófica ou ambas. Todavia, mencionam que, devido à curta duração da intervenção, os fatores neurais podem melhor explicar as mudanças apresentadas.

Apesar de vários estudos apontarem o efeito benéfico desta estratégia de treinamento na marcha de idosos, Buchner et al. (1997) afirmam que, em idosos cujas limitações de locomoção não são severas, o treinamento de força não tem um efeito tão acentuado. Referem que, mesmo após 26 semanas de intervenção com aparelhagem específica e exercícios gerais (*leg press*, mesa extensora e flexora, mesa de abdução e adução de quadril, supino inclinado e remo) executados a 50-75% da carga máxima, a velocidade de marcha habitual (auto-selecionada) manteve-se. Por conseguinte, o comprimento de passo também. Todavia, avaliaram a ocorrencia de quedas até 25 meses depois da intervenção e verificaram que os indivíduos do grupo experimental, quando comparados com os do grupo controle (que não realizaram qualquer exercício nas 26 semanas do estudo), apresentavam menor incidência. Apesar de não conseguirem explicar o ocorrido sugerem que, nesta amostra populacional, o exercício conseguiu melhorar o risco de queda por via de mecanismos diferentes daqueles que afetam a marcha. Berg e Lapp (1998) mostram também efeitos sem significância estatística do treinamento de força na velocidade de marcha. Referem que oito semanas de intervenção de exercícios de força que incluam

Tabela 1: Síntese dos estudos de intervenção sobre o efeito do treinamento de força na marcha de idosos.

Autor (ano)	**N^{sexo}, idade**	**Área exercitada**	**% 1RM**	**Duração**	**$Séries^{reps}$**	**Efeitos na Marcha**
Persch et al. (2009)	27^{M}, 61±5	MI	100	3_{x}, 12^{s}	2^{10-12}	↑VM habitual, ↑comprimento de passada, ↑cadência, ↑ distância mínima do antepé ao solo
Fahlman et al. (2007)	$109^{H,M}$, 76±1	MS, MI	100	3_{x}, 16^{s}	$1\text{-}2^{10-12}$	↑ MVM no teste dos 6min
Symons et al. (2005)	18^{H}, 12^{M}, 65-86	MI	100	3_{x}, 12^{s}	3^{10}	↔ VM habitual
Hess e Woollacott (2005)	5^{H}, 22^{M}, 82±6	MI	50-80	3_{x}, 10^{s}	3^{8}	↑ TUG
Galvao e Taaffe (2005)	20^{H}, 12^{M}, 65-78	MS, MI	100	2_{x}, 20^{s}	$1\text{-}3^{8}$	↑ MVM no teste dos 6m e dos 400m
Brandon et al. (2004)	16^{H}, 39^{M}, 60-86	MS, MI	50-70	3_{x}, 104^{s}	3^{8-12}	↔ TUG
Cavani et al. (2002)	14^{H}, 23^{M}, 60-79	MS, MI	100	3_{x}, 6^{s}	1^{12-15}	↔ MVM no teste dos 6min, ↑ TUG
Schlicht et al. (2001)	10^{H}, 14^{M}, 61-87	MI	75	3_{x}, 8^{s}	2^{10}	↑ MVM no teste dos 10m
Westhoff et al. (2000)	$21^{H,M}$, 77±7	MI	ND	3_{x}, 10^{s}	2^{1min}	↑ TUG, ↔ VM habitual
Brandon et al. (2000)	25^{H}, 60^{M}, 72±5	MI	60-70	3_{x}, 16^{s}	3^{8-12}	↔ MVM, ↑ TUG
Chandler et al. (1998)	50^{H}, 50^{M}, 78±8	MI	ND	3_{x}, 10^{s}	ND	↑ MVM no teste dos 10m
Berg e Lapp (1998)	22^{H}, 65-84	MI	ND	3_{x}, 8^{s}	2^{10}	↔ VM habitual no teste dos 100m
Buchner et al. (1997)	51^{H}, 54^{M}, 68-85	MS, MI	50-75	3_{x}, 26^{s}	2^{10}	↔ VM habitual, ↔ comprimento de passo
Sipila et al. (1996)	42^{M}, 78-81	MI	60-75	3_{x}, 18^{s}	$3\text{-}4^{8-10}$	↑ MVM no teste de 10m

Legenda: N – número de participantes; x – periodicidade semanal do treinamento; s – semanas do treinamento; H – participantes do sexo masculino; M – participantes do sexo feminino; ↑ - aumento/melhora ; ↔ - manutenção; ND – informação não disponível; TUG – teste de agilidade *Timed Up And Go* com componente de marcha; VM – velocidade de marcha; MVM –máxima velocidade de marcha;

extensão e flexão de joelhos e dorsiflexão e flexão plantar de tornozelos não são suficientes para provocar melhoras na velocidade de marcha habitual, no teste de 100m (a velocidade de marcha habitual era calculada com base no tempo despendido para percorrer 100m, em velocidade auto-selecionada). Os autores apontam a baixa intensidade do treinamento e o reduzido período de intervenção como as principais causas da ausência de efeitos positivos na locomoção de idosos. Symons et al. (2005) apresentam também valores inalterados da velocidade de marcha habitual de idosos submetidos a um protocolo de 12 semanas de treinamento de força. Referem que a boa capacidade física revelada pelos participantes, nomeadamente no desempenho do teste de marcha, não permitiu que se verificassem alterações significantes. No estudo de Brandon et al. (2004), mesmo após 104 semanas de treinamento de força os valores do teste *Timed Up and Go* apresentaram-se sem diferenças estatísticas (de 8,3s para 8s). Embora os autores não forneçam uma justificativa para esta ausência de melhora sugerem que o condicionamento ótimo dos participantes no início da intervenção seja a explicação mais plausível.

Já Cavani et al. (2002), Schlicht, Camaione e Owen (2001) e Hess e Woollacott (2005), apesar de terem conduzido estudos com reduzido tempo de intervenção (6, 8 e 10 semanas, respectivamente), verificaram melhoras na velocidade máxima de marcha e no teste de agilidade *Timed Up and Go*. Cavani et al. (2002) mencionam que três sessões semanais de três exercícios para membros inferiores (*leg press*, mesa extensora e mesa flexora) e seis para membros superiores (supino, remo, press de ombro, flexão e extensão de cotovelo e exercícios abdominais), apesar de não ter induzido melhoras na velocidade máxima de marcha no teste dos seis minutos (de 578m para 629m), foi suficiente para melhorar o desempenho no teste *Timed Up and Go* (de 6,58s para 5,57s).

Já Schlicht, Camaione e Owen (2001) referem que a prática de exercícios de força apenas para membros inferiores (*leg press*, mesa extensora, mesa abdutora e adutora e flexão plantar) foi suficiente para melhorar a velocidade máxima de marcha de idosos (de 2,01m/s para 2,35m/s). Por fim, Hess e Woollacott (2005) referem que a prática de exercícios de força com ênfase nos músculos flexores e extensores do joelho e tornozelo foi suficiente para melhorar o desempenho no teste de agilidade *Timed Up and Go* (de 11,5s para 9,7s). Segundo Shumway-Cook, Brauer e Woollacott (2000), este teste é extremamente sensível para identificar distúrbios de equilíbrio de pessoas em risco de queda, referindo que valores maiores do que 13,5s para a sua execução indicam 90% de probabilidade de queda.

Desta forma, as modificações observadas no grupo experimental, no estudo de Hess e Woollacott (2005), correspondem à diminuição de 30% do risco de queda. Este fato ajuda a

melhor entender a importância deste tipo de intervenção na qualidade de vida da população idosa. Brandon et al. (2000) também verificaram melhoras neste teste de agilidade depois de 16 semanas de treinamento de força de flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo e flexores do joelho.

Galvao e Taaffe (2005) investigaram o efeito de uma e três séries de exercícios de força (supino, remo, extensão e flexão de cotovelo, *leg press*, mesa flexora e extensora) na marcha de idosos. Verificaram que ambas as condições melhoraram a velocidade máxima de marcha no teste dos 400m (o grupo que treinou apenas 1 série melhorou de 252m para 243m; o grupo que treinou 3 séries melhorou de 232m para 213m). No teste de 6 metros, de velocidade máxima de marcha, nenhum dos grupos apresentou melhoras, porém, no mesmo teste, realizado à velocidade auto-selecionada o grupo que treinou 3 séries apresentou melhoras significantes (de 4,4m para 4,1m). Por fim, os autores referem que, apesar de três séries de exercícios, quando comparadas com uma série, provocarem alterações superiores na força muscular, uma série apenas é suficiente para melhorar os valores nos testes de locomoção (400m), sugerindo tratar-se de um conhecimento básico quando da elaboração de estratégias interventivas, já que será possível criar protocolos de exercícios tanto eficazes quanto eficientes.

Simons e Andel (2006) compararam os resultados de dois programas de intervenção (treinamento de força e treinamento de marcha) e verificaram que, relativamente ao teste de agilidade (*Timed Up and Go* modificado), ambos os grupos experimentais apresentaram melhoras significantes (o grupo que treinou força melhorou de 51s para 41s; o grupo que treinou marcha melhorou de 49s para 45s). Apesar de uma das principais componentes do teste de agilidade ser a marcha, não foram verificadas diferenças significantes entre o grupo que treinou especificamente essa habilidade daquele que treinou força, sugerindo que diferentes tipos de treinamento podem produzir efeitos semelhantes.

A preocupação em reduzir o número de incidentes de queda na população idosa motivaram o estudo de Persch et al. (2009) que, até à data, parece ter sido o único a registrar as modificações provocadas pelo treinamento de força na marcha de idosos fazendo uso de instrumentos biomecânicos, em ambiente laboratorial. Catorze idosas foram submetidas a 12 semanas de treinamento de força de membros inferiores (grupo experimental) e treze foram submetidas a 12 semanas de treinamento de força de membros superiores (grupo controle). Os resultados mostraram que os ganhos de força melhoraram os parâmetros de marcha do grupo experimental. Este apresentou um aumento da velocidade de marcha habitual, do comprimento de passada, da cadência e da distância mínima do antepé ao solo

na fase de balanço. A análise de regressão múltipla realizada identificou os ganhos porcentuais de força (em uma repetição máxima – 1RM) como o melhor preditor das alterações observadas nos parâmetros cinemáticos da marcha. Verificaram que as mudanças na força dos extensores de joelho constituíam a melhor variável independente, explicando 44% dos ganhos na marcha das idosas. Os autores concluem afirmando que o treinamento de força deve ser considerado como a estratégia de treino base para melhorar os parâmetros de marcha da população idosa e assim minimizar o risco de queda.

Os estudos apresentados dão um panorama geral do que se tem produzido nesta temática. Apesar da dificuldade em encontrar estudos de caráter interventivo que se tenham dedicado a avaliar parâmetros da locomoção de idosos por meio de instrumentos laboratoriais, parece que intensidade moderada a vigorosa de treino (60-100% de 1RM) e 12 semanas de intervenção são suficientes para provocar melhoras significativas na velocidade (máxima e habitual) de marcha de pessoas idosas.

3.3.2 A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE POTÊNCIA NA MARCHA DE IDOSOS

A nomenclatura adotada refere-se a treinamento de potência como o método de treinamento cujo propósito é aumentar a força explosiva do indivíduo idoso, ou seja, aumentar a capacidade do seu sistema neuromuscular de produzir força na menor unidade de tempo.

Os estudos que tiveram como propósito investigar o efeito do treinamento de potência na marcha de idosos não são numerosos, todavia, ultimamente tem-se assistido à adoção desta metodologia como resposta às limitações funcionais de idosos. A justificativa dada alega que, ao longo da vida, a manifestação de força muscular rápida é a que mais cedo diminui e de forma mais abrupta apresentando, portanto, maior influência no desempenho das capacidades funcionais do que a força de resistência (HAZELL, KENNO e JAKOBI, 2007). Em sua revisão sobre a influência do treinamento de força nas capacidades funcionais de idosos, Hazell, Kenno e Jakobi (2007) sugerem que, apesar do treinamento de força ser eficaz como estratégia para aumentar a força muscular, o treinamento de potência que contenha contrações musculares realizadas em alta velocidade parece constituir uma melhor estratégia de treino quando o objetivo é melhorar o desempenho das capacidades funcionais desta população. Em seguida serão descritos alguns trabalhos cujo propósito foi averiguar a influência do treinamento de potência na marcha da população idosa, sendo apresentada uma síntese em formato de tabela (Tabela 2).

Tabela 2: Síntese dos estudos de intervenção sobre o efeito do treinamento de potência na marcha de idosos

Autor (ano)	N^{sexo}	Idade	Área exercitada	% 1RM	Duração	$Séries^{reps}$	Efeitos na Marcha
Marsh et al. (2009)	11^{H}, 25^{M}	75±5	MS, MI	70	3_{x}, 12^{s}	3^{8-10}	↔ VM habitual no teste dos 4min
Bean et al. (2009)	37^{H}, 80^{M}	75±7	MS, MI	ND	3_{x}, 16^{s}	2ND	↑ parâmetros de locomoção
Henwood et al. (2008)	31^{H}, 36^{M}	65-84	MS, MI	45-75	2_{x}, 24^{s}	3^{8-12}	↑ MVM no teste dos 6m
Henwood e Taaffe (2005)	8^{H}, 17^{M}	60-80	MS, MI	35-75	2_{x}, 8^{s}	3^{8}	↑ VM habitual no teste dos 6m
Bean et al. (2004)	21^{M}	78±7	MS, MI	ND	3_{x}, 12^{s}	3^{10}	↑ MVM no teste de 2.4m
Ramsbottom et al. (2004)	7^{H}, 15^{M}	76±5	MS, MI	ND	2_{x}, 24^{s}	ND	↑ TUG
Hruda et al. (2003)	6^{H}, 19^{M}	75-94	MI	ND	3_{x}, 10^{s}	$1\text{-}ND^{4-8}$	↑ MVM no teste dos 6m
Earles et al. (2001)	10^{H}, 30^{M}	78±5	MI	50-70	3_{x}, 12^{s}	3^{10}	↑ MVM no teste dos 6min

Legenda: N – número de participantes; x – periodicidade semanal do treinamento; s – semanas do treinamento; H – participantes do sexo masculino; M – participantes do sexo feminino; ↑ - aumento/melhora ; ↔ - manutenção; ND – informação não disponível; TUG – teste de agilidade *Timed Up And Go* com componente de marcha; VM – velocidade de marcha; MVM –máxima velocidade de marcha;

Henwood e Taaffe (2005) verificaram que apenas 8 semanas de intervenção bi-semanal foram suficientes para melhorar a velocidade habitual de marcha no teste dos 6 metros (melhora de 6,6%). Os idosos participantes foram submetidos a um total de 16 intervenções em que lhes foi pedido que executassem sete exercícios de força para membros inferiores e superiores (supino, press de ombro, mesa extensora e flexora, *leg press*, e exercício de flexão plantar sentado). O período de intervenção foi dividido em duas fases: condicionamento e potência. Na primeira fase (4 sessões), para se familiarizarem com as tarefas de força, realizavam 3 séries de cada exercício, de 6 a 8 repetições, a 65% da sua capacidade máxima (1RM). Tanto a ação concêntrica quanto a excêntrica eram realizadas à velocidade de 2 a 3 segundos. Já nas 12 restantes sessões de treinamento os participantes realizavam 3 séries de 8 de repetições a 35, 55 e 75% de 1RM. A instrução era dada para que a ação concêntrica do movimento fosse realizada o mais rapidamente possível, e a excêntrica numa velocidade moderada (2 a 3 segundos).

Hruda, Hicks e Mccartney (2003) e Ramsbottom et al. (2004) verificaram melhoras na velocidade máxima de marcha em idosos submetidos a treinamento de potência com bandas elásticas resistivas. Hruda et al. (2003) apontam uma correlação negativa (r=-0,42) entre a potência concêntrica dos músculos extensores do joelho e o desempenho no teste de velocidade de marcha dos 6 metros, sugerindo que a potência muscular do quadríceps tem influência na velocidade de marcha de idosos. Ramsbottom et al. (2004) referem que o tempo para percorrer 6 metros melhorou 12% após o período de intervenção (de 7,5s para 6,5s). Por fim, os autores realçam a idéia da dispensabilidade de equipamentos de treinamento de força para se obter resultados positivos na locomoção de idosos.

Já Bean et al. (2004) e Bean et al. (2009) propuseram uma intervenção, baseada nos princípios do treinamento de potência, realizada com coletes com lastro. Os participantes utilizavam estes coletes para realizar 11 tarefas da sua vida diária (subir e descer escadas, caminhar, sentar a levantar de uma cadeira, ...) e, periodicamente, era incrementado lastro correspondendo a 2% do seu peso corporal. O protocolo estipulava a realização da fase concêntrica dos exercícios na maior velocidade possível, seguido de 1 segundo de pausa e, por fim, a fase excêntrica em 3 segundos. Bean et al. (2004) apontam uma maior velocidade máxima de marcha, no teste de 2,4m, após o treinamento de potência e referem a eficiência deste treino funcional nos ganhos de potência muscular e na velocidade de marcha desta população. Já os resultados de Bean et al. (2009) foram incluídos no *Short Physical Performance Battery*, bateria de testes que compreende tarefas de marcha e agilidade e que, segundo os autores, é preditiva de subsequente limitação. Os autores referem que os idosos submetidos a um programa de treino de potência tarefa-específico melhoraram de forma significante os parâmetros de locomoção medidos.

Earles, Judge e Gunnarsson (2001) compararam os efeitos do treinamento de potência na marcha de idosos com os efeitos do treinamento de caminhada. O grupo que realizou caminhada andou seis dias por semana durante 30 minutos em intensidade moderada e o grupo que realizou treinamento de potência treinou três vezes por semana em intensidade moderada (50-70% 1RM). No final do período de intervenção, ambos os grupos apresentaram valores mais elevados na velocidade máxima de marcha medida no teste dos 6 minutos. Embora o grupo potência tenha apresentado uma melhora de 5% e o grupo caminhada de 3%, não houve diferenças estatísticas entre os grupos, sugerindo que o treinamento de potência é tão eficaz quanto o de caminhada para melhorar aspectos relacionados à locomoção de idosos.

Para tentar entender qual a melhor estratégia de treinamento, têm sido desenvolvidos estudos comparativos cujo propósito é avaliar a influência do treinamento de força e de potência no desempenho das capacidades funcionais de idosos. Em seguida, serão explanados dois estudos que procederam a esta comparação, visando apenas os parâmetros relativos à locomoção de idosos.

Marsh et al. (2009) comparam a influência do treinamento de força e de potência na função muscular e na capacidade funcional de idosos. A única variável que distinguiu o protocolo de intervenção foi a velocidade de execução da fase concêntrica dos exercícios de força: moderada (2 a 3s) no grupo que treinou força e máxima velocidade de execução, no grupo que treinou potência. Verificaram que ambos os grupos melhoraram a capacidade de gerar força máxima e potência máxima nos exercícios propostos, porém, esses ganhos não se traduziram em melhoras na velocidade habitual de marcha. Apontam o número reduzido da amostra e do tempo de intervenção como as causas da ausência de melhora no teste de locomoção. Embora os autores não tenham explorado o fato, verifica-se que o grupo que treinou potência, quando comparado com o grupo que treinou força, aumentou de forma similar a capacidade para produzir força máxima, porém, no teste específico de potência o grupo força apresentou valores aquém do grupo potência. Estes dados sugerem que esta simples mudança de metodologia (velocidade da fase concêntrica) é suficiente para produzir ganhos significativos na potência muscular.

No estudo de Henwood, Riek e Taaffe (2008) o efeito de dois protocolos de avaliação foram comparados: - o protocolo cujo objetivo foi desenvolver a força muscular dos participantes, realizando 3 séries de 8 repetições a 75% de 1RM, durante as 24 semanas de intervenção; e o protocolo cujo objetivo foi desenvolver a potência muscular, realizando 3 séries de 8 repetições a 45, 60 e 75% de 1RM. Os dois grupos realizavam os mesmos exercícios (supino, remo, flexão de cotovelo, *leg press*, mesa extensora e flexora), porém, o grupo que

treinou força usava a mesma velocidade de execução nas fases concêntrica e excêntrica (3 segundos) e o grupo que treinou potência realizava a fase concêntrica na maior velocidade possível e a excêntrica em velocidade moderada (3 segundos). Os autores mostraram que, nos exercícios propostos, tanto a potência quanto a força muscular melhoraram de forma similar nos dois protocolos de treinamento e que essas mudanças foram acompanhadas de melhoras funcionais (ambos melhoraram a velocidade máxima de marcha no teste dos 6 metros). Ressaltam, todavia, que as melhoras apresentadas pelo grupo potência, quando comparadas com as do grupo força, foram conseguidas com um volume de treino cerca de 20% menor.

Depois de explanados os estudos encontrados, é possível afirmar que há ainda uma carência de dados que possibilitem uma visão objetiva do efeito do treinamento de força e de potência na marcha de pessoas idosas. Até o momento, a preocupação em realizar uma avaliação biomecânica da qualidade de marcha do idoso submetido a uma destas intervenções não parece ter sido forte. Contudo, os estudos apresentados têm proposto averiguar os mecanismos subjacentes aos ganhos funcionais, assim como balizar o protocolo de treino adequado. Porter (2006) afirma que, apesar de ainda não haver consenso acerca do protocolo de treinamento de potência para idosos, parece que os resultados positivos são alcançados realizando a fase concêntrica o mais rapidamente possível.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 AMOSTRA

As diferenças entre a marcha de idosas, quando comparada com a de idosos, sugerem que elas apresentam limitações mais severas do que as deles. Aliada à facilidade de recrutamento e adesão, decidiu-se incluir somente participantes do sexo feminino no presente estudo. A amostra foi composta após divulgação do estudo em instituições frequentadas por idosas. Das 43 que mostraram interesse, apenas 30 atenderam aos critérios de inclusão averiguados pela anamnese e bateria de testes de capacidade funcional: idade entre 65 e 75 anos, ausência de acometimentos cardiovasculares, de desordens ósteo-mio-articulares ou neurológicas, de problemas visuais não compensados, de quadro de depressão ou doença mental, histórico negativo de queda ou vertigens durante o ano anterior à pesquisa, e condição física inativa ou participação esporádica em atividades aeróbias (com frequência máxima bi-semanal).

As 30 participantes do estudo foram divididas aleatoriamente pelos dois grupos experimentais e pelo grupo controle do estudo. Dessas, 9 foram consideradas desistentes pelos critérios de exclusão adotados: frequência inferior a 80% do total das sessões previstas e ausência na avaliação final. As desistências foram motivadas por doença não relacionada às sessões de treinamento (4), doença de familiares (2) e pelo não comparecimento na avaliação final (3). Desta forma, os três grupos de estudo foram constituídos por 21 participantes: 8 do grupo controle (69,3±4,1 anos de idade), 6 do grupo força (67±4,3 anos de idade) e 7 do grupo potência (68,3±3,7 anos de idade).

O envolvimento no estudo foi de caráter voluntário e as participantes foram informadas sobre todos os procedimentos mediante a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A). O projeto do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (protocolo nº 2010/16).

4.2 PROGRAMAS DE INTERVENÇÃO

Os dois protocolos de intervenção foram desenvolvidos nas dependências da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo e estenderam-se por 12 semanas, sendo realizadas três sessões semanais não consecutivas. Os grupos experimentais receberam as mesmas instruções de ativação geral, nos 15 minutos que antecederam à parte fundamental da aula, e de retorno à calma e relaxamento, nos 10 minutos finais. Da mesma forma, ambos realizaram os mesmos oito exercícios de força: agachamento com bandas elásticas, cadeira extensora, cadeira flexora, flexão plantar vertical, dorsiflexão com bandas elásticas, *pec deck*, *pulley* frente e exercícios abdominais.

As sessões dos protocolos de treinamento em horários alternados condicionaram um reduzido número de participantes por sessão, aumentando a motivação e a atenção na correção da técnica dos movimentos (foi obtida uma razão instrutor/participante de ½ na maioria das sessões de treino). Esta logística permitiu controlar os 45s a 60s de descanso entre as séries de exercícios e os 2 minutos entre exercícios. Foi adotado um esquema de treinamento rotacional em que o primeiro exercício realizado numa sessão de treinamento era o último da próxima sessão. Para tentar evitar que a fadiga localizada influenciasse a execução do exercício subsequente, os exercícios de membros superiores e inferiores foram dispostos alternadamente. Com o mesmo propósito, foram colocadas três estações de descanso, a serem assumidas após a realização de três exercícios consecutivos.

As seis primeiras sessões de intervenção foram conduzidas de forma idêntica nos dois

grupos, permitindo a familiarização dos exercícios e o condicionamento físico das participantes. Após esse período, os protocolos de treinamento diferenciaram-se, sendo apresentadas as suas particularidades nos subitens que se seguem.

4.2.1 GRUPO TREINO DE FORÇA

Avaliações periódicas (tri-semanais) foram conduzidas para calcular a evolução da força máxima (uma “repetição” máxima – 1RM) e assim ajustar as cargas individuais. Após as duas primeiras semanas de treinamento, foi obtida uma previsão de 1RM, nos exercícios cadeira extensora, cadeira flexora e *pulley* frente pela fórmula proposta por Brzycki (1993), abaixo descrita:

$$1RM = \frac{Carga\ \text{levantada}}{1{,}0278 - (0{,}0278\ \text{X número máximo de repetições})}$$

Os valores de “uma repetição” máxima obtidos permitiram calcular a intensidade do treinamento deste grupo, que se manteve entre 70% e 90% de 1RM. Para os demais exercícios, determinada pela percepção subjetiva de esforço das participantes e de acordo com a observação dos instrutores, a mesma intensidade foi mantida.

Com o objetivo de aumentar a força de resistência das participantes, este grupo realizou três séries de dez repetições de cada exercício, sendo que a sua ação concêntrica e excêntrica foi realizada de forma controlada, durando cerca de 2 a 3 segundos por repetição.

4.2.2 GRUPO TREINO DE POTÊNCIA

O protocolo de avaliação de 1RM foi conduzido da mesma forma e nos mesmos dias que a do grupo força, sendo que a intensidade do grupo potência foi mantida entre 40% e 60% do máximo estimado. A técnica de execução e intensidade dos exercícios de membros superiores foi idêntica à do grupo força, contudo, os exercícios para membros inferiores foram realizados com menor intensidade e maior velocidade. Assim, para membros inferiores, a ação concêntrica do movimento era realizada na maior velocidade possível e a excêntrica em velocidade controlada (1 a 2 segundos). Foram realizadas três séries de dez repetições para cada exercício.

4.3 AVALIAÇÕES EXPERIMENTAIS

4.3.1 ANAMNESE

O questionário elaborado para averiguar a existência de doença cardíaca, ósteo-mio-articular, histórico de queda, bem como fatores de risco, teve também como propósito fundamentar a decisão da participação das candidatas no estudo (ANEXO B).

4.3.2 QUESTIONÁRIO DE BAECKE

O questionário de Baecke, modificado para idosos (VOORRIPS et al., 1991) e validado para a população idosa feminina (MAZO et al., 1998), foi aplicado para averiguar a quantidade e o nível de atividade física das participantes (ANEXO C).

O questionário, aplicado em forma de entrevista, divide-se em três partes, sendo que a primeira se refere às atividades domésticas, a segunda às atividades esportivas e a terceira às atividades de lazer das participantes.

4.3.3 AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO

Para avaliar o equilíbrio foram propostos três testes. O teste de equilíbrio unipedal (SPRINGER et al., 2007), que teve como propósito avaliar o equilíbrio estático, o de alcance funcional (DUNCAN et al., 1990), para avaliar o equilíbrio dinâmico e a bateria de testes de equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992) validada para a população idosa brasileira (MIYAMOTO et al., 2004) para avaliar o equilíbrio funcional em tarefas do cotidiano.

O objetivo do teste de equilíbrio unipedal foi avaliar o tempo (s) que as participantes conseguiam permanecer nas quatro condições experimentais:

1. Em pé, apoiado sobre o membro inferior direito, com os olhos abertos;
2. Em pé, apoiado sobre o membro inferior esquerdo, com os olhos abertos;
3. Em pé, apoiado sobre o membro inferior direito, com os olhos fechados;
4. Em pé, apoiado sobre o membro inferior esquerdo, com os olhos fechados;

Se as avaliadas conseguissem alcançar 45s em qualquer condição o teste era dado por terminado.

No teste de equilíbrio dinâmico (alcance funcional) o objetivo era, com os pés fixos no solo e membros superiores estendidos, alcançar a maior distância horizontal. O melhor valor de duas tentativas era registrado.

Já a bateria de testes de equilíbrio de Berg é composta por 14 tarefas da vida cotidiana, existindo uma escala ordinal de avaliação de 0 a 4 pontos, correspondendo à incapacidade para a realizar e ao sucesso pleno na tarefa. Os respectivos testes estão explanados, pormenorizadamente, no ANEXO D.

4.3.4 AVALIAÇÃO FUNCIONAL

O nível da capacidade funcional das participantes foi avaliado pela bateria de testes desenvolvida por Rikli e Jones (1999). Esta avalia a força e flexibilidade de membros superiores e inferiores, a capacidade aeróbia e a agilidade. O protocolo e descrição dos testes estão na seguinte tabela:

Tabela 3: Protocolo e descrição dos testes funcionais desenvolvidos por Rikli e Jones (1999).

Capacidade	Teste	Protocolo
Força de Membros Inferiores	Sentar e Levantar	Registro do número máximo de repetições obtidas numa tentativa de levantar e sentar em uma cadeira, em 30s.
Força de Membros Superiores	Rosca unilateral	Registro do número máximo de repetições obtidas numa tentativa de flexionar e estender o cotovelo, com uma carga de 3 libras, em 30s.
Flexibilidade de Membros Inferiores	Sentar e Alcançar	Registro da melhor distância (cm), de qualquer MMII, do alcance do dedo médio da mão ao pé, permanecendo sentado com uma perna flexionada e a outra estendida. Valores negativos foram registrados quando as mãos ficavam aquém do pé.
Flexibilidade de Membros Superiores	Mãos nas costas	Registro da melhor distância (cm), de qualquer MMSS, do alcance dos dedos médios das mãos, sendo que um dos braços passava por cima e o outro por baixo do ombro. Valores negativos foram registrados quando os dedos não se encontravam.
Agilidade	Levantar, ir e voltar (*Timed-Up-and-Go*)	Registro da menor duração (0,01s), em duas tentativas, para levantar de uma cadeira, percorrer 2,44m, contornar um cone, regressar e sentar novamente.
Capacidade aeróbia	Caminhada de 6 minutos	Registro da distância máxima (m) percorrida em 6 minutos de caminhada.

4.3.5 AVALIAÇÃO DA MARCHA

As avaliações biomecânicas da marcha das participantes tiveram lugar antes do período de intervenção e até uma semana após. Em ambas, foi-lhes pedido que caminhassem numa velocidade que lhes parecesse normal, “em que se sentissem confortáveis”. Antes da coleta dos dados e logo que o ambiente de avaliação estivesse preparado, era-lhes pedido que caminhassem, no estrado de avaliação, até que se sentissem menos constrangidas, sendo que esse procedimento nunca ultrapassou os cinco minutos. Logo em seguida eram coletadas 10 tentativas válidas de um ciclo de marcha. Destas, cinco foram tratadas e a sua média constituiu o dado individual da participante.

4.3.5.1 Instrumentos de Medição

A avaliação biomecânica da marcha foi realizada com uma câmara de vídeo digital e um eletromiógrafo. Estes equipamentos encontravam-se sincronizados pelo toque no mouse, que dava início à coleta eletromiográfica. Derivado desse contato um pulso de energia era gerado acendendo um LED (*Light-Emitting Diode*) que era identificado pela câmera de vídeo. Assumindo-se desprezível o tempo entre a geração do impulso elétrico e o acendimento do LED, considerou-se que os equipamentos estavam sincronizados.

A descrição pormenorizada dos equipamentos e procedimentos de coleta é apresentada em seguida.

4.3.5.1.1 **Câmera de vídeo**

A aquisição dos dados cinemáticos foi realizada através de uma câmera de vídeo digital (Casio EX-ZR10), sendo fixados 120Hz de frequência de amostragem e mantida em 1/1000s a velocidade do obturador. Em todas as coletas realizadas a câmera foi colocada perpendicularmente ao estrado de avaliação (3m) e a lente fixada a 90cm do solo.

A calibração do volume de performance era realizada sempre que se iniciava uma nova coleta ou que houvesse qualquer contato com a câmera de vídeo, consistindo na filmagem do volume de calibração. Após esse procedimento, a câmara permanecia inamovível durante toda a avaliação.

Sete marcadores reflexivos foram colocados nas referências anatômicas de interesse: articulação acrômio-clavicular direita, superfície externa da proeminência do grande trocanter direito, epicôndilo lateral do fêmur direito, maléolo lateral direito, cabeça do quinto metatarso do pé direito, calcâneo direito e calcâneo esquerdo (Figura 3).

Figura 3: Ilustração da localização dos sete marcadores para a avaliação cinemática

Embora, na primeira avaliação, não se tenha registrado (por exemplo, com tinta indelével) o local exato dos marcadores, será razoável assumir que, como a marcação destes pontos tinha como referenciais proeminências ósseas e articulares, o erro associado à sua colocação na avaliação final tenha sido inexpressivo.

4.3.5.1.2 **Eletromiógrafo**

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento EMG 1000 (Lynx tecnologia eletrônica, Ltda.). Este equipamento amplifica, filtra e digitaliza até 28 canais de entrada analógica. Estas entradas estão divididas em até 24 canais para sinais eletromiográficos (12 passivos e 12 ativos) e 4 entradas para instrumentação. Cada canal eletromiográfico possui um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum>100dB; Condição: sinal senoidal 10Vpp, 60 Hz) com ganho fixo de valor nominal 1000, impedância de entrada 10.000 MOhms típico, um filtro passa alta Butterworth de 1ª ordem com frequência de corte de 1Hz e um filtro passa baixa Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte em 1kHz. Os sinais amplificados e filtrados foram digitalizados por um conversor A/D de 16 bits de resolução com faixa de entrada programável, sendo ajustada em +/-5V. Digitalizados, os sinais passaram por filtros digitais passa-banda Butterworth de 4ª ordem (20-500Hz) e *Notch* (60Hz e harmônicas). A frequência de amostragem foi adotada seguindo a sugestão de Burden (2008) segundo o qual, para se evitar perda de sinal eletromiográfico, idealmente, a taxa de amostragem deverá ser fixada em 2000Hz. A comunicação com o microcomputador, feita através de interface de rede ETHERNET (10Mbits/s) foi suportada pelo programa AqDados 7.02 (Lynx tecnologia eletrônica Ltda.).

Em todas as coletas foram utilizados os mesmos eletrodos de superfície ativos (eletrodos cardiológicos, uso adulto) Meditrace 200 (Kendall), pré-amplificados com ganho de 20 vezes, sendo que a distância entre o centro dos dois eletrodos foi fixada em 20mm. Os eletrodos foram posicionados 1cm abaixo do ponto motor do músculo, que corresponde à região onde as terminações nervosas se inserem no ventre muscular. A localização destes pontos foi realizada através das indicações do SENIAM (2011). Após a localização de todos os pontos motores, foi afixado, na porção central da patela, o eletrodo de referência (terra). Com o intuito de averiguar se apresentavam sinal aceitável, todos os eletrodos eram testados com ações dinâmicas voluntárias, em cada coleta. Pela relevância apresentada na marcha, nomeadamente no controle das articulações do quadril, joelho e tornozelo monitorou-se a atividade dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmico lateral (GL).

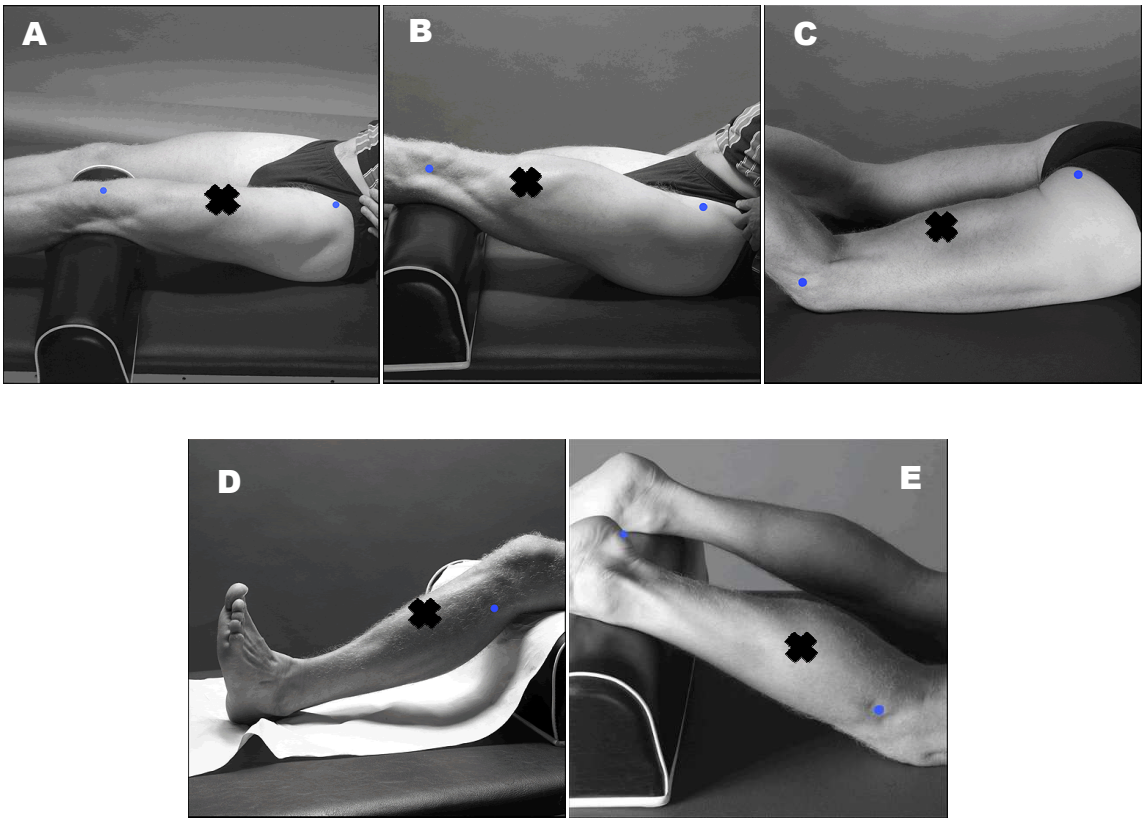


Figura 4: Local da colocação dos eletrodos, baseado nas recomendações do SENIAM (2011), do vasto lateral (A), reto femoral (B), bíceps femoral (C), tibial anterior (D) e gastrocnêmio lateral (E).

Segundo as recomendações do SENIAM (2011), o local para a colocação do eletrodo para monitorar o VL fica a 2/3 da linha entre a crista ilíaca superior anterior à porção lateral da patela, o eletrodo do RF fica a metade da distância entre a crista ilíaca superior anterior e a porção superior da patela, o do BF fica a metade da distância entre a tuberosidade isquiática

e o epicôndilo lateral da tíbia, o do TA fica a 1/3 da linha entre a ponta da fíbula e o maléolo medial e o do GL fica a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcâneo (Figura 4).

Para um melhor posicionamento dos eletrodos e diminuição da impedância da pele, facilitando a aquisição do sinal, era realizada a tricotomia, abrasão por lixa fina, removendo a camada sebácea da pele, e a assepsia. Em seguida, os eletrodos eram acoplados sobre a pele das participantes e, através da colocação de uma fita adesiva, garantida a sua fixação.

Após a primeira avaliação, a referência exata do local de colocação dos eletrodos foi marcada numa transparência. Nesta, eram igualmente registradas as particularidades gráficas da pele das participantes, possibilitando precisar a colocação dos eletrodos na avaliação final (NARICI et al., 1989).

4.3.5.2 Variáveis de Análise

4.3.5.2.1 **Variáveis Cinemáticas**

Os parâmetros cinemáticos estudados podem dividir-se em três conjuntos de variáveis: temporais, espaciais e espaço-temporais. São elas:

- Tempo do ciclo de marcha – tempo decorrido entre o contato inicial executado com um membro inferior e um novo contato inicial executado com o mesmo membro;
- Comprimento do ciclo de marcha – distância entre o marcador do calcâneo direito no contato inicial e o mesmo marcador no contato inicial seguinte;
- Ângulo do quadril no contato inicial – ângulo formado pelo complexo tronco/coxa no contato inicial;
- Ângulo do joelho no contato inicial – ângulo formado pelo complexo coxa/perna no contato inicial;
- Ângulo pico do tornozelo na fase propulsiva – ângulo máximo do complexo perna/pé após a fase de aplainamento e antes do pé sair do solo;
- Distância mínima dos metatarsos ao solo – distância perpendicular mínima obtida pelo marcador dos metatarsos durante a fase de balanço;
- Velocidade do ciclo de marcha – distância, em metros, alcançada por segundo;
- Cadência do ciclo de marcha – número de passadas efetuadas por minuto;
- Velocidade de aplainamento – velocidade angular média do complexo perna/pé entre o contato inicial e o contato dos metatarsos ao solo;
- Velocidade pico do calcâneo – velocidade horizontal máxima do marcador do calcâneo na fase de balanço, e a

- Aceleração pico do calcâneo – aceleração horizontal negativa máxima do marcador do calcâneo na fase de balanço;

Os parâmetros cinemáticos selecionados foram obtidos calculando-se o coeficiente de variação da velocidade, comprimento e do tempo do ciclo de marcha.

4.3.5.2.2 **Variáveis Eletromiográficas**

As variáveis eletromiográficas selecionadas no presente estudo foram:

- Pré-ativação muscular – calculou-se o RMS dos músculos VL, RF, BF, TA e GL 200ms antes do contato inicial;
- RMS do TA no aplainamento – valor do RMS do músculo TA entre o contato inicial e o contato dos metatarsos ao solo;
- RMS do GL na fase propulsiva – valor de RMS do músculo TA após a fase de aplainamento e antes do pé sair do solo;
- RMS do BF na fase de balanço – valor de RMS do músculo BF após o descolamento dos metatarsos do solo até o contato inicial;
- RMS muscular do ciclo de marcha – valor de RMS dos músculos VL, RF, BF, TA e GL entre 0% e 10% do tempo do ciclo de marcha (fase de resposta à carga), 10% e 30% (fase de apoio médio), 30% e 60% (fase de apoio terminal e pré-balanço), 60% e 73% (fase de balanço inicial), 73% e 87% (fase de balanço médio) e entre 87% e 100% (fase de balanço terminal);
- Variabilidade do sinal eletromiográfico – calculou-se o coeficiente de variação dos valores de envoltório linear ao longo de um ciclo de marcha;
- Co-contração muscular – calculou-se o índice de co-ativação entre os músculos VL/BF, RF/BF e TA/GL, pela expressão abaixo:

$$\text{Índice de co-ativação} = \frac{2 \text{ X RMS}^{\text{Antagonista}}}{RMS^{\text{Total}}} \text{ X } 100$$

Sendo que $RMS^{Antagonista}$ é o valor de RMS total do músculo antagonista e RMS^{Total} a somatória do valor de RMS do músculo Agonista com o RMS do músculo antagonista. O músculo antagonista foi definido por apresentar uma ativação inferior ao seu par.

A expressão foi utilizada depois de se definir os momentos em que ambos os músculos estavam ativos. Para isso, considerou-se que estavam em co-ativação quando os pares de músculos apresentavam, concomitantemente, atividade acima de 3 desvios-padrão da

inatividade, a partir de 20ms.

4.3.5.3 Tratamento matemático dos sinais

A filmagem da avaliação da marcha das participantes foi inicialmente sincronizada pelo corte do *frame* em que o led acendia, sendo posteriormente cortada pelo toque do calcanhar no solo. Estes procedimentos foram conduzidos no aplicativo *Trimmer* do software *Ariel Performance Analysis System*, da *Ariel Dynamics*. No mesmo programa, no aplicativo *Digitize*, os pontos de interesse apontados pelos marcadores reflexivos foram digitalizados. O aplicativo *Transform*, pela transformação linear direta, permitiu a reconstrução das coordenadas espaciais e no aplicativo *Filter* estas foram filtradas (utilizou-se um filtro passa baixa de 20Hz). Finalmente, no aplicativo *Display* foi possível exportar as coordenadas dos marcadores para cálculo das variáveis. Assim, as variáveis cinemáticas foram calculadas por rotinas matemáticas elaboradas para o programa Matlab, versão 7.10.0, da Mathworks, Inc.

Os procedimentos adotados para o cálculo do envoltório linear foram os mesmos empregados no trabalho de Winter (1991). Assim, o sinal eletromiográfico original foi retificado pelo procedimento de onda-cheia e normalizado pela média da curva, sendo empregue uma frequência de corte de 3Hz. Já o valor de RMS, normalizado posteriormente pela média dos valores obtidos, foi calculado seguindo a expressão:

$$\chi_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\chi_i^{\,2}} = \sqrt{\frac{\chi_1^{\,2} + \chi_2^{\,2} + \ldots + \chi_N^{\,2}}{n}}$$

Em que x=valor do sinal original obtido em cada 1/2000 segundos de coleta e n=número de sinais coletados.

4.4 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

A análise estatística foi realizada no programa *SigmaStat* para *Windows*, versão 3.5, da *Systat Software, Inc*. Foram aplicados os testes de *Komolgorov-Smirnov* para verificar a normalidade da distribuição dos dados e o de *Levene* para averiguar a cedasticidade. Na ocorrência da não-normalidade ou heterocedasticidade procedeu-se à transformação de *Box-Cox*, recorrendo-se ao software estatístico *Action*, da *Estatcamp*. A persistência da violação desses pressupostos na aplicação de testes paramétricos conduziu à adoção dos

análogos não-paramétricos.

Para averiguar diferenças entre grupos no momento inicial do estudo foi conduzida uma análise de variância com um fator (grupo), adotando-se 0,05 como nível de significância. No caso da violação dos pressupostos e ineficácia da transformação dos dados, optou-se pelo teste de *Kruskal-Wallis* como procedimento não-paramétrico (α=0,05).

Para estudar os efeitos das intervenções e os comparar foi realizada uma análise de variância com dois fatores (grupo e momento), para dados repetidos no segundo fator. Na ocorrência de efeito principal de grupo ou momento foi utilizado o *pos hoc* de *Tukey*, com nível de significância de 0,05, como teste de comparação múltipla de médias. A ausência do teste de esfericidade justifica-se pelo fato de existir somente dois momentos de avaliação. Na ocorrência da violação dos pressupostos para aplicação do teste paramétrico e da ineficácia da transformação *Box-Cox* procedeu-se à sua ordenação e posterior análise não-paramétrica.

Nos quatro casos em que foi detectado efeito de interação, por impossibilidade de o interpretar ou interpretar erroneamente os efeitos principais de grupo ou momento, aplicou-se o *teste t* (*pareado* e *não-pareado*) para expressar a diferença entre os dois momentos de uma mesma amostra (intergrupo) e diferenças entre grupos (intragrupo). Como este procedimento foi conduzido a partir de múltiplas comparações de médias foi aplicada a correção de *Bonferroni*. Desta forma, *α'* poderia ser utilizado como nível de significância (*α'=α/m* em que *m* representa o número de contrastes realizados), contudo, para facilitar a identificação visual das diferenças optou-se por corrigir o valor de *p*. Assim, o valor de *p* corrigido (p_{cor}) foi obtido pela expressão: *p*m* (em que *m* representa o número de contrastes realizados). Quando as médias não apresentavam diferenças significantes, não sendo necessário proceder ao ajuste, o valor de *p* não-corrigido foi apresentado (p_{ncor}).

Para determinar a magnitude dos efeitos de momento observados foi calculado o tamanho do efeito nos três grupos e respectivos intervalos de confiança a 95% (IC_{95}). Para os dados homocedásticos e que apresentavam distribuição normal foi calculado o *g* de *Hedges* ajustado para tamanho amostral reduzido, segundo a expressão:

$$g = \frac{M_{pós} - M_{pré}}{\sqrt{\frac{(DP_{pós})^2(N-1) + (DP_{pré})^2(N-1)}{2N-2}}} \times \left(1 - \frac{3}{4N-9}\right)$$

Em que $M_{pós}$ e $M_{pré}$ representam a média dos dados no momento final e no momento inicial, respectivamente, $DP_{pós}$ e $DP_{pré}$ representam o desvio padrão no momento final e no

momento inicial, respectivamente, e *N* representa o número de participantes do grupo.

Os intervalos de confiança (IC_{95}) para este indicador foram calculados pela seguinte expressão:

$$IC_{95} = g \pm Z_{\alpha/2} \times \sqrt{\frac{2N}{N^2} + \frac{g^2}{4N}}$$

Em que g representa o tamanho do efeito (de *Hedges*), $Z_{\alpha/2}$ o valor crítico que corresponde ao grau de confiança num teste bilateral e N o número de participantes do grupo.

Para os dados com distribuição não-normal e/ou heterocedásticos o tamanho do efeito foi calculado através do delta de *Cliff* (δ), pela seguinte expressão:

$$\delta = \frac{\#\left(X_{pós} > X_{pré}\right) - \#\left(X_{pós} < X_{pré}\right)}{N^2}$$

Em que $\#(X_{pós} > X_{pré})$ e $\#(X_{pós} < X_{pré})$ representam o número de comparações, numa matriz de dominância, em que os valores finais são, respectivamente, superiores e inferiores aos iniciais, e N o número de participantes do grupo.

Os intervalos de confiança (IC_{95}) para este indicador foram calculados pela seguinte expressão:

$$IC_{95} = \frac{\delta - \delta^3 \pm Z_{\alpha/2} \times S_\delta \times \left[\left(1-\delta^2\right)^2 + Z_{\alpha/2}{}^2 \times S_\delta{}^2\right]^{1/2}}{1-\delta^2 + Z_{\alpha/2}{}^2 \times S_\delta{}^2}$$

Sendo que $S_\delta{}^2 = \dfrac{\sum\left(\delta_i - \delta\right)^2 + \sum\left(\delta_j - \delta\right)^2 + \dfrac{\sum\left(\delta_{ij} - \delta\right)^2}{\left(N-1\right)^2}}{N^2}$

Em que δ representa o tamanho do efeito (delta de *Cliff*), $Z_{\alpha/2}$ o valor crítico que corresponde ao grau de confiança num teste bilateral, δ_i o valor marginal, na matriz de dominância, da coluna i, δ_j o valor marginal, na matriz de dominância, da linha j, δ_{ij} o valor do elemento ij na matriz de dominância e N o número de participantes do grupo.

Embora não se tenha conduzido um estudo retrospectivo do poder estatístico dos testes realizados, é razoável supor que os seus valores estarão aquém do desejável. O poder estatístico de um teste refere-se à capacidade de controlar o erro do tipo II, ou seja, à

probabilidade de rejeitar a hipótese de nulidade quando ela, de fato, é falsa. Segundo Field (2009), o poder estatístico é afetado por três fatores:

1. O nível de significância: aumentando o nível de significância reduz-se a região de aceitação e, desta forma, há maior probabilidade de rejeitar a hipótese de nulidade, diminuindo a chance de cometer um erro do tipo II, aumentando o poder do teste;

2. O tamanho do efeito, que descreve a magnitude da diferença (efeito) avaliada, ou seja, a extensão na qual a hipótese de nulidade é falsa; e

3. O tamanho amostral, que determina a magnitude do erro de amostragem inerente no resultado;

No presente estudo, o nível de significância foi mantido em 5% e o tamanho do efeito reportado inteiramente condicionado pela magnitude da variação do momento inicial e final da intervenção. Desta forma, supõem-se que a perda amostral sofrida tenha comprometido o poder estatístico dos testes realizados. Embora controversa, a discussão de resultados não-significantes baseada em outros parâmetros além do p-valor (nomeadamente, o tamanho do efeito) será, pelas razões apresentadas, conduzida. Contudo, estas discussões serão propostas apenas para as variáveis cujo tamanho de efeito seja relevante e os devidos cuidados serão tomados para que o real significado dos resultados não extrapole em inferências sobrevalorizadas.

4.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O procedimento experimental adotado no presente estudo está ilustrado no diagrama de blocos apresentado.

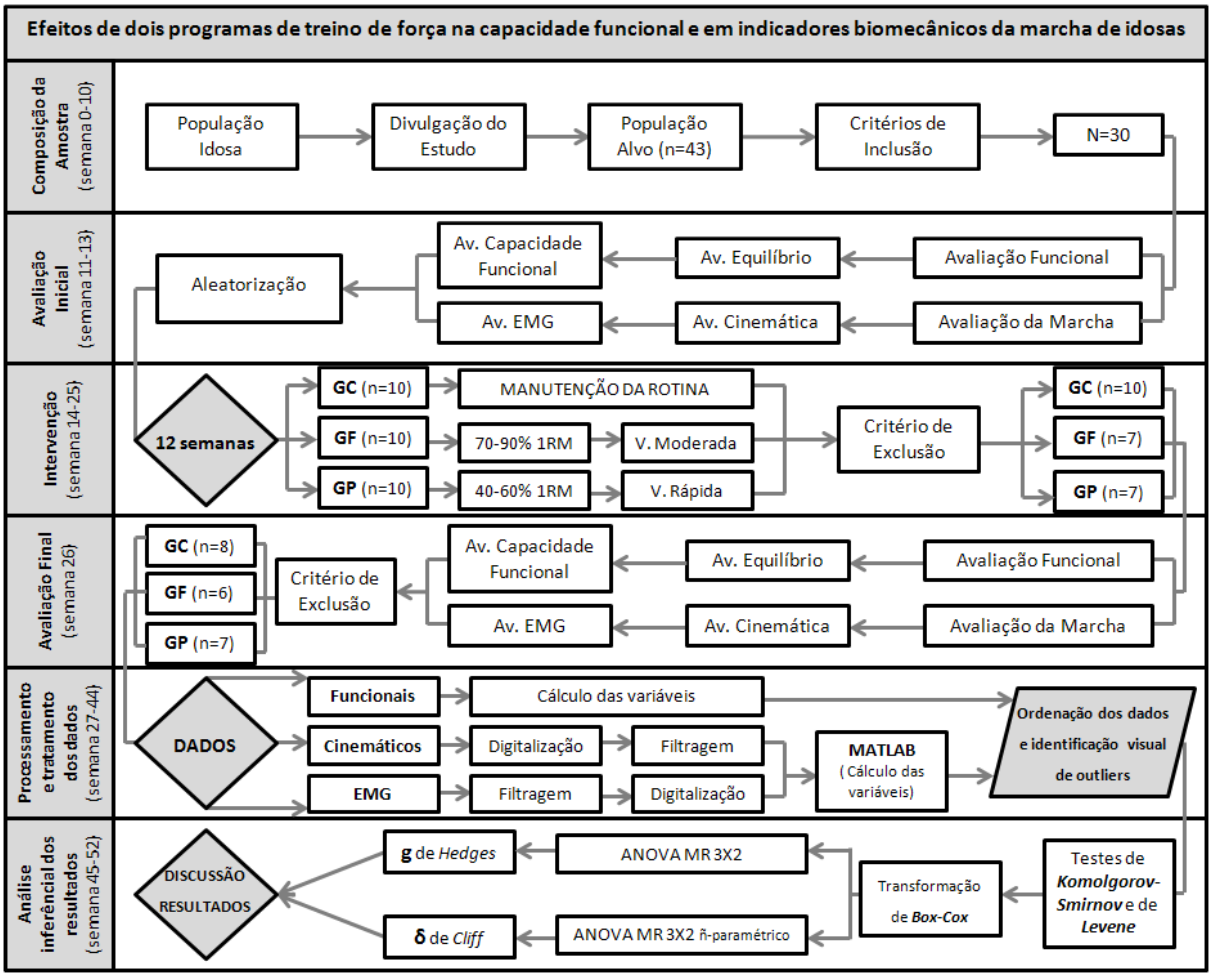


Figura 5: Diagrama de blocos representando o procedimento experimental e as etapas do estudo.

5. ANÁLISE DOS RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DAS DIFERENÇAS NO MOMENTO INICIAL

Na tabela 4, onde estão apresentadas as diferenças de perfil das participantes dos três grupos no momento inicial do estudo, constatou-se a ausência de diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$).

Tabela 4: Médias e desvios-padrão dos três grupos do estudo (Controle, Força e Potência) da idade (anos), índice de massa corporal (IMC), comprimento de membros inferiores (cm) e nível de atividade física (escore do questionário Baecke), para α=0,05.

	Controle (n=8)	**Força** (n=6)	**Potência** (n=7)	**F**	**p**
Idade	69,3 ± 4,06	67,0 ± 4,34	68,3 ± 3,73	0,533	0,596
IMC	26,1 ± 2,52	25,7 ± 7,75	26,0 ± 6,15	0,006	0,994
Comprimento MMII	77,7 ± 6,67	79,1 ± 3,69	76,3 ± 7,35	0,342	0,715
Baecke	6,4 ± 1,80	6,1 ± 4,01	5,3 ± 2,16	0,331	0,722

Na tabela 5, estão apresentadas as diferenças entre os três grupos, no momento inicial, das capacidades motoras equilíbrio e força. A análise de variância não revelou diferenças estatisticamente significantes (p<0,05).

Tabela 5: Médias e desvios-padrão ou mediana (Md) dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da bateria de testes de equilíbrio de Berg (escore), do teste de equilíbrio dinâmico (cm), do valor da máxima ação voluntária estimada (1RM) realizada na cadeira extensora e na cadeira flexora (Kg), assumindo α=0,05.

	Controle	**Força**	**Potência**	**F**	**p**
Berg	(Md) 55	(Md) 56	(Md) 56	-	0,101
Eq. Dinâmico	31,3 ± 5.55	32,8 ± 4,71	33,7 ± 3,77	0,513	0,607
RM Cad. Ext.	-	21,9 ± 12,21	30,5 ± 6,99	2,539	0,139
RM Cad. Flex.	-	62,2 ± 30,35	67,3 ± 34,16	0,0798	0,783

Por fim, na tabela 6, estão apresentadas as diferenças, no momento inicial, da bateria de testes funcionais de Rikli e Jones e velocidade de marcha auto-selecionada, não tendo sido constatadas diferenças estatisticamente significantes (p<0,05) entre grupos.

Tabela 6: Médias e desvios-padrão ou medianas (M_d) dos três grupos do estudo (Controle, Força e Potência) da força de membros inferiores (número de repetições), força de membros superiores (número de repetições), flexibilidade de membros inferiores (cm), flexibilidade de membros superiores (cm), teste de agilidade (*Timed-Up-and-Go)* (0,01s), capacidade aeróbia (m) medida no teste dos 6 minutos e a velocidade auto-selecionada na avaliação da marcha (m/s), admitindo α=0,05.

	Controle	**Força**	**Potência**	**F**	**p**
Força MMII	14,9 ± 5,08	13,2 ± 3,77	15,6 ± 2,51	0,607	0,556
Força MMSS	19 ± 1,69	17,8 ± 5,12	19,3 ± 3,36	0,311	0,736
Flex MMII	(M_d) 3,5	(M_d) 3,8	(M_d) 0	-	0,159
Flex MMSS	-6,7 ± 8,54	1,6 ± 10,38	-2,2 ± 9,23	1,376	0,278
TUG	559,9 ± 90,89	537,7 ± 56,94	539 ± 44,02	0,241	0,788
Cap. Aeróbia	(M_d) 539,5	(M_d) 557,8	(M_d) 557,8	-	0,525
Vel. marcha	0,946 ± 0,225	0,979 ± 0,0713	1,137 ± 0,179	2,342	0,125

Verificou-se que no início do estudo os três grupos não apresentavam diferenças estatisticamente significantes relativamente aos aspectos antropométricos, funcionais ou às capacidades motoras testadas.

5.2 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS TESTES FUNCIONAIS E DE FORÇA

Na primeira variável observada, o índice de massa corporal (IMC), verificou-se que a análise de variância apontou uma ausência de diferenças (p=0,348), nos três grupos de estudo, entre os momentos inicial e final do estudo. O grupo controle (GC), o grupo força (GF) e o grupo potência (GP) apresentaram, respectivamente, no início e no final do estudo, os seguintes valores de IMC ($^{Kg}/_{m}{}^{2}$): 26,08 ± 2,52 em contraste com 26,17 ± 2,67, 25,74 ± 7,75 em contraste com 26,05 ± 7,85 e 25,97 ± 6,15 em contraste com 26,06 ± 6,07.

Relativamente à bateria de testes de equilíbrio de Berg, os resultados foram semelhantes: nenhum dos grupos apresentou diferenças estatisticamente significantes após o período de intervenção (p=0,217).

A seguinte figura representa o desempenho médio e respectivo desvio-padrão no teste de equilíbrio estático, com os olhos abertos.

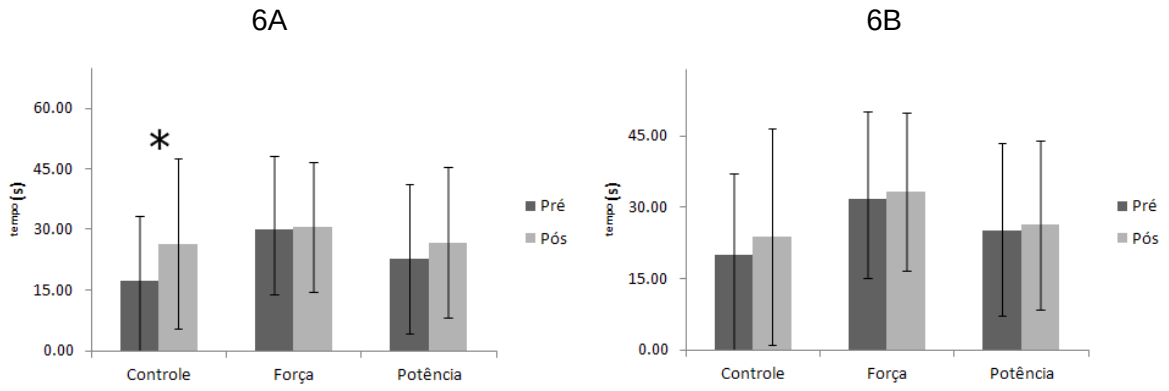


Figura 6: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste de equilíbrio estático, unipodal, medido em segundos: teste unipodal, como os olhos abertos, tendo o pé direito como apoio (6A) e o esquerdo como apoio (6B). * diferença estatisticamente significante (p<0,05)

Como se pode observar na Figura 6A apenas o GF parece não ter melhorado no desempenho do teste de equilíbrio estático unipodal, com os olhos abertos, tendo o pé direito como apoio. Contudo, a análise inferencial revelou que, além do GF (p=0,615), o GP também não apresentou diferenças significantes (p=0,216). Já o GC apresentou uma diferença estatisticamente significante (p=0,034), o que sugere ter sido o único grupo a melhorar o seu desempenho neste teste.

No teste de equilíbrio estático unipodal, com os olhos abertos, tendo o pé esquerdo como apoio, nem o GC, nem o GF ou o GP (p=0,431) apresentaram diferenças estatísticas após a intervenção. O mesmo aconteceu no teste de equilíbrio estático unipodal, com os olhos fechados, tendo o pé direito como apoio (p=0,834) e tendo o pé esquerdo como apoio (p=0,53).

Relativamente ao teste de equilíbrio dinâmico, a análise inferencial não mostrou diferenças entre o momento inicial e o final do estudo (p=0,223).

A seguinte figura representa o desempenho médio e respectivo desvio-padrão nos testes funcionais de força de membros inferiores (MMII) e de membros superiores (MMSS).

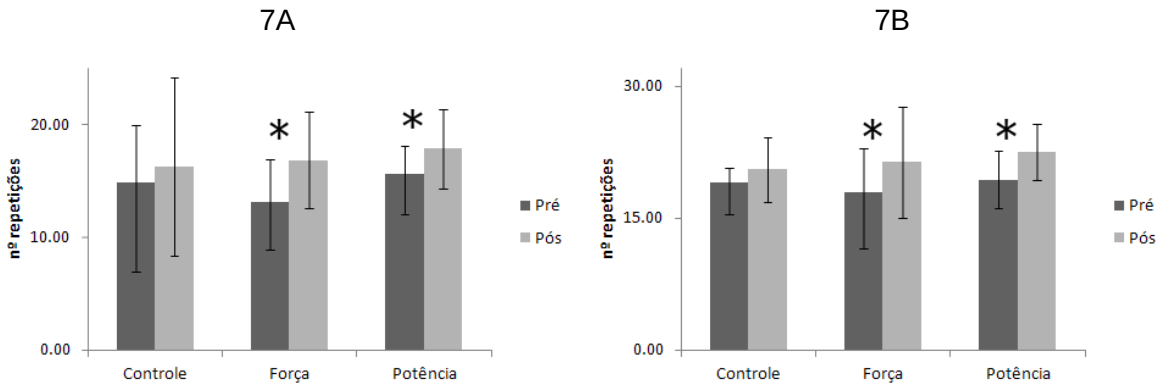


Figura 7: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste funcional de força de membros inferiores (7A) e de membros superiores (7B), registrado em número de repetições obtidas nos 30 segundos de teste. * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

Relativamente ao teste funcional de força de MMII (Figura 7A), numa análise descritiva, pode-se observar melhoria de desempenho nos três grupos de estudo. No entanto, apenas no GF (p=0,002) e no GP (p=0,048) essas diferenças se revelaram estatisticamente significantes (GC: p=0,397).

De forma análoga, os resultados do teste funcional de força de MMSS, ilustrados na Figura 7B, revelaram diferenças estatisticamente significantes apenas no GF (p=0,018) e no GP (p=0,007). O GC parece não ter apresentado melhorias de desempenho após o período de intervenção (p=0,142).

A figura que se segue representa o desempenho médio e respectivo desvio-padrão nos testes de força máxima de MMII.

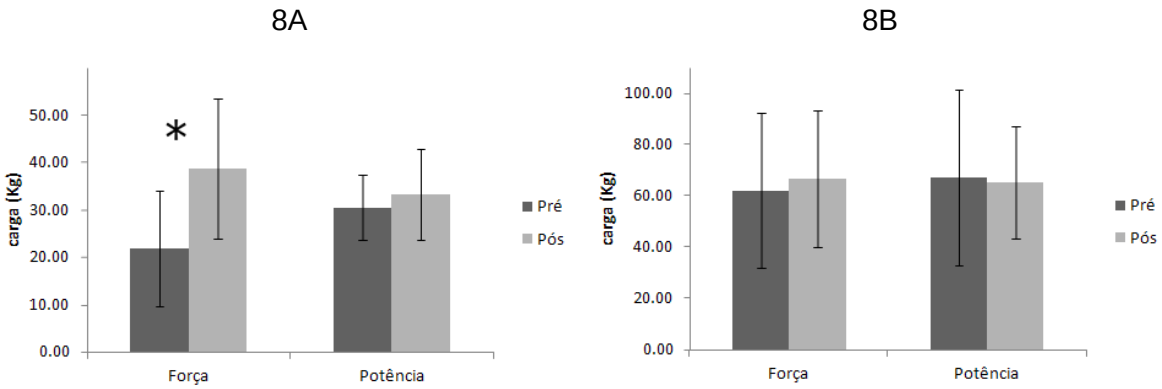


Figura 8: Médias e desvios-padrão dos dois grupos experimentais (Força e Potência) no teste de força máxima dos músculos extensores de joelho (8A) e dos músculos flexores do joelho (8B), registrado em quilogramas. * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

No teste de força máxima de extensores de joelho (Figura 8A) foi possível verificar que o GF apresentou diferenças estatisticamente significantes [t(5)=-4,81; p_{cor}=0,02]. Já o GP, apesar duma análise descritiva sugerir melhoria de desempenho, esta não foi confirmada pela

análise inferencial [t(6)=-2,216; p_{ncor}=0,069]. Relativamente ao teste de força máxima de flexores de joelho (Figura 8B) nem o GF, nem o GP apresentaram diferenças significantes (p=0,432).

A Figura 9 representa o desempenho médio e respectivo desvio-padrão nos testes funcionais de flexibilidade.

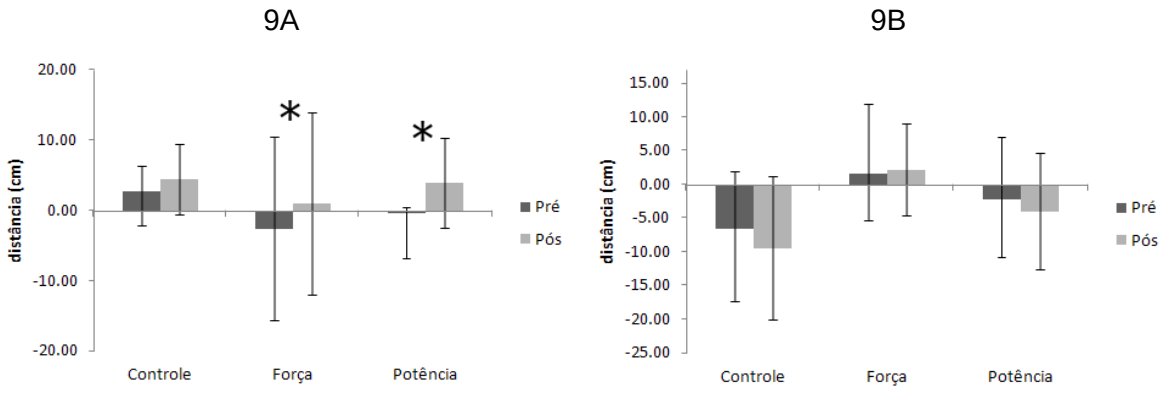


Figura 9: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) no teste funcional de flexibilidade de membros inferiores (9A) e de membros superiores (9B), registrado em centímetros. * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

No teste de flexibilidade de MMII verificou-se que o GC não apresentou diferenças estatísticas entre o momento inicial e o final do estudo (p=0,332), contrariamente ao GF (p=0,036) e ao GP (p=0,022) que apresentaram diferenças estatisticamente relevantes.

Já relativamente ao desempenho no teste de flexibilidade de MMSS, verificou-se que nenhum dos grupos de estudo apresentou diferenças significantes (p=0,137).

Em relação ao teste de agilidade, a análise de variância realizada apontou efeito principal de momento significante (p=0,024), contudo, quando analisadas individualmente nenhum dos grupos de estudo apresentou diferenças estatísticas significantes – GC: p=0,059; GF: p=0,401; GP: p=0,151.

Semelhante ao ocorrido no teste de agilidade, no de capacidade aeróbia surgiu também um efeito principal de momento significante (p=0,039), sem que se traduzisse em diferenças dentro de um grupo – GC: p=0,335; GF: p=0,245; GP: p=0,116.

Na Tabela 7 são apresentadas as médias e desvios-padrão, dos três grupos do estudo (Controle, Força e Potência), do desempenho nos testes das capacidades funcionais, nos testes de força máxima, na bateria de testes de equilíbrio de Berg, nos testes de equilíbrio estático unipodal e de equilíbrio dinâmico.

Tabela 7: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) referentes ao desempenho na bateria de testes de capacidades funcionais, nos testes de equilíbrio e nos de força máxima.

VARIÁVEL	MOMENTO	CONTROLE	FORÇA	POTÊNCIA
Berg (escore)	PRE	54,00 ± 2,62	55,67 ± 0,52	55,57 ± 0,79
	POS	55,25 ± 1,39	55,83 ± 0,41	55,71 ± 0,49
Equilíbrio Dinamico (cm)	PRE	31,25 ± 5,55	32,83 ± 4,71	33,71 ± 3,77
	POS	30,63 ± 4,50	30,50 ± 3,21	33,86 ± 2,85
Equilíbrio pé direito olhos abertos (s)	PRE	17,25 ± 16,02	30,00 ± 18,24	22,71 ± 18,54
	POS	26,50 ± 20,99	30,67 ± 16,08	26,86 ± 18,52
Equilíbrio pé direito olhos fechados (s)	PRE	2,63 ± 1,41	4,33 ± 3,44	5,57 ± 2,94
	POS	5,38 ± 5,29	6,00 ± 7,87	4,14 ± 1,68
Equilíbrio pé esquerdo olhos abertos (s)	PRE	19,88 ± 17,27	31,67 ± 18,37	25,00 ± 18,51
	POS	23,75 ± 22,72	33,17 ± 16,62	26,29 ± 17,80
Equilíbrio pé esquerdo olhos fechados (s)	PRE	4,50 ± 2,62	5,17 ± 3,43	5,14 ± 3,44
	POS	4,38 ± 4,50	3,33 ± 1,86	6,29 ± 4,72
Força de MMII (repetições)	PRE	14,88 ± 5,08	13,17 ± 3,76	15,57 ± 2,51
	POS	16,25 ± 7,92	16,83 ± 4,31	17,86 ± 3,53
Força de MMSS (repetições)	PRE	19,00 ± 1,69	17,83 ± 5,12	19,29 ± 3,35
	POS	20,50 ± 3,66	21,33 ± 6,28	22,43 ± 3,21
Flexibilidade de MMII (cm)	PRE	2,75 ± 3,62	-2,58 ± 13,02	-0,43 ± 0,98
	POS	4,44 ± 4,97	0,92 ± 12,99	4,00 ± 6,40
Flexibilidade de MMSS (cm)	PRE	-6,69 ± 8,54	1,58 ± 10,38	-2,21 ± 9,23
	POS	-9,44 ± 10,59	2,17 ± 6,85	-4,00 ± 8,64
Timed Up and Go (0,01s)	PRE	559,88 ± 90,89	537,67 ± 56,94	539,00 ± 44,02
	POS	525,00 ± 98,17	520,50 ± 54,84	511,29 ± 40,00
Capacidade aeróbia (m)	PRE	544,06 ± 58,29	556,25 ± 60,29	559,49 ± 55,43
	POS	554,33 ± 68,86	581,68 ± 59,53	591,74 ± 57,64
1RM Cadeira Extensora (Kg)	PRE	...	21,89 ± 12,20	30,50 ± 6,99
	POS		38,59 ± 14,83	33,22 ± 9,60
1RM Cadeira Flexora (Kg)	PRE	...	62,16 ± 30,35	67,27 ± 34,15
	POS		66,87 ± 26,76	65,24 ± 21,96

Na Figura 10 estão representados os tamanhos de efeito (g) e respectivos intervalos de confiança mais relevantes obtidos nos testes funcionais e de força máxima.

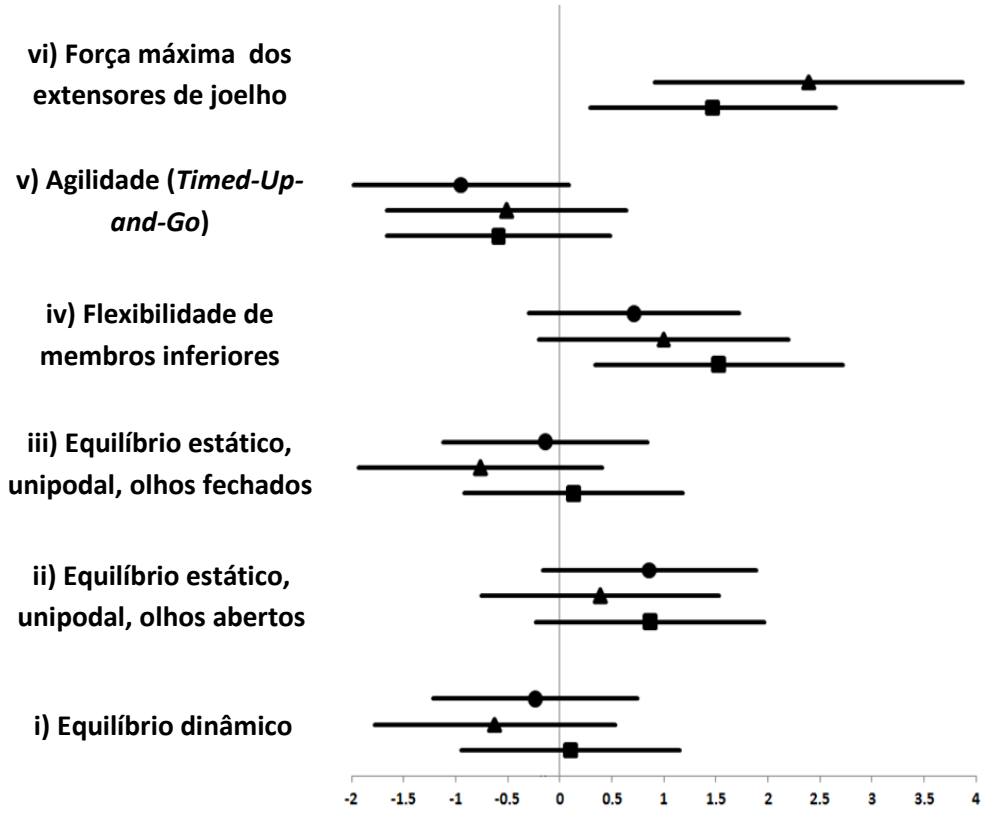


Figura 10: Tamanho de efeito (*g*) e intervalos de confiança do grupo Controle (●), Força (▲) e Potência(■) no teste de equilíbrio dinâmico (i), de equilíbrio estático unipodal de olhos abertos, tendo como suporte o pé direito (ii), de equilíbrio estático unipodal de olhos fechados, tendo como suporte o pé esquerdo (iii), de flexibilidade de membros inferiores (iv), agilidade (v) e no teste de força máxima dos extensores de joelho, na cadeira extensora (vi).

É possível observar que os tamanhos de efeito mais acentuados foram encontrados nos grupos experimentais (GF e GP), nos testes de força máxima dos extensores de joelho e de flexibilidade de MMII.

Na tabela 8 estão apresentados os valores dos tamanhos de efeito calculados.

Tabela 8: Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) dos testes funcionais e de força dos grupos Controle, Força e Potência.

Variáveis	Grupo Controle			Grupo Força			Grupo Potência		
	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.
IMC	δ= 0,06	-0,98	0,98	δ= 0,11	-0,97	0,98	δ= 0,02	-0,98	0,98
Berg	δ= 0,41	-0,96	0,99	δ= 0,17	-0,94	0,97	δ= 0,04	-0,96	0,97
Eq. dinâmico	g= -0,24	-1,22	0,75	g= -0,62	-1,78	0,53	g= 0,11	-0,94	1,15
EPDOA	g= 0,86	-0,16	1,88	g= 0,39	-0,75	1,53	g= 0,87	-0,23	1,97
EPDOF	δ= 0,23	-0,97	0,99	δ= 0	-0,97	0,97	δ= -0,24	-0,99	0,97
EPEOA	δ= 0,16	-0,98	0,99	δ= 0,08	-0,97	0,98	δ= 0,12	-0,97	0,98
EPEOF	g= -0,14	-1,12	0,84	g= -0,76	-1,94	0,41	g= 0,13	-0,91	1,18
F_MMII	δ= 0,09	-0,98	0,98	δ= 0,58	-0,93	1	δ= 0,31	-0,96	0,99
F_MMSS	δ= 0,31	-0,97	0,99	δ= 0,33	-0,96	0,99	δ= 0,53	-0,95	0,99
FL_MMII	g= 0,71	-0,3	1,72	g= 0,99	-0,21	2,19	g= 1,53	0,34	2,72
FL_MMSS	δ= -0,08	-0,98	0,98	δ= -0,14	-0,98	0,97	δ= -0,18	-0,99	0,97
TUG	g= -0,95	-1,98	0,08	g= -0,51	-1,66	0,64	g= -0,59	-1,66	0,48
Cap. Aerob	δ= 0,19	-0,97	0,99	δ= 0,28	-0,97	0,99	δ= 0,35	-0,96	0,99
RM CE	···	···	···	g= 2,39	0,91	3,88	g= 1,47	0,29	2,65
RM CF	···	···	···	δ= 0,11	-0,97	0,98	δ= 0,12	-0,97	0,98

5.3 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS DADOS CINEMÁTICOS DA MARCHA

Na primeira variável cinemática analisada, a velocidade de marcha, não foram encontradas diferenças significantes nos três grupos, entre o momento inicial e final do estudo (p=0,065). Da mesma forma, a cadência da marcha também não apresentou diferenças estatísticas entre o momento inicial e final (p=0,185). O comprimento do ciclo de marcha também parece não ter variado após o período de intervenção (p=0,125).

Na figura que se segue estão representados os valores, em graus, da angulação do quadril no contato inicial e a angulação pico do tornozelo no momento propulsivo do ciclo de marcha.

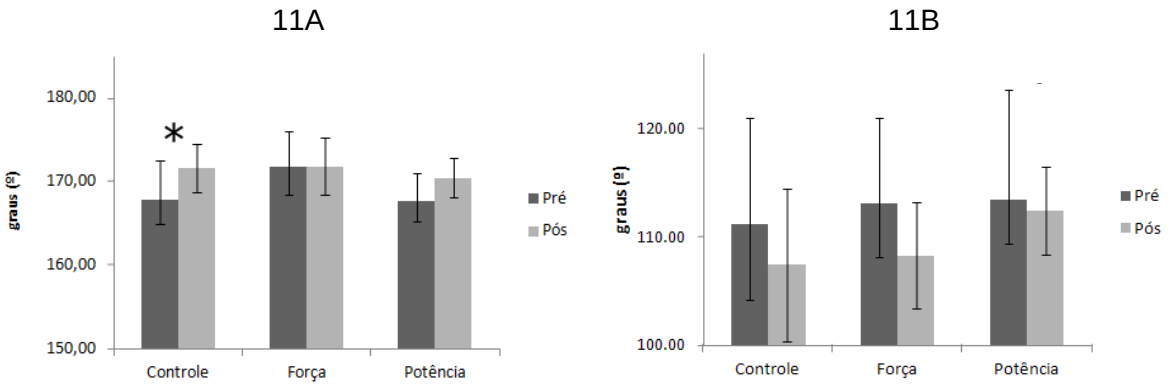


Figura 11: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do ângulo do quadril no momento do contato inicial (11A) e do ângulo pico do tornozelo no momento propulsivo (11B). * diferença estatisticamente significante (p<0,05)

Uma análise descritiva da variação do ângulo do complexo tronco/coxa entre o momento inicial e final do estudo sugere que o GC e o GP contataram o solo com menor flexão de quadril (Figura 11A). Contudo, a análise inferencial, que revelou efeito principal de momento (p=0,018), mostrou que apenas a diferença apresentada pelo GC foi estatisticamente significante (p=0,013), contrariamente às diferenças encontradas no GF (p=0,978) e no GP (p=0,063). Já a angulação do complexo coxa/perna não apresentou diferenças significantes em qualquer dos grupos (p=0,913). A figura 11B, que apresenta a angulação pico do tornozelo no momento propulsivo, sugere que os três grupos de estudo diminuíram o ângulo do complexo perna/pé na principal tarefa propulsiva da marcha, contudo, a análise inferencial não corroborou esta hipótese (p=0,093).

A figura seguinte apresenta a distância perpendicular mínima ao solo (eixo Y), na fase de balanço, da região metatarsal do pé direito.

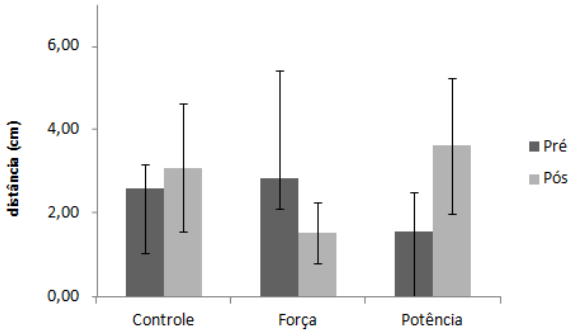


Figura 12: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da distância (cm) perpendicular mínima ao solo dos metatarsos, na fase de balanço.

Relativamente à variável “distância perpendicular mínima ao solo dos metatarsos na fase de balanço”, apesar de uma análise descritiva apontar um aumento do GC e GP e uma diminuição do GC (Figura 12), a análise inferencial revelou ausência de diferenças estatisticamente significantes (p=0,295).

Na Figura 13 está ilustrada a velocidade e aceleração horizontal negativa pico do calcanhar na fase de balanço.

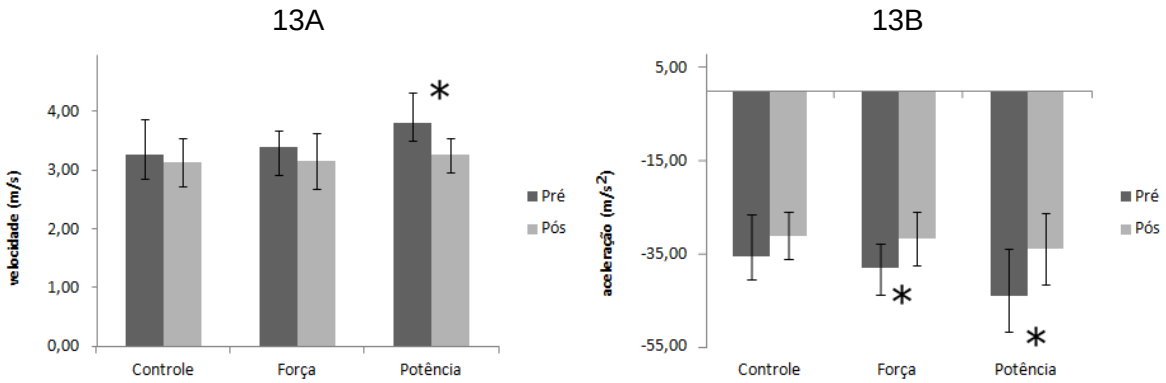


Figura 13: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) da velocidade horizontal pico (m/s) do calcanhar na fase de balanço (13A) e da aceleração horizontal negativa pico (m/s^2) do calcanhar na fase de balanço (13B). * diferença estatisticamente significante ($p<0,05$).

Foi encontrado efeito principal de momento (p=0,012) na variável “velocidade horizontal pico do calcanhar na fase de balanço” (Figura 13A), sendo que o GP foi o único a apresentar diferenças estatisticamente significantes (p=0,011), em contraste com o GC (p=0,419) e o GF (p=0,263). Já na variável “aceleração horizontal pico do calcanhar na fase de balanço” (Figura 13B), cujo efeito principal de momento foi significante (p=0,002), foi possível observar que apenas as diferenças no pico de frenagem do GF (p=0,043) e do GP (p=0,011) foram significantes, contrariamente às diferenças encontradas no GC (p=0,198).

Relativamente à velocidade de aplainamento do pé, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes (p=0,796) entre os grupos de estudo.

No que se refere às variáveis de variabilidade de movimento estudadas, não se encontraram diferenças, em qualquer grupo, após o período de intervenção. Especificamente, os grupos não apresentaram diferenças significantes no coeficiente de variação da velocidade do ciclo de marcha (p=0,697), no coeficiente de variação do comprimento do ciclo de marcha (p=0,263) e no coeficiente de variação do tempo do ciclo de marcha (p=0,137).

Na tabela que se segue são apresentadas as médias e desvios-padrão, dos três grupos (Controle, Força e Potência), no momento inicial e final do estudo, das variáveis cinemáticas da marcha estudadas.

Tabela 9: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) referentes às variáveis cinemáticas da marcha: velocidade do ciclo de marcha (m/s), cadência (passadas/minuto), comprimento do ciclo de marcha (m), ângulo do quadril e do joelho no contato inicial (º), ângulo pico do tornozelo no momento propulsivo (º), distância vertical mínima da região metatarsal na fase de balanço da marcha (cm), velocidade de aplainamento do pé na fase de resposta à carga da marcha (m/s), velocidade horizontal pico do calcanhar na fase de balanço (m/s), aceleração horizontal pico do calcanhar na fase de balanço (m/s^2), coeficiente de variação da velocidade, do comprimento e do tempo do ciclo de marcha (%).

VARIÁVEL	MOMENTO	CONTROLE	FORÇA	POTENCIA
Vel. CM	PRE	0,95 ± 0,22	0,98 ± 0,07	1,14 ± 0,18
	POS	0,92 ± 0,15	0,94 ± 0,16	0,98 ± 0,12
Cadência	PRE	50,98 ± 7,61	53,04 ± 3,71	57,95 ± 5,19
	POS	51,51 ± 4,87	52,80 ± 7,55	53,33 ± 3,06
Comprimento CM	PRE	1,10 ± 0,11	1,11 ± 0,11	1,17 ± 0,14
	POS	1,07 ± 0,10	1,07 ± 0,08	1,10 ± 0,12
º Quadril CI	PRE	167,87 ± 4,60	171,83 ± 4,20	167,61 ± 3,33
	POS	171,58 ± 2,91	171,79 ± 3,41	170,45 ± 2,34
º Joelho CI	PRE	141,88 ± 4,68	143,30 ± 3,40	140,42 ± 4,71
	POS	141,91 ± 4,71	143,55 ± 4,16	140,44 ± 2,48
º Tornozelo Pico Prop.	PRE	111,26 ± 9,80	113,11 ± 7,91	113,50 ± 10,09
	POS	107,47 ± 7,06	108,29 ± 4,92	112,42 ± 4,05
Metatarso Min Y	PRE	2,59 ± 0,59	2,84 ± 2,57	1,57 ± 0,93
	POS	3,09 ± 1,53	1,54 ± 0,73	3,61 ± 1,62
Vel. Aplainamento	PRE	340,98 ± 154,75	373,65 ± 171,86	385,98 ± 70,71
	POS	250,15 ± 80,10	267,31 ± 59,54	285,17 ± 75,38
Vel. Pico X Calcanhar	PRE	3,28 ± 0,60	3,41 ± 0,27	3,81 ± 0,52
	POS	3,14 ± 0,41	3,17 ± 0,48	3,27 ± 0,29
Acel. Pico X Calcanhar	PRE	-35,46 ± 9,00	-37,97 ± 5,18	-44,02 ± 9,98
	POS	-31,06 ± 5,02	-31,62 ± 5,74	-33,89 ± 7,78
CV Vel. CM	PRE	3,51 ± 1,28	4,61 ± 1,64	4,75 ± 0,99
	POS	5,42 ± 3,27	6,01 ± 4,38	4,54 ± 3,40
CV Comprimento CM	PRE	2,48 ± 0,67	2,44 ± 1,19	3,09 ± 1,27
	POS	2,90 ± 1,50	3,15 ± 1,13	3,24 ± 1,06
CV Tempo CM	PRE	2,31 ± 0,57	2,68 ± 0,96	2,53 ± 1,00
	POS	3,26 ± 1,68	3,53 ± 3,01	3,13 ± 1,46

Já na tabela que se segue estão apresentados os valores dos tamanhos de efeito das variáveis cinemáticas da marcha, bem como os respectivos intervalos de confiança.

Tabela 10: Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) das variáveis cinemáticas da marcha dos grupos Controle, Força e Potência.

Variáveis	Grupo Controle			Grupo Força			Grupo Potência		
	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.
Vel. CM	g= -0,24	-1,22	0,74	g= -0,22	-1,35	0,92	g= -1,18	-2,32	-0,05
Cadência	g= 0,16	-0,82	1,14	g= -0,08	-1,21	1,06	g= -1,33	-2,49	-0,17
Comp. CM	δ= -0,19	-0,99	0,97	δ= -0,11	-0,98	0,97	δ= -0,27	-0,99	0,97
º Quadril CI	g= 2,04	0,83	3,25	g= -0,01	-1,14	1,12	g= 1,06	-0,06	2,18
º Joelho CI	g= 0,01	-0,97	0,99	g= 0,12	-1,02	1,25	g= 0,01	-1,04	1,06
º Tor. Pico Prop.	g= -0,63	-1,63	0,37	g= -0,62	-1,78	0,54	g= -0,21	-1,26	0,84
Metat. Min Y	g= 0,16	-0,82	1,14	g= -0,62	-1,78	0,54	g= 1,49	0,31	2,68
Vel. Aplainam.	δ= -0,44	-0,99	0,96	δ= -0,33	-0,99	0,96	δ= -0,76	-1	0,94
Vel. Pico X Calc.	g= -0,44	-1,43	0,55	g= -0,58	-1,73	0,58	g= -1,18	-2,32	-0,05
Acel. Pic. X Calc.	g= -0,56	-1,56	0,44	g= -1,27	-2,51	-0,03	g= -1,35	-2,51	-0,19
CV Vel. CM	g= 0,81	-0,21	1,83	g= 0,14	-0,99	1,28	g= -0,55	-1,62	0,52
CV Comp. CM	g= 0,53	-0,46	1,53	g= 0,47	-0,68	1,61	g= 0,09	-0,96	1,14
CV Tempo CM	δ= 0,38	-0,96	0,99	δ= 0	-0,98	0,98	δ= 0,27	-0,97	0,99

5.4 ANÁLISE DESCRITIVA E INFERENCIAL DOS DADOS ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA

A análise de variância realizada apontou ausência de efeitos de momento ou grupo nas variáveis de pré-ativação muscular estudadas. Assim, parece que o período de intervenção do presente estudo não induziu alterações significantes, nos cinco músculos estudados, 200ms antes do contato inicial. As diferenças de pré-atividade do músculo Vasto Lateral não foram significantes (p=0,802), bem como as do músculo Reto Femoral (p=0,319), do Bíceps Femoral (p=0,883), do Tibial Anterior (p=0,066) ou do Gastrocnêmio Lateral (p=0,307).

A ausência de diferenças estatisticamente significantes também foi notada na atividade muscular do Tibial Anterior durante a fase de aplainamento do pé (p=0,814) e na atividade do Bíceps Femoral durante a fase de balanço (p=0,396). A análise de variância da atividade muscular do Gastrocnêmio Lateral durante a fase propulsiva revelou efeito de momento significante (p=0,029), porém, nem o GC (p=0,187), o GF (p=0,23) ou o GP (p=0,148) apresentaram diferenças significantes.

Na figura seguinte estão apresentadas as variáveis eletromiográficas que expressam a co-contração muscular.

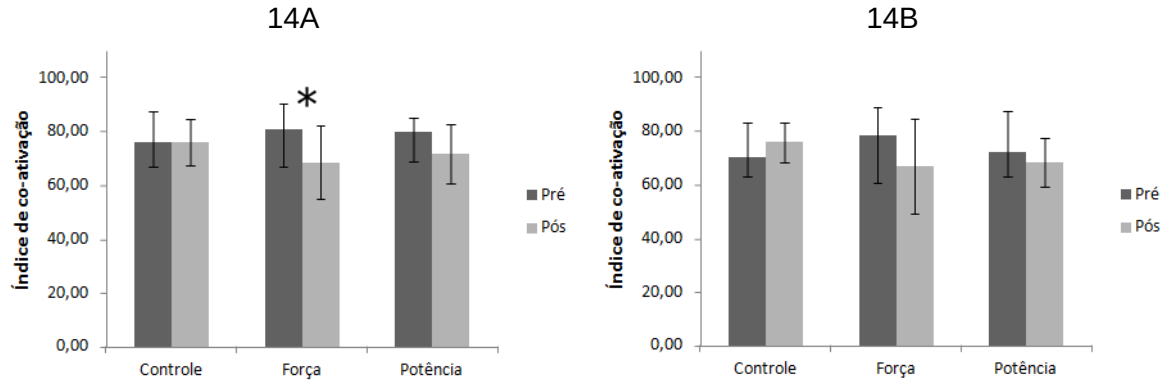
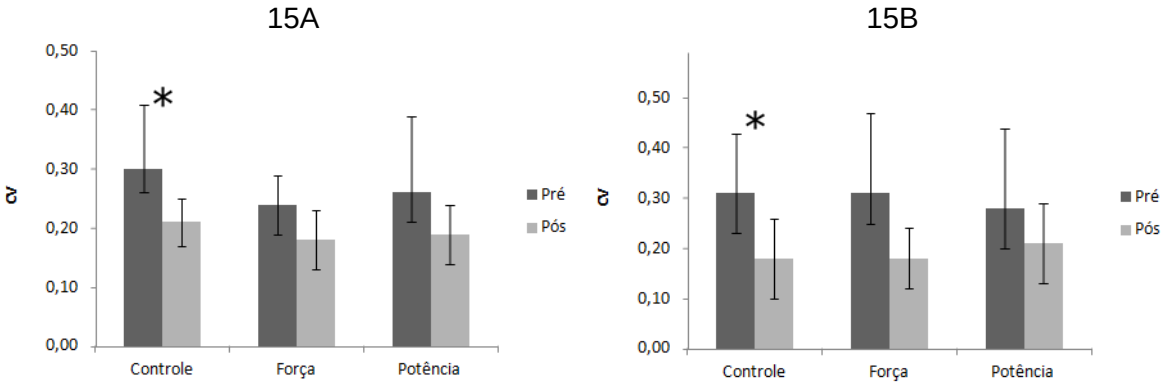


Figura 14: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do índice de co-ativação muscular (%) entre o músculo Vasto Lateral e Bíceps Femoral (14A) e entre o Reto femoral e o Bíceps Femoral (14B). * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

A análise inferencial apontou efeito principal de momento significante (p=0,029) na variável "co-ativação Vasto Lateral/Bíceps Femoral". Em contraste com o GC (p=0,959) e com o GP (p=0,106), o GF foi o único a apresentar diferenças estatisticamente significantes (p=0,033). Já relativamente à variável "co-ativação Reto Femoral/Bíceps Femoral", apesar de uma análise descritiva apontar uma redução do índice de co-ativação muscular do GF e do GP, além de aumento do índice de co-ativação muscular do GC, não foram detectadas diferenças significantes (p=0,387). Em relação à co-ativação muscular do Tibial Anterior e do Gastrocnêmio Lateral, a análise de variância não detectou diferenças estatisticamente significantes (p=0,177).

Na Figura 15 estão ilustrados os valores do coeficiente de variação de quatro dos cinco músculos estudados.



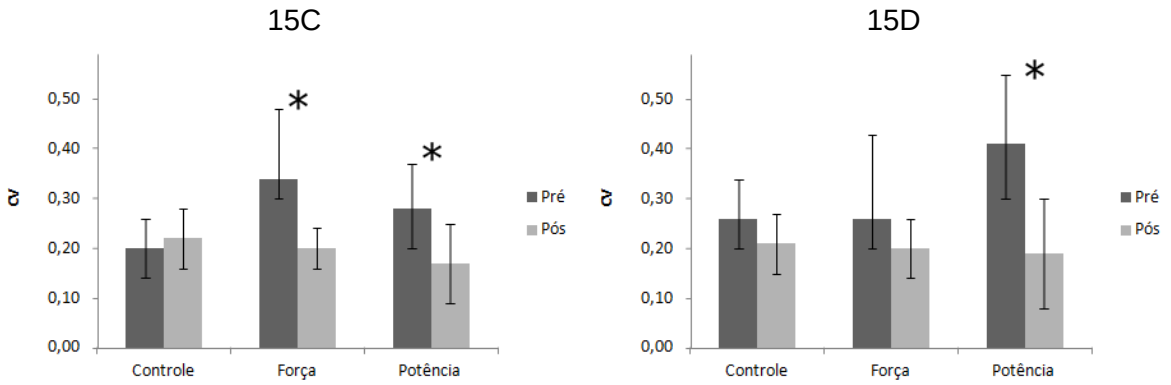


Figura 15: Médias e desvios-padrão dos três grupos de estudo (Controle, Força e Potência) do coeficiente de variação do envoltório linear (%) dos músculos Vasto Lateral (15A), Reto Femoral (15B), Tibial Anterior (15C) e Gastrocnêmio Lateral (15D). * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

Em relação ao coeficiente de variação do músculo Vasto Lateral, a análise inferencial apontou efeito principal de momento significante (p=0,009). Visualmente, a Figura 15A, sugere uma redução da variabilidade dos três grupos de estudo, contudo, a análise de variância realizada aponta diferenças significantes apenas do GC (p=0,045), em contraste com o GF (p=0,198) e com o GP(p=0,113). Situação semelhante surge na análise do coeficiente de variação do músculo Reto Femoral (Figura 15B). A análise inferencial apontou efeito de momento significante (p=0,009), e o GC, em relação ao GF (p=0,092) e ao GP (p=0,287), foi o único a apresentar diferenças estatisticamente significantes (p=0,042).

Já uma análise descritiva da variável “coeficiente de variação do músculo Tibial Anterior” aponta um aumento da variabilidade do GC e uma redução da variabilidade do GF e do GP (Figura 15C). Foi detectado efeito principal de momento significante (p=0,014), sendo que o GF (p=0,017) e o GP (p=0,041) apresentaram diferenças significantes, contrariamente ao GC (p=0,722). Relativamente à análise da variabilidade do músculo Gastrocnêmio Lateral (Figura 15D), detectou-se efeito principal de momento significante (p=0,028), sendo que o GC (p=0,388) e o GF (p=0,782) não apresentaram diferenças significantes e o GP sim (p=0,007).

A análise inferencial das diferenças encontradas na variabilidade do sinal eletromiográfico do músculo Bíceps Femoral revelou efeito principal de momento (p=0,029) e de grupo (p=0,014) significantes. Porém, a análise das comparações múltiplas intra e intergrupo não revelaram diferenças significantes (valor de p: GC – 0,782; GF – 0,051; GP – 0,124).

Na Tabela 11 estão apresentadas as médias e desvios-padrão, dos três grupos (Controle, Força e Potência), no momento inicial e final do estudo, das variáveis eletromiográficas da marcha estudadas.

Tabela 11: Médias e desvios-padrão dos três grupos (Controle, Força e Potência), no momento inicial e final do estudo, referentes às variáveis eletromiográficas da marcha: valor de RMS, normalizado pela média do sinal eletromiográfico, 200ms antes do contato inicial dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral, Bíceps Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio Lateral, valor normalizado de RMS do músculo Tibial Anterior no aplainamento do pé (flexão plantar) na fase da marcha de reposta à carga, valor normalizado de RMS do músculo Gastrocnêmio Lateral na fase propulsiva da marcha, valor normalizado de RMS do músculo Bíceps Femoral na fase de balanço da marcha, índice de co-contração muscular (%) dos músculos Vasto Lateral/Bíceps Femoral, Reto Femoral/Bíceps Femoral e Tibial Anterior/ Gastrocnêmio Lateral, coeficiente de variação (%) dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral, Bíceps Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio Lateral.

VARIÁVEL	MOMENTO	CONTROLE	FORÇA	POTENCIA
RMS Pré At. 200ms VL	PRE	2,37 ± 0,28	2,75 ± 0,64	2,52 ± 0,80
	POS	2,50 ± 0,38	2,60 ± 0,29	2,49 ± 0,39
RMS Pré At. 200ms RF	PRE	2,35 ± 0,43	2,65 ± 0,35	2,04 ± 0,49
	POS	2,27 ± 0,23	2,38 ± 0,29	2,13 ± 0,34
RMS Pré At. 200ms BF	PRE	2,12 ± 0,61	2,52 ± 0,77	2,33 ± 0,81
	POS	2,19 ± 0,31	2,44 ± 0,60	2,26 ± 0,55
RMS Pré At. 200ms TA	PRE	1,84 ± 0,13	2,07 ± 0,23	1,88 ± 0,44
	POS	1,79 ± 0,12	1,89 ± 0,28	1,83 ± 0,36
RMS Pré At. 200ms GL	PRE	1,32 ± 0,83	1,87 ± 0,84	2,03 ± 1,22
	POS	1,33 ± 0,31	1,07 ± 0,39	1,39 ± 0,39
RMS Aplainam. TA	PRE	1,47 ± 0,61	1,26 ± 0,49	1,30 ± 0,56
	POS	1,27 ± 0,62	1,55 ± 0,66	1,25 ± 0,35
RMS Prop. GL	PRE	1,58 ± 1,45	0,67 ± 0,54	1,57 ± 1,51
	POS	0,43 ± 0,08	0,38 ± 0,11	0,57 ± 0,36
RMS Balanço BF	PRE	1,95 ± 0,54	1,85 ± 0,69	2,08 ± 0,65
	POS	2,15 ± 0,38	1,93 ± 0,46	2,23 ± 0,43
Co-contração VL/BF	PRE	75,91 ± 11,89	80,81 ± 9,91	80,06 ± 5,08
	POS	76,15 ± 8,74	68,63 ± 13,57	71,76 ± 11,13
Co-contração RF/BF	PRE	70,39 ± 12,91	78,74 ± 10,17	72,46 ± 15,34
	POS	75,98 ± 7,40	67,14 ± 17,77	68,43 ± 9,28
Co-contração TA/GL	PRE	58,74 ± 22,93	73,27 ± 12,60	56,38 ± 20,83
	POS	66,65 ± 14,89	68,47 ± 16,13	71,34 ± 12,32
Coef. Variação VL	PRE	0,30 ± 0,11	0,24 ± 0,05	0,26 ± 0,13
	POS	0,21 ± 0,04	0,18 ± 0,05	0,19 ± 0,05
Coef. Variação RF	PRE	0,31 ± 0,12	0,31 ± 0,16	0,28 ± 0,16
	POS	0,18 ± 0,08	0,18 ± 0,06	0,21 ± 0,08
Coef. Variação BF	PRE	0,23 ± 0,07	0,40 ± 0,09	0,29 ± 0,15
	POS	0,22 ± 0,06	0,25 ± 0,07	0,19 ± 0,05
Coef. Variação TA	PRE	0,20 ± 0,06	0,34 ± 0,14	0,28 ± 0,09
	POS	0,22 ± 0,06	0,20 ± 0,04	0,17 ± 0,08
Coef. Variação GL	PRE	0,26 ± 0,08	0,26 ± 0,17	0,41 ± 0,14
	POS	0,21 ± 0,06	0,20 ± 0,06	0,19 ± 0,11

Na tabela que se segue estão apresentados os valores dos tamanhos de efeito das variáveis eletromiográficas da marcha, bem como os respectivos intervalos de confiança.

Tabela 12: Valores dos tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* e δ de *Cliff*) e respectivos intervalos de confiança (IC_{95}) das variáveis eletromiográficas da marcha dos grupos Controle, Força e Potência.

Variáveis	Grupo Controle			Grupo Força			Grupo Potência		
	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.	TE	Lim. Inf.	Lim. Sup.
Pré At. 200ms VL	g= 0,34	-0,65	1,33	g= -0,16	-1,3	0,97	g= 0,13	-0,92	1,18
Pré At. 200ms RF	δ= 0,03	-0,98	0,99	δ= -0,5	-0,99	0,95	δ= 0,02	-0,98	0,98
Pré At. 200ms BF	g= 0,1	-0,88	1,08	g= -0,1	-1,23	1,03	g= -0,09	-1,14	0,96
Pré At. 200ms TA	δ= -0,38	-0,99	0,96	δ= -0,44	-0,99	0,96	δ= -0,14	-0,99	0,97
Pré At. 200ms GL	δ= 0,09	-0,98	0,99	δ= -0,61	-1	0,93	δ= -0,14	-0,99	0,98
RMS Aplai. TA	δ= -0,19	-0,99	0,97	δ= 0,28	-0,96	0,99	δ= -0,02	-0,98	0,98
RMS Prop. GL	δ= -0,34	-0,99	0,97	δ= -0,44	-0,99	0,96	δ= -0,55	-1	0,96
RMS Balanço BF	δ= 0,25	-0,97	0,99	δ= 0,06	-0,98	0,98	δ= 0,1	-0,98	0,98
Co-cont. VL/BF	g= 0,02	-0,96	1	g= -1,18	-2,41	0,05	g= -0,95	-2,05	0,16
Co-cont. RF/BF	g= 0,41	-0,58	1,4	g= -0,85	-2,03	0,33	g= -0,27	-1,33	0,78
Co-cont. TA/GL	g= 0,39	-0,6	1,38	g= -0,52	-1,67	0,63	g= 1,21	0,07	2,35
CV VL	g= -0,98	-2,02	0,06	g= -1,19	-2,42	0,04	g= -0,71	-1,79	0,37
CV RF	g= -1,21	-2,28	-0,15	g= -0,94	-2,14	0,25	g= -051,	-1,58	0,55
CV BF	δ= -0,16	-0,99	0,98	δ= -0,83	-1	0,91	δ= -0,43	-0,99	0,96
CV TA	g= 0,25	-0,73	1,24	g= -1,19	-2,41	0,04	g= -1,16	-2,29	-0,03
CV GL	δ= -0,28	-0,99	0,97	δ= 0	-0,98	0,98	δ= -0,76	-1	0,94

É possível observar que os tamanhos de efeito mais expressivos surgem na variável índice de co-contração Vasto Lateral/Bíceps Femoral e nos indicadores de variabilidade: coeficiente de variação dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio Lateral.

Na Figura 16 estão representados os valores de RMS, normalizados pela média do sinal, do músculo Reto Femoral e seu antagonista Bíceps Femoral, durante as oito fases do ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo. Juntamente, são também apresentados os tamanhos de efeito referentes à variação induzida pelo período de intervenção.

16A 16B

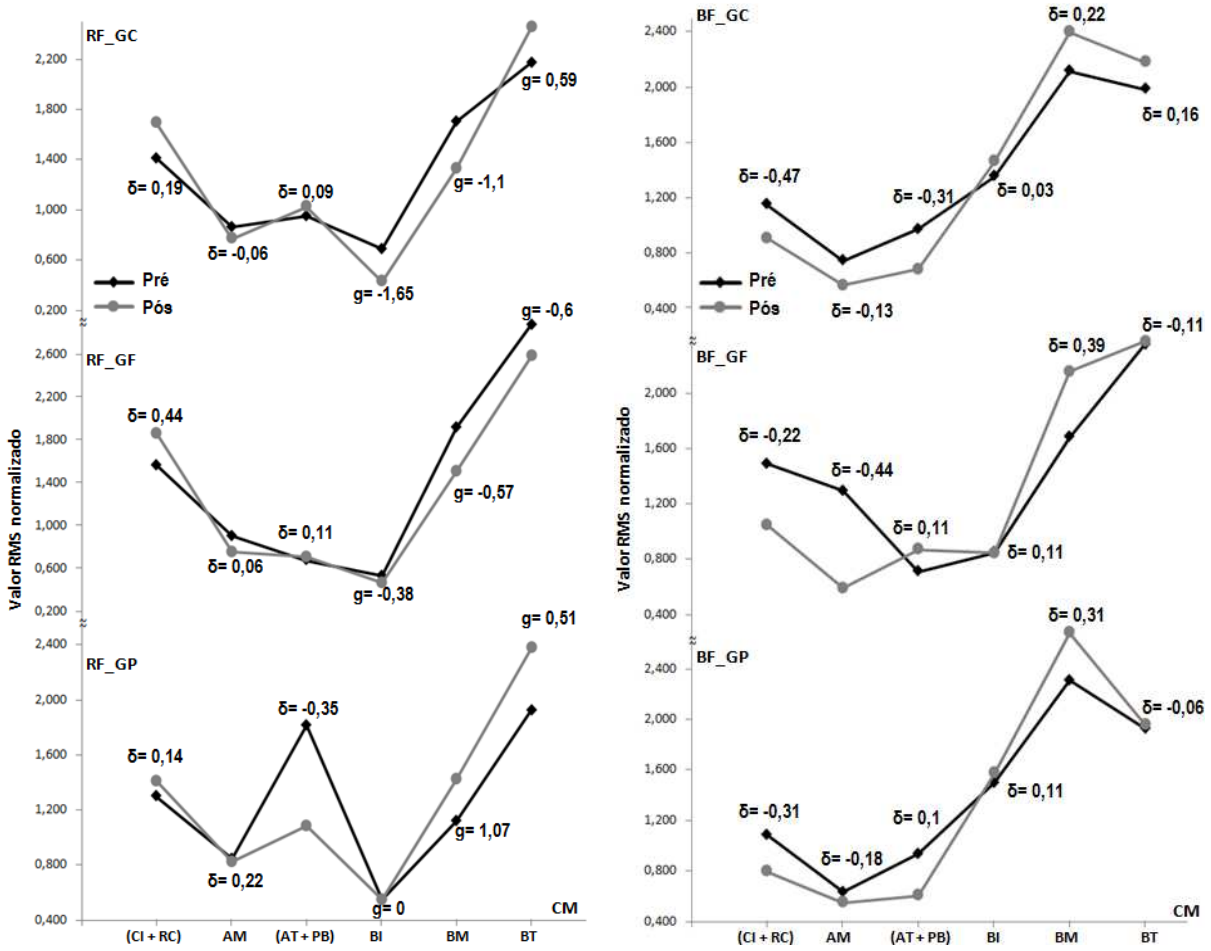


Figura 16: Valores de RMS do músculo Reto Femoral (16A) e Bíceps Femoral (16B), normalizados pela média do sinal eletromiográfico obtido durante cada ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo, nas oito fases do ciclo de marcha: contato inicial (CI), resposta à carga (RC), apoio médio (AM), apoio terminal (AT), pré-balanço (PB), balanço inicial (BI), balanço médio (BM) e balanço terminal (BT). Os tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* ou δ de *Cliff*) são apresentados ao longo da curva, correpondendo à magnitude de variação naquela fase da marcha. * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

A análise inferencial da Figura 16 aponta uma ausência de diferenças estatisticamente significantes (p<0,05) entre o momento inicial e final, nos três grupos de estudo, no comportamento do músculo Reto Femoral e seu antagonista Bíceps Femoral, durante o ciclo de marcha. Desta forma, os resultados sugerem que o período de intervenção não induziu mudanças no recrutamento dos músculos Reto Femoral e Bíceps Femoral das participantes durante a marcha.

Na Figura 17 estão representados os valores de RMS, normalizados pela média do sinal, do músculo Tibial Anterior e seu antagonista Gastrocnêmio Lateral, durante as oito fases do ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo. Juntamente, são também

apresentados os tamanhos de efeito referentes à variação induzida pelo período de intervenção.

17A 17B

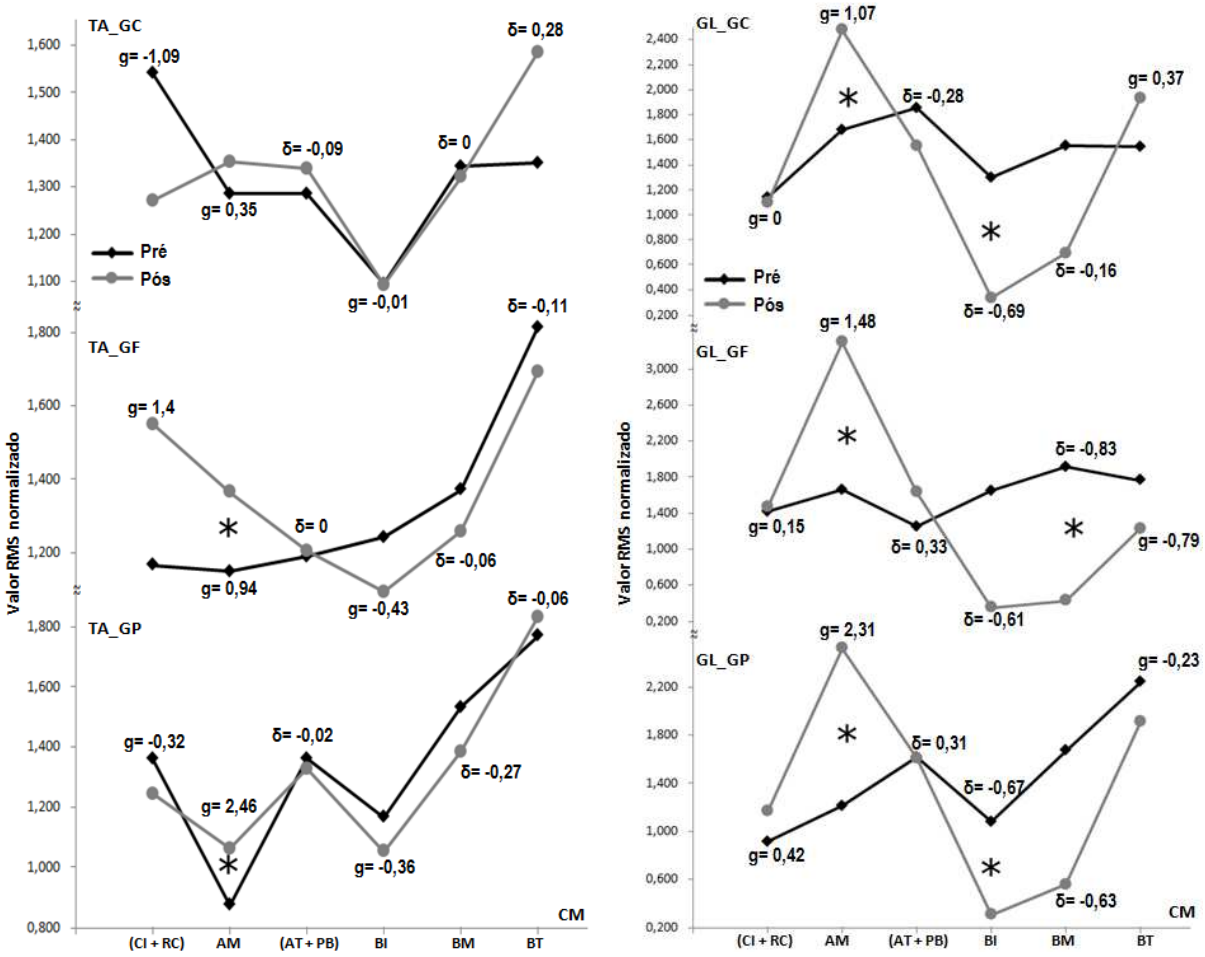


Figura 17: Valores de RMS do músculo Tibial Anterior (17A) e Gastrocnêmio Lateral (17B), normalizados pela média do sinal eletromiográfico obtido durante cada ciclo de marcha, no momento inicial e final do estudo, nas oito fases do ciclo de marcha: contato inicial (CI), resposta à carga (RC), apoio médio (AM), apoio terminal (AT), pré-balanço (PB), balanço inicial (BI), balanço médio (BM) e balanço terminal (BT). Os tamanhos de efeito (*g* de *Hedges* ou δ de *Cliff*) são apresentados ao longo da curva, correpondendo à magnitude de variação naquela fase da marcha. * diferença estatisticamente significante (p<0,05).

A análise inferencial do comportamento do músculo Tibial Anterior (Figura 17A) durante o ciclo de marcha revelou, na fase de apoio médio, efeito principal de momento significante (p=0,007). Tanto o GF (p=0,04) quanto o GP (p=0,049) apresentaram diferenças estatisticamente significantes, contrariamente ao GC (p=0,43). Já relativamente ao músculo Gastrocnêmio Lateral (Figura 17B) foram constatadas diversas diferenças significantes ao longo do ciclo de marcha. Na fase de apoio médio o GC (p=0,04), o GF (p=0,001) e o GP (p=0,003) apresentaram diferenças significantes. Na fase de balanço inicial também foi encontrado efeito principal de momento significante (p=0,002), contudo, apenas o GC

(p=0,03) e o GP (p=0,03) apresentaram diferenças significantes (GF: p=0,14). Por fim, na fase de balanço médio foi detectado efeito principal de momento (p=0,03), sendo que o GF apresentou diferenças estatisticamente significantes (p=0,01), contrariamente ao GC (p=0,53) e GP (p=0,05).

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes (p<0,05) no comportamento do músculo Vasto Lateral durante qualquer fase da marcha das participantes dos três grupos.

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O objetivo do presente estudo foi verificar os efeitos de dois programas de treinamento de força na capacidade funcional e na locomoção de idosas. Para nortear a discussão dos resultados obtidos foram elaboradas as seguintes questões:

a) Houve variação no desempenho dos testes de capacidade funcional e de equilíbrio de algum grupo de estudo após as 12 semanas de intervenção? São distintas as variações detectadas em cada grupo? Será possível inferir preferência a um modelo de treinamento?

b) Os parâmetros cinemáticos da marcha das participantes do estudo apresentaram alterações após as 12 semanas de intervenção? São distintas as variações detectadas em cada grupo? Será possível inferir preferência a um modelo de treinamento?

c) Os parâmetros eletromiográficos da marcha das participantes do estudo apresentaram alterações após as 12 semanas de intervenção? São distintas as variações detectadas em cada grupo? Será possível inferir preferência a um modelo de treinamento?

De maneira geral, verificou-se que os grupos experimentais, quando comparados com o controle, apresentaram, em considerável parte das variáveis, diferenças de momento significativas. A discussão pormenorizada, pautada pelas questões supracitadas, será conduzida nos subitens que se seguem.

6.1 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS FUNCIONAIS

Antes do início do período de intervenção, e logo após a coleta dos dados funcionais e antropométricos, foram conduzidos alguns testes estatísticos para que as participantes fossem distribuídas pelos grupos de estudo e para que estes ficassem organizados de maneira homogênea. Desta forma, é razoável afirmar que as participantes dos três grupos do estudo apresentavam as mesmas características. Especificamente, tinham a mesma idade, o mesmo índice de massa corpórea, o mesmo nível de atividade física e apresentavam níveis semelhantes no desempenho dos testes de capacidade funcional e de equilíbrio. O intuito desta homogeneização foi tentar aumentar a chance de que qualquer diferença que surgisse entre grupos fosse consequência da intervenção proposta.

Dos resultados obtidos, verificou-se que o período de intervenção não teve efeito significante na composição corporal das participantes, no seu desempenho na bateria de teste de equilíbrio de Berg, do teste de equilíbrio estático ou do teste de equilíbrio dinâmico, na flexibilidade de membros superiores (MMSS), no desempenho do teste de agilidade (*Timed-Up-and-Go*) e do teste de capacidade aeróbia. Contudo, foi possível verificar uma melhora significante de desempenho dos grupos experimentais nos testes de força de MMSS e de membros inferiores (MMII), no teste de flexibilidade de MMII e uma melhora do grupo força (GF) no teste de força máxima de extensores de joelho.

O fato da composição corporal das participantes não ter sofrido alteração, não foi inesperado. A natureza da intervenção proposta para os grupos experimentais não previu momentos de caráter aeróbio, modalidade de referência para promover suficiente gasto energético para modificar a composição corporal (KNUTTGEN, 2007). Strasser et al. (2009) verificaram, igualmente, que seis meses de intervenção não foram suficientes para provocar alterações na composição corporal (índice de massa corpórea) de idosos submetidos a treinamento de força. Os autores concluíram que esta é uma estratégia eficaz para aumentar a força muscular e massa magra em idosos saudáveis, mas que oferece limitações no que concerne à diminuição da percentagem de gordura corporal. Já o segundo grupo experimental desse estudo, que realizou apenas treinamento aeróbio, apresentou redução significante ($p=0,032$) da percentagem de massa gorda (de 40,2% para 38,1%). Apesar de não ter sido objetivo deste estudo elaborar um protocolo de treinamento de atendesse a todas as necessidades desta população, vale ressaltar que a crescente parcela de idosos obesos e com sobrepeso faz com que a inclusão deste tipo de exercícios num programa de treinamento orientado seja incontornável.

Relativamente ao desempenho dos três grupos na bateria de testes de equilíbrio de Berg, pode afirmar-se que o fato de não terem sido registradas alterações não corresponde,

necessariamente, à ausência de melhora. Na avaliação inicial, os grupos atingiram um escore muito próximo do máximo (de um total de 56 pontos, os grupos obtiveram: GC=54; GF=55,7; GP=55,6), correspondendo a uma boa condição de equilíbrio postural (MIYAMOTO et al., 2004). Romero et al. (2011) investigaram o valor mínimo de pontuação requerido para que se detectassem mudanças significantes na condição de equilíbrio de indivíduos idosos, concluindo que somente com uma variação de 6,5 pontos era razoável afirmar que mudanças, de fato, ocorreram. Como já foi mencionado, os dados iniciais e finais obtidos apresentaram escores muito próximos do máximo, sugerindo que, ou as participantes do estudo não apresentavam limitações de equilíbrio, ou então que, para esta amostra, esta avaliação não se revelou poderosa suficiente para detectar a real condição de equilíbrio postural. Tende-se a aceitar a segunda hipótese em virtude dos resultados encontrados nos testes de equilíbrio estático e dinâmico realizados com a mesma amostra. Os resultados contraditórios de Hess e Woollacott (2005) reportam uma melhora significante (p=0,03) no desempenho do teste de Berg (de 48,8±2,4 para 51,2±4,3) após 10 semanas de um protocolo de treinamento de força focado na melhoria funcional de MMII de 13 idosos. A diferença nos resultados obtidos poderá ser explicada pelas características da sua amostra, já que os idosos do seu estudo eram mais velhos (de 74 a 96 anos) e com limitações de equilíbrio diagnosticadas.

Os dados referentes ao desempenho no teste de equilíbrio dinâmico sugerem que tanto os grupos experimentais quanto o GC não modificaram esta capacidade. O teste de alcance funcional proposto por Duncan et al. (1990) foi o primeiro apresentado como um indicador clínico de equilíbrio dinâmico, mais tarde validado como um indicador de queda. Murphy et al. (2003) verificaram que idosos caidores, quando comparados com não-caidores, apresentavam menor alcance funcional (17,8cm em contraste com 27,4cm). A faixa etária dos 50 participantes do seu trabalho era a mesma que a do presente estudo (72,3 anos de idade), tratando-se de idosos independentes, sem limitações funcionais. Desta forma, pode-se inferir que as idosas do presente estudo, cujo desempenho no teste de equilíbrio dinâmico (GC=31,3cm; GF=32,8cm; GP=33,7cm) foi superior ao desempenho do grupo não-caidor do estudo de Murphy et al. (2003), não pertenciam a esse grupo de risco. Pode-se sugerir ainda que a ausência de diferenças entre o momento inicial e o final do estudo é consequência do elevado desempenho nesta capacidade, ou seja, as idosas já se encontram muito próximo do seu máximo fisiológico. Resultados semelhantes foram observados por Olson et al. (2011) que, com o intuito de determinar a eficácia de um programa de treinamento multilateral com ênfase no treinamento de força em idosos de 77±7 anos de idade, verificaram que 12 semanas de intervenção não foram suficientes para provocar melhoras no desempenho do teste de equilíbrio dinâmico. Wernick-Robinson,

Krebs e Giorgetti (1999) compararam o desempenho de idosos e adultos com hipofunção vestibular e verificaram que a natureza deste teste pode ser, mediante estratégias de sucesso, indicador de equilíbrio estático e não dinâmico. Referem que as estratégias de flexão de quadril e rotação do tronco permitem aumentar o desempenho no teste sem que se aumente o braço resistente formado pela distância perpendicular do centro de massa ao centro de pressão do sujeito. Desta forma, sem o aumento deste braço resistente, o teste não poderá ser considerado de equilíbrio dinâmico, mas de equilíbrio estático. O protocolo do teste de alcance funcional no presente estudo estabelecia que a medição fosse realizada tendo os dois MMSS alinhados, não permitindo rotação de tronco, sendo que a estratégia de fletir o quadril, flexionando os joelhos, também não foi identificada. Apesar do controle protocolar, não foi determinada a variação do braço resistente na elaboração do teste.

Ao analisar os resultados do teste de equilíbrio estático unipodal, duas evidências são facilmente destacadas: em primeiro lugar, a notória diferença que existe entre o desempenho do teste realizado com os olhos abertos e com os olhos fechados; e em segundo, a semelhança no desempenho do teste realizado com o membro inferior dominante e não-dominante. Estes resultados sugerem que a visão é uma informação sensorial de excelência para a manutenção do equilíbrio postural e que a dominância parece não ter relevância nessa mesma capacidade. De fato, Helbostad et al. (2009), com o intuito de averiguar a influência desta informação sensorial numa tarefa de locomoção, verificaram uma relação proporcionalmente direta entre a condição de visão e o desempenho na marcha de idosos. Os valores normativos de desempenho de indivíduos saudáveis e sem limitações foram determinados por Springer et al. (2007), que reportaram valores médios de 25,1s, para idosas dos 60 aos 69 anos de idade. Desta forma, é possível afirmar que as participantes do GF e do GP apresentaram, na avaliação inicial, valores que as caracterizavam como pessoas sem limitações de equilíbrio – no teste de equilíbrio unipodal, com os olhos abertos e com o membro inferior dominante e não-dominante, o GF e GP apresentaram, respectivamente, os valores de 30s e 22,7s; e 31,7s e 25s. Já o GC apresentou valores aquém do considerado ideal – em média, 17,3s com o MMII dominante e 19,9s com o não-dominante; sugerindo que este grupo, quando comparado com seus pares sem limitações, apresentava níveis inferiores de equilíbrio estático (SPRINGER et al., 2007). Já Hurvitz et al. (2000) mostraram que desempenhos que resultem em valores aquém dos 30s são indicadores de um risco de queda aumentado. Os valores abaixo dos 30s apresentados pelo GP sugerem que a intervenção proposta foi incapaz de provocar uma melhora significativa desta capacidade, ou seja, retirar idosas de uma faixa de risco de queda. O GF, apesar de não ter apresentado melhoras significantes já apresentava no momento inicial do estudo valores além dos 30s.

Das diferenças encontradas, a única estatisticamente significante (p=0,034) foi a do GC na condição de apoio com o MMII dominante (de 17,3s para 26,5s). Uma vez que este é um grupo de comparação e, por isso, não esteve sujeito a qualquer tratamento, é razoável assumir que esta significância seja atribuída, majoritariamente, à variância demonstrada pelo teste. Contudo, será interessante analisar a magnitude dessa mudança e compará-la com a dos grupos experimentais (o GC, GF e GP apresentaram, respectivamente, os seguintes tamanhos de efeito: g=0,86; g=0,39; e g=0,87). Assim, este poderá ser o primeiro caso em que o baixo poder estatístico do estudo condicionou a real significância das diferenças. É possível observar que o tamanho de efeito da diferença apresentada pelo GP é superior ao do GC, porém, provavelmente por se tratar de um grupo com menos participantes a diferença não foi suficiente para gerar significância estatística. Os resultados encontrados por Bean et al. (2004) indicaram uma melhora significante (p=0,028) do grupo de idosas (77±6 anos de idade) submetido a um programa de treinamento de potência, contradizendo com os do presente estudo. No entanto, o tempo médio de desempenho no teste inicial do grupo experimental foi de 4,52s e a melhora de 2,24s. Estes valores indicam que as participantes se encontravam com limitações severas de equilíbrio postural, contrariamente às do presente estudo. Este fato, além de aumentar a capacidade de resposta ao estímulo faz com que uma pequena variação de desempenho seja significante.

Uma variável que poderá estar na causa das diferenças encontradas é a distância de apoios no início do teste unipodal. Richardson et al. (2010) verificaram que o aumento da distância de apoios no início deste teste condiciona o desempenho dos avaliados, na medida em que um maior afastamento de apoios determina uma maior velocidade da transferência do centro de massa sobre o MMII de apoio, podendo provocar desequilíbrios dificilmente superados.

Quanto ao teste de equilíbrio unipodal com os olhos fechados, verificou-se que, tanto com o MMII dominante quanto com o não-dominante, os três grupos de estudo apresentaram valores superiores ao determinado por (SPRINGER et al., 2007) como sendo da norma fisiológica (2,5s). Assim, apesar de aparentemente não ter havido alterações no seu desempenho, os grupos apresentaram capacidade de equilíbrio próprio de idosos independentes. No entanto, Jonsson, Seiger e Hirschfeld (2004) questionaram a validade deste teste enquanto indicador de equilíbrio postural, até aos 5s de duração. Os autores referem que a execução deste teste envolve uma fase, até aos 5s, que determina a sua continuação. Esta fase foi caracterizada pela redução abrupta da variabilidade de amplitude das componentes verticais e horizontais da força de reação do solo de sujeitos idosos, sugerindo tratar-se de um evento determinante para a fase subsequente, que envolve finos ajustes posturais com a finalidade de sobrepor o centro de massa ao centro de pressão.

Portanto, para discutir os resultados que não ultrapassaram os 5s no teste unipodal de olhos fechados sem dados da variabilidade da força de reação do solo pode-se incorrer no erro de não estar a discutir capacidade de equilíbrio estático, mas de controle postural.

Os protocolos de intervenção propostos tiveram efeito limitado na capacidade de equilíbrio estático e dinâmico avaliado pelos testes realizados. Os testes escolhidos podem não ter conseguido avaliar o que se pretendia, ou porque foram de fácil execução (Berg e o teste de alcance funcional) ou porque o constructo do próprio teste ainda não está plenamente descrito (teste de equilíbrio estático unipodal). Apesar de resultados semelhantes terem sido alcançados por Buchner et al. (1997) e Schlicht, Camaione e Owen (2001), os resultados obtidos no presente estudo não corroboram os dos estudos de Ramsbottom et al. (2004) ou de Orr et al. (2006) que verificaram melhoras expressivas no desempenho de testes de equilíbrio após protocolos de treinamento de força e de potência, respectivamente.

Os efeitos do período de treinamento na capacidade aeróbia das participantes, medido pelo teste de caminhada de seis minutos, foram igualmente não-significantes. Apesar dos resultados e respectivos tamanhos de efeito (especialmente o do GP: $\delta = 0,35$) sugerirem uma melhora de desempenho, não foi possível constatá-la estatisticamente. A justificativa mais pertinente parece ser a falta de especificidade dos protocolos experimentais para o desenvolvimento desta capacidade. Resultados semelhantes foram apresentados por Cadore et al. (2011) que mostraram que 12 semanas de treinamento de força (com um protocolo de treinamento semelhante ao do presente estudo) não foram suficientes para induzir alterações significantes na capacidade aeróbia máxima de idosos medida em equipamento ergométrico, por espirometria. Da mesma forma, Kanegusuku et al. (2011) verificaram que nem um protocolo de treinamento de força ou de potência, durante 16 semanas (periodicidade bi-semanal), foram suficientes para reduzir o estresse cardiovascular (avaliado pela frequência cardíaca máxima, pela pressão arterial média e pela estimativa do consumo de oxigênio em esforço) nos 28 idosos (63,9±0,7 anos de idade) do seu estudo. Referem que, contrariamente à sua hipótese, nenhum dos protocolos de treinamento conduziu a uma redução do custo metabólico máximo e submáximo da tarefa de cariz aeróbio proposta (teste de esforço máximo de 8-12 minutos realizado em esteira ergométrica) sugerindo que, além de exercícios de força ou potência, os protocolos de treinamento para esta população devam contemplar treinamento específico para a capacidade aeróbia.

Brentano et al. (2008) mostraram uma melhora significante de 22% no consumo máximo de oxigênio (Vo_2max) de idosos após 24 semanas de treinamento de força. Os autores sugerem que o aumento da força muscular, melhorando a economia de movimento, assim

como a conversão das fibras musculares do tipo IIb em IIa transformando-as, portanto, em fibras metabolicamente mais oxidativas são as principais causas dos efeitos encontrados. No entanto, Kervio, Carre e Ville (2003) referem que a intensidade do teste de caminhada de seis minutos, em idosos de 60 a 70 anos de idade, corresponde a 85% da frequência cardíaca máxima e 79% do consumo máximo de oxigênio, não o caracterizando como um teste de esforço máximo. Desta forma, a comparação dos resultados do presente estudo só poderia ser realizada com outros que tivessem assumido este teste de marcha como indicador de capacidade aeróbia. Parece haver apenas um trabalho que tenha avaliado o efeito do treinamento de potência nesta capacidade (EARLES, JUDGE e GUNNARSSON, 2001), por este parâmetro, e dois que tenham avaliado o efeito do treinamento de força (CAVANI et al., 2002; FAHLMAN et al., 2007). Earles, Judge e Gunnarsson (2001) mostraram o efeito positivo (de 428±87 para 448±88) e estatisticamente significante ($p<0,001$) de 12 semanas de treinamento de potência de 18 idosos (77±5 anos de idade). Já Cavani et al. (2002) mostraram que somente seis semanas não foram suficientes para provocar uma melhora significante desta capacidade (de 534±68 para 539±65, com $p=0,088$). Os autores mencionam a baixa intensidade e volume dos exercícios realizados (os participantes treinaram três vezes por semana e realizavam uma série de 12 a 15 repetições máximas), bem como o curto tempo de intervenção como as principais causas dessa ausência de melhora significante. Por fim, Fahlman et al. (2007) verificaram uma melhora de desempenho significante (de 368±18m para 405±21m) do grupo de idosos (76±1 anos de idade) submetidos a um protocolo de treinamento de força por 16 semanas.

Apesar da falta de significância estatística, as diferenças encontradas nos grupos experimentais parecem ser significativas. Rikli e Jones (1999), na tentativa de descrever valores representativos, por faixa etária, do desempenho em testes funcionais mostraram que 568±101m era o valor-corte deste teste para indivíduos saudáveis e sem limitações de locomoção. Analisando os dados do desempenho das participantes, verifica-se que enquanto que o GC não melhorou suficientemente para sobrepor a fasquia imposta pelos autores (544±58m e 554±33m na avaliação inicial e final, respectivamente), o GF (556±60m e 582±60m na avaliação inicial e final, respectivamente) e o GP (559±55m e 591±58m na avaliação inicial e final, respectivamente) melhoraram significativamente. O efeito da intervenção verificado nos grupos experimentais conduziu-os a uma condição superior de capacidade aeróbia, migrando de uma faixa de desempenho indicativa de risco para uma superior característica de idosas saudáveis.

Relativamente ao teste de agilidade *Timed-Up-and-Go* (TUG), Herman, Giladi e Hausdorff (2011) referem que, apesar da sua aparente simplicidade, ele é capaz de avaliar vários componentes de equilíbrio e mobilidade. Mencionam que a primeira componente da tarefa,

por si só, já é desafiadora, pois requer que o avaliado, enquanto sentado, acelere o seu centro de massa anterior e verticalmente, produza força de MMII suficiente para a extensão de joelhos e saída da cadeira e, por fim, estabilize a sua posição. Afirmam, também, que as componentes subsequentes da tarefa (iniciação de marcha, aceleração e desaceleração do corpo, contorno do cone, nova aceleração e desaceleração, rotação do corpo e geração de força excêntrica de forma controlada para o retorno no assento da cadeira) são tão ou mais desafiadores que a primeira. Shumway-Cook, Brauer e Woollacott (2000) estabeleceram uma relação entre o desempenho no teste e a incidência de queda nesta população, afirmando tratar-se de uma avaliação sensível para identificar idosos em risco de queda. Bohannon (2006), com o propósito de descrever a norma fisiológica de idosos saudáveis, conduziu uma meta-análise em que aponta valores médios de 8,1s como sendo indicador de indivíduos idosos independentes (dos 60 aos 69 anos de idade). O valor mais alto obtido neste teste foi de 5,3s no GC, sugerindo que todos os grupos do estudo obtiveram, na avaliação final, valores que os remetem a uma condição saudável. Verificou-se também que, no momento inicial, nenhum dos grupos apresentou valores acima dessa referência, sugerindo que nenhuma das participantes do presente estudo apresentava problemas de agilidade. Os resultados obtidos por Brandon et al. (2004) aproximam-se dos do presente estudo,no sentido em que não foram encontradas diferenças significantes no desempenho deste teste após dois anos de intervenção de treinamento de força em idosos (de 8,3±1,7s para 8±1,7s). Os autores mencionam que a força muscular é apenas um dos fatores que determinam a capacidade funcional de idosos e que, por isso, os benefícios do treinamento de força se refletem mais acentuadamente no desempenho de testes de força e não tanto no de testes funcionais.

Já os idosos participantes do estudo de Ramsbottom et al. (2004) apresentaram desempenhos estatisticamente diferentes após 24 semanas de treinamento de potência (2 sessões semanais): melhoras significantes de 13% (de 7,5±1,3s para 6,5±1,4s), com um tamanho de efeito de d=-0,58. Da mesma forma, Sousa e Sampaio (2005), em seu estudo com idosos de 75±5 anos de idade, mostraram que 14 semanas de treinamento de força (3 sessões semanais) foram suficientes para melhorar significantemente, em 15%, o seu desempenho no teste TUG (de 6±0,4s para 5,1±0,4s). Os participantes do estudo de Hess e Woollacott (2005) também melhoraram significantemente, em 15,7%, de 11,5±2,4s para 9,7±2,5s após 10 semanas de treinamento de força, sendo inferida uma redução de 30% de chance de queda.

Parece que a ausência de melhoras significantes se deve ao elevado desempenho das participantes no teste, pois quanto mais baixos os valores alcançados no momento inicial do estudo mais difícil fica obter diferenças significantes, ou seja, a amplitude de desempenho

positivo fica diminuída. De fato, os valores de desempenho no teste TUG do presente estudo, quando comparados com os dos estudos apresentados, parecem ser mais baixos, ajudando a corroborar a justificativa apresentada.

No teste de flexibilidade de MMSS verificou-se que nenhum dos grupos do estudo sofreu mudanças significantes, ou seja, parece que 12 semanas de treinamento de força ou potência não melhoraram a flexibilidade de MMSS. Cavani et al. (2002) apresentam resultados contraditórios, pois mencionam aumento significante no desempenho deste teste (de -8,2±2,2cm para -4,9±2cm) após 6 semanas de treinamento de força. Contudo, apesar da sua metodologia de treinamento de força ter sido semelhante à do GF, os participantes desse estudo dedicavam os 20 minutos iniciais de cada sessão à prática de exercícios de flexibilidade, com o intuito claro de melhorar esta capacidade. Na descrição do protocolo de treinamento dos grupos experimentais do presente trabalho já havia sido descrito que nos minutos finais da sessão foram conduzidos exercícios de alongamento. No entanto, esses tinham como função somente o relaxamento muscular, não o desenvolvimento da capacidade para atingir maior amplitude de movimento. Assim, parece que a falta de treinamento específico de flexibilidade para MMSS não permitiu o desenvolvimento desta capacidade. Rikli e Jones (1999) apontam -3±9,4cm como o valor médio do desempenho de idosas saudáveis desta faixa etária, neste teste. Assim, os resultados obtidos sugerem que, após o período de intervenção, o GC apresentou o maior déficit nesta capacidade (-9,4±10,6), sendo que os valores apresentados pelo GP ainda estão aquém do esperado (-4±8,6) e os do GF traduzem um desempenho ideal (2,2±6,9).

Já ao analisar os resultados do teste de flexibilidade de MMII, foi possível verificar uma melhora significante dos grupos experimentais, sendo que o GP foi o que apresentou a mais significativa (g=1,53), enquanto que o GC não registrou melhora significante. Feland et al. (2001) referem que a capacidade de amplitude de movimento dos músculos isquiotibiais assume uma importância crítica para a realização de tarefas da vida diária de pessoas idosas, sugerindo que programas de exercício físico para esta população devam conter tarefas específicas com o intuito de aumentar a flexibilidade, a sua amplitude de movimento. Todavia, observou-se um aumento desta capacidade sem que dedicação específica fosse necessária. Portanto, os dados sugerem que os treinamentos de força e de potência acarretam em melhoras de flexibilidade de MMII, sendo que as melhoras proporcionadas pelo protocolo de potência parecem ser ainda mais significativas do que aquelas proporcionadas pelo protocolo de força.

Hurley e Roth (2000), em sua revisão bibliográfica, referiram ainda não haver dados suficientes que suportassem a hipótese de que o treinamento de força, por si só,

aumentasse os níveis de amplitude de movimento de idosos. Referem que, até então, os estudos que o mostram ou não são claros na descrição do seu protocolo de treinamento ou prevêem períodos da sessão de intervenção específicos para o desenvolvimento dessa capacidade. Dessa forma, não seria possível afirmar que qualquer alteração seria resultado do treinamento de força ou do de flexibilidade. Já Fatouros et al. (2006), que conduziram um estudo com uma metodologia de intervenção semelhante à do presente, verificaram uma melhora na flexibilidade de MMII de idosos. Os autores apontaram uma diferença significante de 26% na flexibilidade de isquiotibiais após 24 semanas de treinamento de força. Referem não haver ainda uma explicação para esta melhora concomitante com treinamento de força, sugerindo que o desenvolvimento de força muscular e flexibilidade partilham, de alguma forma, os mesmos mecanismos fisiológicos. Mencionam ainda que os ganhos de flexibilidade obtidos foram determinados pela especificidade do treinamento, o que poderia constituir uma explicação plausível para o fato de se ter encontrado, no presente estudo, aumento significante da flexibilidade de MMII e não de MMSS. De fato, apesar do protocolo de treinamento contemplar exercícios de força de MMSS, maior ênfase foi dada aos de MMII. Os resultados do estudo de Iwamoto et al. (2009) também corroboram os encontrados, pois verificaram melhoras semelhantes da flexibilidade de idosos participantes de 5 meses de treinamento de potência para MMII. Entretanto, apesar das melhoras apresentadas pelos grupos experimentais, os valores obtidos neste teste ficaram aquém do que Rikli e Jones (1999) mencionam como dentro da norma fisiológica (5,1±9,1cm). Provavelmente, um tempo de intervenção superior conduziria a melhoras que colocassem o desempenho das participantes num nível aceitável, ou até ótimo, de performance.

Segundo a referência apresentada por Rikli e Jones (1999), no momento inicial do estudo, todos os grupos mostraram um desempenho ótimo no teste de força de MMSS, sendo possível observar, após o período de intervenção, uma melhora significante apenas dos grupos experimentais, expressa pelo número máximo de repetições executadas em 30s. As funções desempenhadas pelos MMSS, nomeadamente as que envolvem flexão de cotovelo, são cruciais na execução das tarefas da vida diária de idosos, como realizar tarefas domésticas ou carregar as compras até à sua residência (TANG et al., 2001). Assim, a deterioração destas funções compromete seriamente a capacidade desta população para conduzir a sua vida de maneira independente. Desta forma, as melhoras verificadas pelos grupos experimentais parecem ser significativas. Analisando o tamanho de efeito de momento, poderia sugerir-se que as participantes do GP (δ=0,53) apresentaram diferenças superiores às do GF (δ=0,33), ou seja, que o protocolo de potência propiciaria melhores resultados do que o protocolo de força. No entanto, em ambos os grupos experimentais, os

exercícios de MMSS foram realizados com a mesma intensidade relativa e velocidade. Assim, acredita-se que a diferença encontrada no tamanho de efeito entre os grupos experimentais se deva a uma maior variância intragrupo, isto é, individual, do que propriamente a uma variância intergrupo, ou seja, explicada pelo protocolo de treinamento.

Dunsky, Ayalon e Netz (2011) referem que este teste apresenta uma baixa correlação (r=0,15) com o desempenho de força máxima dos músculos flexores do cotovelo e uma correlação moderada com o desempenho de resistência muscular (r=0,45), ou seja, que o teste é aceitável na medição da resistência muscular de MMSS mas não como indicador da força máxima. Assim, os resultados obtidos sugerem que o treinamento de força melhora de forma significativa a resistência muscular dos flexores de cotovelo. Corroborando os dados obtidos, Fahlman et al. (2007) referem que 16 semanas de treinamento de força foram suficientes para promover melhoras significantes de 30% no desempenho deste teste (de 15,9±0,7 repetições para 20,7±0,6 repetições). Já as participantes do estudo de Toraman e Sahin (2004), em 9 semanas de treinamento de força, obtiveram uma melhora significante no desempenho deste teste (de 17,4±3,5 repetições para 22,1±2,6 repetições), com um tamanho de efeito de d=1,5.

Gross et al. (1998) mencionam a importância da capacidade de idosos de se levantarem de uma cadeira para a realização das tarefas da sua vida diária de forma autônoma. Referem que, o momento da transferência do peso corporal, ainda sentado na cadeira, com o centro de massa localizado posteriormente à base de suporte, requer tanto a capacidade para manter o equilíbrio corporal como a capacidade para desenvolver torque muscular do quadril numa magnitude superior às demais tarefas da sua vida cotidiana. Afirmam que para realizar esta tarefa com velocidade o desafio é maior ainda e deverá traduzir melhor a sua aptidão física. Taaffe et al. (1999) verificaram uma melhora significante no tempo para levantar de uma cadeira de idosos submetidos a um protocolo de treinamento de força, durante 24 semanas, sendo que essas mudanças apresentaram uma correlação moderada e significante (r=-0,4 com p<0,01) com as melhoras da força muscular máxima do quadríceps. Binder et al. (1999), em seu estudo com 101 idosas, constataram uma correlação moderada e significante (r=-0,43 com p<0,001) entre o tempo para levantar de uma cadeira e a potência aeróbia ($VO2_{pico}$). Já Smith et al. (2010) encontraram uma correlação elevada e significante (r=0,9 com p<0,01) entre o número de repetições obtidas nos 20 primeiros segundos do teste e a potência muscular de MMII calculada através dos dados cinemáticos e cinéticos obtidos durante a sua realização. Desta forma, é razoável assumir que este teste permite medir tanto potência aeróbia quanto força e potência muscular de MMII.

Por se tratar de uma tarefa que fora especificamente treinada pelos grupos experimentais, supunha-se que apresentassem melhoras notórias, o que foi confirmado (GF e GP apresentaram tamanho de efeito - δ - de 0,58 e 0,31; respectivamente). Os resultados encontrados parecem contradizer os obtidos na meta-análise de Steib, Schoene e Pfeifer (2010) que referem que protocolos de treinamento de potência, quando comparados com os de força, propiciam um maior aumento da potência muscular (g=1,2 com IC95=0,63-1,77). A magnitude do efeito de treinamento pode, uma vez mais, ter sido fortemente determinada pela condição física das participantes. Segundo a referência apontada por Rikli e Jones (1999), no momento inicial do estudo apenas o GF apresentava valores abaixo do considerado normal para mulheres idosas de 65 a 69 anos de idade (13,5±3,5 repetições). Assim, o GF foi o único a aumentar o seu desempenho de um nível considerado de risco para o ótimo, o que pode ajudar a justificar o fato de se ter encontrado quase o dobro do tamanho de efeito do que no GP. Resultados semelhantes aos do presente estudo foram obtidos por vários autores que propuseram protocolos de treinamento de força (SCHLICHT, CAMAIONE e OWEN, 2001) e de treinamento de potência com idosos (HRUDA, HICKS e MCCARTNEY, 2003). Porém, Miszko et al. (2003) referem que o treinamento de potência, quando comparado com o de força, propicia resultados mais significativos no desempenho deste teste: o grupo força e o grupo potência de seu estudo apresentaram, respectivamente, d=0,08 e d=0,45 de tamanhos de efeito.

Sayers (2007) refere que idosos, quando comparados com jovens, necessitam utilizar uma percentagem superior da sua força máxima para realizar as tarefas básicas da sua vida diária. Mencionam que, em determinada altura da sua vida, será requerida toda a sua capacidade de produção de força para desempenhar uma tarefa cotidiana. Assim, quanto maior a força absoluta, maior a sua capacidade para realizar, com sucesso, as tarefas que lhes são impostas diariamente. Os efeitos do treinamento de força e de potência na força muscular de idosos estão documentados nos estudos de revisão e meta-análise de Barry e Carson (2004) e Steib, Schoene e Pfeifer (2010). Estes autores mostraram que estes dois protocolos de intervenção para esta população provocam alterações neuromusculares na forma de recrutamento das unidades motoras exercitadas e alterações musculares estruturais, nomeadamente no aumento da área de secção transversa das regiões exercitadas, traduzindo-se na melhora da função muscular. Os resultados obtidos no teste de força máxima de extensores de joelho do GF corroboram os estudos apresentados por estes autores, pois verificou-se um aumento significante da força máxima deste grupamento muscular. Steib, Schoene e Pfeifer (2010) referem que protocolos de treinamento de potência, quando comparados com os de força, propiciam um aumento similar da força muscular máxima. Contudo, apesar da ausência de significância estatística entre os grupos

experimentais, é possível observar que a magnitude da mudança entre o GF e o GP é díspar (o GF e o GP apresentaram, respectivamente, g=2,39 e g=1,47), contrariando as suas conclusões. A justificativa destas diferentes respostas parece relacionar-se com a especificidade e volume de treinamento do protocolo de intervenção do GF. De fato, quando comparado com o GP, as participantes do GF treinavam mais lentamente e com uma carga de treino superior, semelhante à da avaliação da força máxima. A impossibilidade de avaliação do GC não permitiu averiguar a magnitude de mudança atribuída ao real efeito do treinamento daquela atribuída à familiarização com o instrumento de medição (uma vez que a avaliação foi conduzida no mesmo equipamento do treinamento). No entanto, os dados obtidos permitem afirmar que houve um aumento substancial da capacidade da musculatura extensora dos joelhos das participantes do GF, tendo já sido correlacionada com o desempenho independente das tarefas do cotidiano de idosos (BROWN, SINACORE e HOST, 1995; FIATARONE et al., 1990; HESS e WOOLLACOTT, 2005; SCARBOROUGH, KREBS e HARRIS, 1999).

Embora a perda de força ao redor da articulação do joelho se apresente mais acentuada na musculatura anterior, a posterior desempenha relevantes funções na vida de indivíduos idosos (FRONTERA et al., 2000). Assim, os efeitos do treinamento de força nos músculos flexores dos joelhos, embora menos discutidos do que nos extensores, deverão ser considerados. No presente estudo, a análise inferencial realizada não apontou diferenças significantes após o período de intervenção. O fato da magnitude das diferenças encontradas não ter sido significativa (GF e o GP apresentaram, respectivamente, δ=0,11 e δ=0,12) sugere que a ausência de significância não possa ser justificada pela falta de poder estatístico.

A ativação da musculatura antagonista, simultaneamente com a agonista, é um dos fatores que limita a capacidade de produção de força (HAKKINEN et al., 2001). Kuruganti et al. (2006) verificaram que, na adaptação neuromuscular de idosos a 6 semanas de treinamento de força, a diminuição da co-ativação quadríceps/isquiotibiais era mais acentuada na tarefa de extensão do que na de flexão de joelhos. Desta forma, apesar de não se ter avaliado o comportamento muscular durante este teste, a reduzida diminuição da co-ativação muscular poderá ajudar a explicar as diferentes magnitudes de mudança encontradas na musculatura extensora e flexora dos joelhos. O fato dos protocolos de treinamento enfatizarem apenas um exercício para flexores de joelho (cadeira flexora) e dois para extensores (agachamento e cadeira extensora), fazendo com que o volume de treino fosse o dobro para os extensores, poderá constituir outra provável causa. Pode ser também que o período de intervenção para que verificassem mudanças neste parâmetro tivesse de ser aumentado, como no caso do estudo de Henwood, Riek e Taaffe (2008) em que se verificou aumento do

desempenho dos músculos flexores do joelho após 24 semanas de treinamento de força e de potência. Contudo, Phillips e Hazeldene (1996) verificaram que 12 semanas de treinamento de força foram suficientes para aumentar o torque muscular dos flexores do joelho em 18,2%.

Em resposta à primeira questão colocada para dirigir a presente discussão (a), pode afirmar-se que após 12 semanas de intervenção o GC não apresentou mudanças significativas em qualquer parâmetro avaliado. Os grupos experimentais parecem ter melhorado o seu desempenho na capacidade para desenvolver força de flexores de cotovelo, bem como a flexibilidade de MMII, e o GF melhorou o seu desempenho no teste de força máxima de extensores de joelho. As evidências a favor de um modelo de treinamento deverão ser observadas com cautela já que foram estabelecidas algumas inferências com fundamentação em diferenças não-significantes. Assim, parece que o treinamento de força, quando comparado com o treinamento de potência, proporciona melhores resultados de potência e de força máxima de extensores de joelhos.

6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS CINEMÁTICOS DA MARCHA

A análise inferencial conduzida antes e logo após o período de intervenção mostrou que os três grupos do estudo caminharam à mesma velocidade. Este fato assume importância acrescida, pois alterações das características biomecânicas da marcha poderão ser majoritariamente atribuídas a diferenças de movimento e não a alterações na sua velocidade. Dos resultados obtidos, verificou-se que o período de intervenção não teve efeito significante na velocidade, cadência e comprimento de marcha, no ângulo do joelho no contato inicial, no ângulo pico do tornozelo na fase propulsiva, na altura mínima ao solo dos metatarsos na fase de balanço, na velocidade de aplainamento do pé e nos parâmetros de variabilidade selecionados. Porém, verificou-se um aumento do ângulo do quadril no contato inicial do GC, uma diminuição da velocidade horizontal do calcanhar imediatamente antes do contato inicial do GP e uma diminuição do pico de frenagem horizontal do calcanhar imediatamente antes do contato inicial, do GF e GP.

Apesar da análise inferencial não ter apontado diferenças significantes entre o momento inicial e o final do período de intervenção na velocidade auto-selecionada de marcha, analisando-se os tamanhos de efeitos verifica-se que a diminuição do GP foi a mais acentuada (g=-1,18). São inúmeros os estudos que reportam aumento da velocidade de marcha de idosos após um período de treinamento de força (CHANDLER et al., 1998; GALVAO e TAAFFE, 2005; SCHLICHT, CAMAIONE e OWEN, 2001) ou de potência (BEAN

et al., 2004; HENWOOD, RIEK e TAAFFE, 2008; HRUDA, HICKS e MCCARTNEY, 2003), contudo, a maioria desses estudos reportam as alterações na máxima velocidade de marcha e não na velocidade de marcha habitual ou auto-selecionada. Dos que estudaram o efeito de protocolos de treinamento de força na velocidade habitual da marcha de idosos, são vários os trabalhos que apresentaram ausência de diferenças significantes de efeito de intervenção (BERG e LAPP, 1998; BUCHNER et al., 1997; HENWOOD e TAAFFE, 2006; MARSH et al., 2009; SYMONS et al., 2005). Marsh et al. (2009) referem que as alterações não-significantes verificadas na marcha auto-selecionada de idosos não foram relacionadas com as mudanças verificadas na força e potência muscular, ou seja, parece não existir uma relação linear entre o aumento da força e potência muscular e o aumento da velocidade de marcha habitual. Assim, não se esperaria que as melhoras no desempenho dos testes de força máxima e de potência verificado no presente estudo se traduzissem em aumentos de velocidade de marcha. Já Berg e Lapp (1998) sugerem que os ganhos de força obtidos não foram suficientes para promover um aumento de velocidade de marcha e que idosos mais novos e fisicamente aptos, como os do seu trabalho e como as participantes do presente estudo, são menos susceptíveis a adaptações ao treinamento de força do que idosos mais velhos ou frágeis. Por sua vez, Buchner et al. (1997) apontam a falta de especificidade do treinamento de força como uma das causas que explicam a ausência de mudança na velocidade de marcha após um período de treinamento de força. Os autores referem que aumentos na velocidade de marcha são justificados somente por estímulos multifatoriais, ou seja, pela exercitação dos elementos inerentes à locomoção humana. O protocolo de treinamento proposto não previu, por exemplo, o desenvolvimento do equilíbrio corporal, elemento essencial do natural e seguro desenrolar da passada. Por fim, os resultados da meta-análise de Steib, Schoene e Pfeifer (2010) alertam para a falta de evidências inequívocas de programas de treinamento de força no aumento da velocidade de marcha de indivíduos idosos mencionando que, com base na literatura disponível atualmente, conclusões definitivas não poderão ser inferidas. Apesar da maioria dos trabalhos encontrados refutar o aumento da velocidade de marcha de idosos Persch et al. (2009) e Henwood e Taaffe (2005) obtiveram um efeito significante após 12 e 8 semanas de treinamento de força e de potência, respectivamente. Apesar de apresentarem evidências moderadas (aumento de 11,1% e 6,6%), os seus resultados contrastam com os dos presentes estudo, em que não só não foi verificado aumento de velocidade como diminuição (GC=-3,2%, GF=-4% e GP=-14%).

As conclusões do estudo de revisão de Van Can et al. (2009) apontam a velocidade de marcha habitual como um indicador consistente de limitações funcionais e cognitivas de idosos, referindo também a fiabilidade para identificar indivíduos com risco de queda. Já

Cesari et al. (2005) investigaram o valor de corte da velocidade que seria preditivo de risco, mencionando que velocidades abaixo de 1m/s, comparativamente com velocidades superiores, apresentam maior risco de limitações funcionais. No entanto, parece haver uma relação não linear entre o risco de queda e a velocidade de marcha. Quach et al. (2011) referem que a representação gráfica desta relação, ao invés de uma reta ascendente, é representada por uma em forma de U. Assim, quando comparados com aqueles que apresentam uma marcha lenta ou rápida, indivíduos que apresentem velocidade habitual moderada têm menor risco de queda. Porém, apontam velocidades de marcha entre 1m/s a 1,3m/s como sendo indicativas de menor risco, sendo que as obtidas por todos os grupos do presente estudo, na avaliação final, ficaram próximas mas aquém desses valores (GC=0,92m/s, GF=0,94m/s e GP=0,98m/s).

Comparado com os demais, o GP apresentou, quase de forma significante, a maior diminuição da velocidade (g=-1,18 com IC_{95}=-2,32 a -0,05). Especula-se que a magnitude do efeito observado não tenha sido consequência do treinamento mas da condição de avaliação. Apesar da avaliação inicial e final terem sido conduzidas com recurso às mesmas instruções e *feedbacks*, estas podem ter sido interpretadas diferentemente. O fato das participantes do GP terem apresentado inicialmente a maior velocidade de marcha e depois uma abrupta queda sugere que não seria a sua habitual, isto é, que por causa da falta de familiaridade com o protocolo, do efeito retroativo da avaliação em laboratório ou nervosismo inerente, a velocidade da sua marcha ficou, de alguma forma, condicionada. Este efeito retroativo não seria tão fortemente sentido na segunda avaliação uma vez que já teriam passado pelo protocolo anteriormente. Poderá especular-se também que a mudança do espaço físico da avaliação condicionou a sua velocidade de marcha. Apesar do tapete de avaliação por onde as participantes caminhavam ter sido o mesmo e, portanto, possuir o mesmo comprimento, o espaço físico da avaliação final era menor que o da inicial. Este fato poderá ter, de alguma forma, constrangido o desempenho das participantes.

Prince et al. (1997) referem que a velocidade de marcha é modulada ajustando a cadência e/ou o comprimento de passada. De fato, parece que as mudanças observadas na velocidade de marcha do GP são mais fortemente dependentes da cadência apresentada (g=-1,33) do que do comprimento da passada (δ=-0,27). A análise de regressão multivariada de Callisaya et al. (2009) apontou uma correlação significante entre a força máxima de quadríceps e a velocidade de marcha (r=0,3) e o comprimento de passada (r=0,32) de idosas, referindo tratar-se do mais forte fator determinante das características cinemáticas da marcha de idosos. Já Persch et al. (2009) observaram, após o período de intervenção, um aumento significante do comprimento de passada (Z=1,3u.a. com p<0,001) e da cadência (Z=1u.a. com p<0,001), sendo que o aumento da velocidade resultante foi

correlacionado com a força máxima de extensores de joelho (R^2=0,44). Desta forma, os resultados obtidos no presente estudo conflitam com os de Persch et al. (2009), já que o aumento de força máxima de extensores de joelho observado não se traduziu no aumento da velocidade de marcha. Porém, nesse estudo, os autores observaram um aumento de 97% da força máxima de quadríceps, contrastando com aumentos de 76,3% e 8,9% obtidos pelo GF e GP, respectivamente. Perante essas inferências, poderá especular-se que a reduzida melhora de força muscular máxima de extensores do GP contribuiu para a queda da velocidade de marcha, enquanto que os 76,3% de aumento de força do GF, apesar de não ter sido suficiente para impedir a queda da velocidade, limitou-a.

Assim como Kim e Lockhart (2010) que não encontraram alterações no comprimento da passada de idosos submetidos a 8 semanas de treinamento de força, Buchner et al. (1997) obtiveram também uma manutenção dos valores deste parâmetro após 26 semanas de treinamento de força, corroborando os resultados encontrados no presente estudo. Os valores de velocidade, cadência e comprimento obtidos parecem, contudo, corresponder à norma fisiológica da população feminina dessa idade. Hollman, McDade e Petersen (2011) mostraram que uma velocidade habitual de 1,08m/s, cadência de 112 passos/minuto e comprimento de passada de 1,15m são referências de idosas independentes e saudáveis. Buchner et al. (1997) sugerem que a aptidão física dos participantes do seu estudo estava acima do limiar a partir do qual declínios relacionados com a idade começam a causar problemas substanciais de marcha e equilíbrio. Essa parece ser uma explicação plausível para os dados obtidos no presente estudo, já que as participantes eram “idosas novas” e fisicamente aptas.

Verificou-se que, após o período de treinamento, o GC foi o único a apresentar diferenças significantes no ângulo formado pelo tronco e a coxa, no contato inicial da marcha. Uma maior flexão de quadril no contato inicial parece ser característica da marcha de idosos e foi associada à rigidez tecidual e perda de flexibilidade própria do processo de envelhecimento (KERRIGAN et al., 2001). O fato do GC ter apresentado uma diminuição significante da flexão de quadril poderá indicar que o efeito do período de treinamento conduziu a uma menor contratura em flexão do quadril. Perry (2010) refere que a maior flexão do quadril na fase de contato inicial reflete as limitações ocorridas no balanço médio, resultando num comprimento de passo diminuído. Porém, não se constatou que a menor flexão do quadril do GC se tenha traduzido num maior comprimento de passo. Já Kerrigan et al. (1998) afirmam que as limitações de amplitude de movimento são consequência da falta de alongamento dos flexores de quadril e que a única atividade do cotidiano de idosos capaz de promover esse ganho é andar ou correr. Já que as participantes do GC, durante o período do estudo, não iniciaram qualquer programa de exercício físico ou realizaram

qualquer atividade específica para melhorar a flexibilidade, sugere-se que os dados obtidos sejam aleatórios. No entanto, pode-se especular que as diferenças quase significantes obtidas pelo GP (g=1,06 com IC_{95}=-0,06 a 2,18) sejam consequência do programa de intervenção e signifiquem uma melhora funcional. Porém, parece não existir valores normativos pelos quais estes resultados se possam guiar, assim como parece não haver qualquer estudo que se tenha dedicado a entender o efeito do exercício físico neste parâmetro biomecânico.

Relativamente ao ângulo do joelho na fase de contato inicial da marcha, verificou-se que nenhum dos grupos apresentou diferenças significantes. Segundo Perry (2010), a incapacidade para fletir o joelho mais do que 10º no contato inicial e resposta à carga reduz a capacidade de absorção do choque com o solo. Verificou-se, após o período de intervenção, uma flexão de joelho de 38º, 37º e 40º do GC, GF e GP, respectivamente. Acredita-se, portanto, que a ausência de diferenças entre os momentos inicial e final parecem não ter significado funcional. Entretanto, Ostrosky et al. (1994) referem que uma flexão excessiva do joelho no contato inicial pode limitar o comprimento do ciclo de marcha, restringindo a amplitude de movimento. Uma vez mais, a fundamentação teórica que suporte qualquer estas inferências é escassa.

A escolha da variável “angulação pico do tornozelo no momento propulsivo” pretendia investigar alterações provocadas pela intervenção na inferência de geração de força propulsiva. Será razoável afirmar que, na fase propulsiva da marcha, um ângulo superior do complexo perna/pé implicará em maior força reativa de solo. Os autores que referem que idosos, quando comparados com jovens, apresentam uma redução da amplitude de movimento do tornozelo, relacionam-na com uma menor força ântero-posterior de reação do solo e, por conseguinte, com um menor comprimento de passo (BLANKE e HAGEMAN, 1989; HAGEMAN e BLANKE, 1986; KERRIGAN et al., 1998; NIGG e SKLERYK, 1988; WINTER, 1991). Contudo, nesta variável não foram identificadas diferenças estatisticamente significantes, ou relevantes, em qualquer dos grupos. Acredita-se que a velocidade de marcha adotada impôs um efeito teto na magnitude dos efeitos observados, ou seja, para andar de forma segura, à velocidade selecionada, não foi necessário alterar o padrão de movimento. Especula-se que a ausência de alterações significantes não seja indicador de perda ou limitação funcional, somente manutenção das características fisiológicas do movimento.

Os três grupos de estudo não apresentaram diferenças significantes, entre o momento inicial e o final, na distância mínima dos metatarsos ao solo. Winter (1991) refere tratar-se de um indicador de risco de queda já que valores gradativamente inferiores representam maior

probabilidade de tropeção. Já Perry (2010) afirma que esta variável está relacionada a uma flexão plantar excessiva que tem como consequência funcional primária a perda de progressão, determinando um comprimento de passo encurtado e velocidade de marcha reduzida. Refere que, na fase de balanço, a sua consequência imediata é o toque precoce do pé no solo, finalizando prematuramente o ciclo de marcha. Mills, Barrett e Morrison (2008) referem ainda que a fraqueza dos músculos pré-tibiais e dos extensores do joelho são as causas mais relevantes deste comportamento. Era esperado que, após uma intervenção focada no aumento da força desses músculos, as diferenças encontradas se traduzissem em alterações cinemáticas significantes, como as encontradas por Persch et al. (2009). Estes autores verificaram que 12 semanas de treinamento de força com idosas foram suficientes para aumentar significantemente os valores da distância mínima dos metatarsos ao solo ($Z=0,3$u.a. com $p<0,001$), inferindo que na origem das alterações encontradas estão as melhorias da força muscular máxima dos extensores do joelho. No entanto, esses autores não expressam os valores absolutos para que uma análise comparativa pudesse ser conduzida. Os dados obtidos foram transformados em valores de Z tendo como referência valores normativos de jovens do sexo masculino. Os autores basearam-se no trabalho de Mills, Barrett e Morrison (2008) que apontaram 1,5±0,2cm como referência da distância mínima dos metatarsos ao solo de jovens, na fase de balanço. Já Winter (1992) reportou valores de 1,12cm como sendo característicos de idosos saudáveis. Os resultados encontrados mostram valores superiores a qualquer uma dessas referências, sugerindo, uma vez mais, que as participantes do presente estudo não apresentavam limitações funcionais tornando, assim, a margem para mudança menor.

Os resultados encontrados vão ao encontro dos de Weerdesteyn, Nienhuis e Duysens (2008), que verificaram que 10 sessões, em 5 semanas, de treinamento funcional orientado para melhorar a locomoção de idosos não promoveu aumento da distância vertical mínima dos metatarsos em tarefas de transposição de obstáculos. Já Lamoureux et al. (2003) apontaram, após 24 semanas de treinamento de força em idosos, um aumento significante de 8,4% da distância vertical mínima do calcanhar ao obstáculo imposto pelo protocolo experimental. Para que sejam passiveis de comparação, estes resultados devem ser considerados com algumas restrições, pois as estratégias de locomoção sem entraves são diferentes daquelas apresentadas quando da superação de obstáculos (por menor altura que apresentem). Ainda que as diferenças encontradas no presente estudo não tenham sido estatisticamente significantes, verificou-se uma tendência de melhora, quase significante, do GP ($g=1,49$ com $IC_{95}=0,31$ a 2,68), relativamente aos demais. Especula-se que o treinamento de potência, nomeadamente os exercícios de dorsiflexão plantar, tenha proporcionado um ganho funcional na marcha dessas participantes. Por fim, resta

mencionar que no estudo de revisão e meta-análise de Barrett, Mills e Begg (2010) verificou-se que o risco de queda por tropeção é fortemente determinado pela variabilidade deste parâmetro e nem tanto pelo seu valor. Todavia, não foi definida a variabilidade deste parâmetro como objeto de estudo, sendo sugerida a sua inclusão em futuros trabalhos.

A fase de resposta à carga do ciclo de marcha é caracterizada pelo rolamento do calcanhar que, pela rápida aplicação de carga no MMII de apoio (60% do peso corporal aos 2% do ciclo de marcha) e consequente geração de elevado torque flexor plantar, exige uma resposta ativa dos músculos pré-tibiais que desacelera o ritmo da flexão plantar do tornozelo (PERRY, 2010). É razoável assumir que, em função da redução da força muscular advinda do processo de envelhecimento, este conjunto muscular não mais desempenhe plenamente a sua função, gerando um aumento da velocidade angular do tornozelo (aplainamento) logo após o contato inicial. A inclusão da variável “velocidade de aplainamento”, juntamente com a variável “RMS do tibial anterior na fase de aplainamento”, teve como propósito averiguar a resposta do treinamento de força e de potência na capacidade de controle do rolamento do calcanhar. Verificou-se que, apesar de nenhum dos grupos de estudo ter apresentado diferenças estatisticamente significantes, as alterações do GP parecem significativas (δ=-0,76). A restrição na elaboração das ilações determinadas pelas alterações nesta variável é consequência do fato de não se ter encontrado qualquer referência que tenha utilizado este indicador como parâmetro funcional da marcha. Todavia, assumindo que o propósito primordial da fase de resposta à carga é o controlo de movimento e desaceleração controlada da flexão plantar, os dados sugerem que houve uma melhora significativa do GP nessa função.

Relativamente à variável “pico de velocidade horizontal do calcanhar na fase de balanço”, verificou-se que o período de intervenção propiciou uma diminuição significante do seu valor no GP. Diversos estudos mostraram que idosos, quando comparados com jovens, exibem uma maior velocidade horizontal do calcanhar imediatamente antes do contato inicial (KRESSIG et al., 2004; LOCKHART, WOLDSTAD e SMITH, 2003; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; WINTER et al., 1990). Lockhart, Woldstad e Smith (2003) afirmaram que há uma aumento gradual da velocidade horizontal do calcanhar durante o ciclo de marcha, alcançando o pico na fase de balanço terminal onde, imediatamente antes do contato inicial, deverá haver uma abrupta queda dessa velocidade a valores perto de zero. Os mesmos autores, num estudo posterior (LOCKHART, SMITH e WOLDSTAD, 2005), apontaram a associação desta característica com um potencial risco de queda, determinado também pelo coeficiente de fricção entre o calcanhar e o solo. Mostraram que, quando este é baixo, a velocidade horizontal do calcanhar depois do contato é fortemente determinada pela

velocidade pico de antes do contato, sendo a progressão do escorregão inversamente proporcional à força de MMII (r=-0,57).

A alteração significativa (g=-1,18) deste parâmetro no GP sugere uma mudança positiva do protocolo de treinamento de potência. Todavia, apesar da maioria dos autores referirem uma relação independente entre velocidade horizontal do calcanhar e a velocidade de marcha (LOCKHART, WOLDSTAD e SMITH, 2003; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; WINTER et al., 1990), Kressig et al. (2004) mostraram uma dependência entre estes parâmetros. Embora seja razoável assumir que parte da variância apresentada possa ser explicada pelo efeito da redução da velocidade de marcha deste grupo, a falta de significância estatística da diferença da velocidade da avaliação inicial para a final sugere que a maior parte da variância apresentada pela variável “velocidade horizontal pico do calcanhar” possa ser explicada pelos efeitos do treinamento. Assim, apesar da ausência de uma análise discriminatória que discernisse os efeitos da co-variável velocidade dos efeitos do treinamento, acredita-se que o treinamento de potência teve uma influência significativa nesta variável, aumentando o controle do movimento e diminuindo o risco de queda das participantes deste grupo. Naquele que parece ser o único trabalho que mostrou o efeito do exercício físico neste parâmetro da marcha de idosos, Kim e Lockhart (2010) verificaram que 8 semanas de treinamento de força foram suficientes para promover uma diminuição significante (p=0,004) da velocidade horizontal do calcanhar. Os autores concluíram que a diminuição da velocidade horizontal do calcanhar resulta em valores inferiores da componente horizontal da força de reação do solo, reduzindo o risco de queda por escorregão.

Lockhart e Kim (2006) referem que a velocidade horizontal do calcanhar após o contato com o solo é determinada pela aceleração horizontal do calcanhar no balaço terminal podendo ser, portanto, utilizado como um indicador do risco de queda. Beschorner e Cham (2008) verificaram uma correlação moderada (r=-0,48 com p<0,05) entre a aceleração horizontal e a velocidade de marcha de indivíduos idosos. Os autores sugerem que uma maior velocidade horizontal do calcanhar, consequente do aumento da velocidade de marcha, seja compensada por uma maior frenagem. No presente trabalho, o parâmetro selecionado para averiguar mudança na estratégia de desaceleração do segmento inferior foi o valor pico dessa frenagem. Através de análise gráfica verificou-se que o pico negativo de aceleração horizontal do calcanhar ocorria após o pico de velocidade correspondendo, portanto, à capacidade de resposta do aparelho locomotor à velocidade horizontal imposta. Verificou-se que os grupos experimentais apresentaram valores do pico de frenagem significantemente inferiores após o período de intervenção, ou seja, valores superiores de aceleração horizontal. Parece não haver referência que aponte a relação entre a velocidade pico

horizontal do calcanhar e a desaceleração pico consequente. No entanto, sabendo que o pico de frenagem ocorre após o pico de velocidade, será razoável assumir que, numa marcha segura, são parâmetros relacionados. Essa dedução pode ser inferida analisando-se os tamanhos de efeito da velocidade e aceleração do calcanhar. Assim, verificou-se que o GC e GP apresentaram, nas variáveis “velocidade” e “aceleração do calcanhar”, tamanhos de efeito semelhantes (g=-0,54 e g=-0,56 do GC e g=-1,18 e g=-1,35 do GP, da velocidade a aceleração do calcanhar, respectivamente). Será, portanto, razoável interpretar os efeitos da menor desaceleração do calcanhar como dependentes da velocidade, ou seja, os grupos andaram mais rápido e, consequentemente, apresentaram uma menor desaceleração de calcanhar. Já analisando a relação entre a velocidade e aceleração pico do calcanhar do GF se infere que grande parte das diferenças observadas no pico de frenagem não são atribuídas às alterações na velocidade (os tamanhos de efeito da velocidade e aceleração do calcanhar são g=-0,58 e g=-1,27, respectivamente). Acredita-se que o GF tenha desenvolvido estratégias de atenuação progressiva da velocidade horizontal do calcanhar que não a abrupta desaceleração do segmento. Especula-se tratar-se de uma modificação no sentido de uma marcha mais segura e com menor risco de queda. No entanto, a falta de atenção dada a este parâmetro no estudo dos efeitos do exercício físico na locomoção de idosos não permitiu corroborar estes resultados, ou mesmo as inferência propostas.

Relativamente aos parâmetros de variabilidade estudados (coeficiente de variação da velocidade, do comprimento e do tempo do ciclo de marcha), a análise inferencial não detectou diferenças significantes de momento, em qualquer dos grupos. O trabalho de meta-análise proposto por Hamacher et al. (2011) que teve como propósito identificar as variáveis biomecânicas de estabilidade da locomoção de idosos verificou que a instabilidade na marcha, medida pela variabilidade dos parâmetros biomecânicos, é um importante fator de risco de queda. Mbourou, Lajoie e Teasdale (2003) constataram que idosos caidores, quando comparados com não-caidores e jovens, apresentavam um coeficiente de variação (CV) de comprimento de marcha significativamente superior (21,5%, 3,1% e 3,2%, respectivamente). Em contraste com os valores obtidos na avaliação inicial do presente estudo (2,5% do GC, 2,4% do GF e 3,1% do GP), é possível afirmar que as participantes não apresentavam uma variabilidade indicadora de instabilidade ou insegurança. Entretanto, Hollman et al. (2010) apontam um CV de velocidade de marcha de idosos saudáveis de 4% e Paterson, Lythgo e Hill (2009), ao compararem a variabilidade de parâmetros cinemáticos, verificaram que jovens e idosos saudáveis apresentam valores idênticos. Obtiveram, respectivamente, 3,2% e 2,9% de CV da velocidade de marcha e 1,8% e 2,3% de CV do tempo do ciclo de marcha. Quando comparados com os valores iniciais obtidos no presente estudo parece não haver diferenças significativas. Da mesma forma, parece que as

alterações encontradas da avaliação inicial para a final não são significativas. Sugere-se que a sua boa condição física, patente num padrão de movimento seguro e estável, limitou de certa forma os efeitos que o treinamento poderia proporcionar caso se tratassem de idosas com maior variabilidade de movimento.

Em resposta à segunda questão colocada para nortear a presente discussão (b), verificou-se que após 12 semanas de intervenção, a única alteração apresentada pelo GC (angulação do quadril no contato inicial) não parece ter uma explicação além da variabilidade fisiológica do movimento humano. Já os grupos experimentais, nomeadamente o GP, parecem ter alterado elementos de controle de movimento (velocidade e aceleração horizontal do calcanhar e velocidade de aplainamento, no contato inicial) que sugerem uma melhora funcional consistente com um padrão de marcha mais seguro. Não existem evidências claras favorecendo qualquer protocolo de treinamento e, uma vez mais, as inferências propostas deverão ser consideradas à luz da escassez de referências bibliográficas com aporte teórico nos parâmetros selecionados.

6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA

As variáveis eletromiográficas selecionadas tiveram como propósito auxiliar na explicação das alterações cinemáticas encontradas, bem como apontar mudanças de estratégia, propiciadas pelo treinamento, na forma como as participantes se locomovem. Verificou-se que não houve diferenças significantes na pré-atividade do músculo vasto lateral (VL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), na atividade eletromiográfica do TA na fase de aplainamento do pé, do GL na fase propulsiva e do BF na fase de balanço. Igualmente, não houve alteração significante do índice de co-ativação RF/BF ou no TA/GL nos três grupos, porém, na co-ativação de VL/BF o GF apresentou uma diminuição significante. Nos parâmetros de variabilidade selecionados, não foram detectadas alterações significantes, em qualquer dos grupos, no músculo BF. Já o GC apresentou uma diminuição significante do coeficiente de variação (CV) dos músculos extensores do joelho (VL e RF), o GF e o GP uma redução significante no CV do TA e o GP uma redução significante do CV do GL. Por fim, a análise inferencial identificou uma maior e significante atividade eletromiográfica do TA na fase de apoio médio do GF e do GP, uma maior atividade, dos três grupos, do GL na fase de apoio médio, uma menor atividade do GL, na fase de balanço inicial, do GC e do GP e uma menor atividade do GL, na fase de balanço médio, do GF.

A atividade muscular antecipatória reflete a capacidade do sistema muscular prever distúrbios posturais, auxiliando na proteção do aparelho locomotor. Henriksson e Hirschfeld (2005) verificaram que, na tarefa de iniciação de marcha, idosos, quando comparados com jovens, apresentam menor atividade muscular antecipatória nos músculos TA e GL. Os autores sugerem que essa redução de atividade preparatória dos músculos do tornozelo possa estar relacionada com uma estratégia de movimento de flexão de quadril, ou seja, com uma estratégia de compensação de equilíbrio pela flexão do quadril, no início da marcha, que inibe a pré-atividade muscular dos músculos TA e GL. Acredita-se, no entanto, que este achado não ajude a explicar o que ocorreu nos resultados do presente estudo: apesar da ausência de significância estatística, o GF apresentou reduções significativas da atividade muscular antecipatória de TA e GL (δ=-0,44 e δ=-0,61, respectivamente). Já Hortobágyi e DeVita (2000) verificaram que idosos, quando comparados com jovens, apresentaram maior atividade de VL, BF, TA e GL 200ms antes do contato do pé com o solo, numa tarefa de descida de escadas. A correlação positiva encontrada entre este fato e a rigidez dos membros inferiores, medida pelo índice de co-ativação muscular, fez com que os autores sugerissem que a elevada atividade antecipatória fosse resposta da demanda, quase máxima, imposta ao aparelho locomotor pela tarefa. Referem que as alterações na estratégia de antecipação muscular, impostas pelo envelhecimento, são, portanto, precursoras da rigidez dos seus membros inferiores. Neste sentido, a redução significativa da pré-atividade de TA, GL e RF (δ=-0,5), do GF, sugere que o protocolo de treinamento de força aumentou a competência destas participantes à tarefa imposta, isto é, a demanda muscular imposta por esta tarefa de locomoção foi reduzida. Embora os dados disponíveis não permitam inferir mais do que especulações, parece razoável aceitar que o aumento da força máxima e o aumento da flexibilidade de membros inferiores, proporcionado pela intervenção, tenham contribuído de forma decisiva para a diminuição da demanda imposta pela marcha e, assim, para a melhora da sua eficiência.

Depois de averiguar ausência de diferenças, nos três grupos de estudo, da velocidade de aplainamento do pé logo após o contato inicial, era esperado que a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo responsável por essa desaceleração (TA) não apresentasse, igualmente, alterações significantes. De fato, verificou-se que nenhum dos grupos apresentou alteração na atividade eletromiográfica do TA na fase de aplainamento. Pôde-se observar, igualmente, que a diminuição significativa da velocidade de aplainamento do GP (δ=-0,76) não foi justificada pelo aumento da atividade muscular do TA (δ=-0,02). Perry (2010) afirma que o controle na fase de aplainamento é conduzido pela tríade muscular dorsiflexora composta pelos músculos TA, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux. Pode-se argumentar que o aumento do controle da velocidade foi proporcionado por

esses dois músculos não-monitorizados. No entanto, não surgiu uma explicação coerente para o fato do GP ter apresentado uma tendência significativa de um maior controle da velocidade de aplainamento, sendo que os dois grupos experimentais executaram a fase excêntrica dos exercícios à mesma velocidade e que o GF os executou com um volume de treino francamente superior.

O mais importante impulso de energia gerado pelo GL corresponde à etapa propulsora da marcha (*push-off*), na fase de apoio terminal (WINTER, 1991). Neste momento, juntamente com os músculos gastrocnêmio medial e sóleo, o GL deverá produzir força suficiente para alavancar o membro inferior de apoio para a frente. Perry (2010), entretanto, menciona que a função primordial dos músculos flexores plantares é estabilizar o tornozelo, permitindo que o pé e tíbia avancem, tendo o antepé como fulcro. Depois de verificada a ausência de diferenças significantes na variável cinemática "angulação pico do tornozelo no momento propulsivo" era esperado que não se apresentassem diferenças nesta variável eletromiográfica. Apesar de nenhum dos grupos apontar diferenças significantes, parece que a redução apresentada pelo GP (δ=-0,55) é significativa. Poderá especular-se que esta redução seja consequência da redução da velocidade da sua marcha. Acredita-se que a redução da velocidade da marcha do GP (g=-1,18) possa ter condicionado a redução da ativação muscular do GL na fase propulsiva, ou seja, uma menor velocidade exige menor desenvolvimento de força para a progressão e impõe menos problemas de controle de estabilização de tornozelo necessitando, consequentemente, de uma menor ativação dos músculos responsáveis por estas tarefas.

O potencial risco de queda induzido por escorregamento está relacionado com a velocidade horizontal do calcanhar nos momentos que antecedem o contato inicial e com a ativação apropriada da musculatura flexora do joelho na geração de ações excêntricas que desacelerem o movimento (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991). De fato, Beschorner e Cham (2008) apontaram uma forte correlação (r=-0,87) entre torque flexor de joelho e a desaceleração horizontal do calcanhar referindo, portanto, que a frenagem do calcanhar é majoritariamente explicada (76%) pelos músculos flexores do joelho. Lockhart e Kim (2006) referem que, apesar de não terem verificado diferenças na velocidade horizontal do calcanhar nessa fase, idosos, quando comparados com jovens, apresentam menor atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso. Verificaram que, mesmo quando a velocidade de marcha é assumida como co-variável, esse comportamento mantém-se, sendo que somente 22% da variação da ativação deste músculo é explicada pela velocidade de marcha (R^2=0,22).

No presente estudo, uma significante diminuição da velocidade horizontal do calcanhar (do GP) e aumento da sua aceleração (do GF e do GP) não implicaram num aumento da magnitude de ativação de BF. Já Kim e Lockhart (2010) referiram uma redução da velocidade horizontal do calcanhar, no contato inicial, da marcha de idosos após 8 semanas de treinamento de força. Sem ter procedido a uma análise eletromiográfica, atribuíram as melhoras verificadas na musculatura flexora do joelho às alterações cinemáticas obtidas. Porém, Lockhart e Kim (2006) verificaram que a ativação dos músculos isquiotibiais não é o fator determinante da velocidade e aceleração horizontal do calcanhar no contato inicial, especulando sobre o papel do músculo reto femoral nessa tarefa de controle. Mencionam que o fato do músculo RF estar ativo imediatamente antes do contato inicial constitui, juntamente com os músculos isquiotibiais, uma co-ativação muscular primordial na desaceleração do segmento. Desta forma, sugere-se que alterações cinemáticas induzidas pela intervenção, consideradas como adaptações funcionais da marcha de idosas, são consequência da alteração do seu sistema neuromuscular. Estas alterações, por sua vez, não puderam ser pontuadas pois acredita-se que, sendo multifatoriais, apresentam-se distribuídas. Assim, as diferenças cinemáticas encontradas podem ser o resultado de uma maior ativação dos músculos semitendinoso, semimembranoso, RF ou outro que não tenha sido monitorado mas que, em conjunto, atuem para gerar as alterações cinemáticas encontradas.

Relativamente aos índices de co-ativação selecionados, verificou-se que o GF foi o único grupo a apresentar uma redução significante na co-contração VL/BF. Barry e Carson (2004) referem que a diminuição do impulso neural, a falta de coordenação entre a musculatura agonista e sinergista e o aumento da co-ativação agonista/antagonista são, das principais consequências neuromusculares do envelhecimento, as eficazmente reversíveis com o treinamento de força. Assim, mencionam que o treinamento de força com idosos permite aumentar o impulso neural para a musculatura agonista, resultando num maior recrutamento de unidade motoras, bem como maior frequência de disparo, numa melhor coordenação entre a musculatura agonista e sinergista e numa diminuída co-ativação agonista/antagonista. De fato, após 12 semanas de treinamento de força ou de potência foi possível observar uma redução significativa da co-ativação de VL/BF (g=-1,18 para o GF e g=-0,95 para o GP).

Segundo Macalus et al. (2002) a co-ativação muscular de idosos é a causa da sua capacidade reduzida para desenvolver torque muscular na tarefa de extensão de joelhos, constituindo uma importante limitação funcional. Pereira e Gonçalves (2011) verificaram que este comportamento influencia a capacidade de produção de força de idosas, sugerindo que possa aumentar o risco de queda. Já Hortobágyi e DeVita (2000) afirmam que o aumento da

co-ativação muscular constitui uma estratégia de estabilização que, pelo aumento da rigidez articular, possibilita reduzir distúrbios cinemáticos derivados de forças desestabilizadores (internas ou externas). Da mesma forma, Seidler-Dobrin, He e Stelmach (1998) referem que esta co-ativação compõe uma estratégia para reduzir a variabilidade de movimento, estabilizando eficazmente a articulação subjacente. Mencionam, todavia, que esta estabilização é obtida travando a articulação, o que resulta num maior dispêndio energético e na limitação da capacidade para acelerar rapidamente a estrutura articular. Hakkinen et al. (1998) verificaram que 6 meses de treinamento de força em idosas de 67±3 anos de idade foram suficientes para diminuir a ativação da musculatura antagonista. Os autores sugerem que esta diminuição da co-ativação ocorra por conta das melhoras na estabilidade de produção de força pelas unidade motoras. Referem que, desta forma, existe uma menor necessidade da co-ativação para estabilizar a articulação. Assim, as alterações encontradas nos grupos experimentais sugerem que 12 semanas de treinamento de força ou potência foram suficientes para diminuir a rigidez articular do joelho durante o ciclo de marcha, bem como o seu gasto energético. Acredita-se que estas modificações tenham conduzido as participantes a uma marcha mais segura e econômica.

Em relação ao índice de co-ativação de RF/BF, o GF parece ter sido o único a apresentar diferenças significativas (g=-0,85), apesar da ausência de significância estatística. As diferenças encontradas entre os grupos experimentais sugerem que o regime de treinamento com maior volume (treinamento de força) tenha sido mais apropriado para a redução da co-ativação da musculatura do joelho. Já o índice de co-ativação da musculatura do tornozelo (TA/GL) revelou uma redução moderada do GF (g=-0,52) e um aumento significativo do GP (g=1,21). Pode-se especular que a maior diminuição da co-ativação dos músculos do joelho, quando comparada com a diminuição dos músculos do tornozelo, seja consequência de um maior volume de treino. De fato, os músculos quadríceps e isquiotibiais, quando comparados com os gastrocnêmios e dorsiflexores do tornozelo, foram submetidos a um volume de treino superior (um número maior de exercícios, bem como uma carga de treino superior). Já para o inesperado aumento, quase significante, da co-ativação TA/GL do GP (g=1,21 com IC_{95}=0,07 a 2,35), pela falta de suporte teórico, não foi possível elaborar uma justificativa razoável. Especula-se, contudo, que possa ter sido a redução da velocidade de marcha a impor um maior controle de tornozelo na fase de apoio, obtida pelo aumento da co-ativação TA/GL.

Christou (2011), em sua revisão de literatura, refere que idosos, quando comparados com jovens, exibem uma maior variabilidade na execução de contrações musculares voluntárias. Esta parece estar associada à ativação alterada dos músculos envolvidos no movimento. Acredita-se que sejam as mudanças estruturais e neurais que ocorrem com o

envelhecimento, tanto em centros de controle mais elevados (como a morte de neurônios corticais) quanto da medula espinhal (como a reorganização das unidades motoras), que estejam na origem desse comportamento. Essa maior variabilidade de disparo das unidades motoras traduz-se no controle deficiente da força muscular. O autor aponta que, em contrações de baixa intensidade como em tarefas do cotidiano, pelo aumento do ruído na ativação das unidades motoras, esse comportamento aparece exacerbado. Contrapondo esta opinião, Winter (1991) refere que idosos saudáveis, quando comparados com jovens, apresentam menor variabilidade eletromiográfica, associando-a à perda de flexibilidade e aumento de consistência do seu movimento. Menciona que, durante marcha, idosos apresentam um coeficiente de variação de vasto medial (29%), RF (35%), BF (31%), TA (33%) e gastrocnêmio medial (31%) superior ao de jovens (36%, 42%, 41%, 35% e 31%, respectivamente). De fato, os valores obtidos na avaliação inicial do presente estudo parecem corroborar esses dados, sugerindo tratar-se de um perfil de movimento de idosas saudáveis.

A plasticidade de estruturas cerebrais de idosos sugere que o treinamento físico possa prover a estimulação adequada para o desenvolvimento de estratégias alternativas no sentido de minimizar as alterações estruturais impostas pela idade (CHRISTOU, 2011). Contudo, não se conhecem os efeitos do treinamento de força em indicadores eletromiográficos de variabilidade, em indivíduos idosos. Os resultados obtidos mostram uma redução significante da variabilidade do sinal eletromiográfico dos músculos TA e GL, pelos grupos experimentais e uma redução significante dos músculos VL e RF, pelo GC. Segundo Gabriel (2002), estas reduções de variabilidade deveriam ter sido seguidas da redução da variabilidade dos parâmetros cinemáticos, o que não se verificou. Este autor mostrou a existência de uma relação entre a variabilidade cinemática e eletromiográfica após 4 sessões de prática de uma tarefa de flexão de cotovelo. Verificou que a redução da variabilidade cinemática, medida pelo erro relativamente à meta imposta, foi acompanhada pela redução da variabilidade eletromiográfica do músculo estabilizador do movimento (tríceps braquial), sem alterações na variabilidade do agonista (bíceps braquial). O autor sugere que a redução dessa variabilidade é consequência do maior controle motor proporcionado pela prática.

A ausência de diferenças significativas na redução da variabilidade dos parâmetros cinemáticos selecionados sugere outra justificativa. Kang e Dingwell (2009) verificaram que a variabilidade dos padrões eletromiográficos na marcha de idosos fisicamente ativos aumenta com a velocidade. Porém, os autores só identificaram diferenças significantes de variabilidade entre as velocidades auto-selecionadas multiplicadas por 0,8 e por 1,2. Supõe-se que as reduções de velocidade de marcha verificadas no presente estudo tenham

influenciado a variabilidade eletromiográfica, contudo, tendo o trabalho de Kang e Dingwell (2009) como suporte, como não houve nenhuma redução de velocidade abaixo de 20%, acredita-se que essa não seja a única causa.

Kang e Dingwell (2009) verificaram que a variabilidade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio medial não variou com a velocidade. Os autores sugeriram que, por se tratar de um músculo flexor plantar responsável por adicionar energia mecânica ao sistema, a sua ativação é gerida cautelosamente, independentemente da velocidade de marcha. De fato, Winter e Yack (1987) referem que os padrões eletromiográficos mais variáveis são encontrados em músculos proximais, em contraste com os distais. Sugerem que, enquanto que a musculatura proximal (quadríceps e isquiotibiais) desempenha, primordialmente, mais de uma tarefa (suporte e equilíbrio do corpo), a distal (sóleo, gastrocnêmios e tibial anterior) é solicitada, primordialmente, para cumprir funções de suporte. Desta forma, pode especular-se que a redução da variabilidade eletromiográfica do GL, apresentada pelo GP, seja efeito do protocolo de treinamento e tenha possibilitado um aumento do controle deste músculo nas tarefas da marcha a este correlatas.

À luz do referencial teórico atualmente disponível, as diferenças encontradas no VL, RF, BF e TA, nomeadamente as do GC, parecem estar relacionadas à redução da velocidade de marcha apresentada entre avaliações. A utilização da velocidade de marcha auto-selecionada gerou um fator de variabilidade, que embora se suponha restrito, não foi quantificado. O fato dos valores de variabilidade eletromiográfica na avaliação final, dos três grupos do estudo, rondarem os 20% sugere que as participantes do estudo não apresentavam alterações fisiológicas ou funcionais na capacidade de controle e geração de força muscular.

Utilizando uma metodologia semelhante à do estudo de Schmitz et al. (2009), pretendeu-se calcular as diferenças impostas pelo período de treinamento na intensidade da ativação muscular nas diferentes fase do ciclo de marcha. Poderia supor-se que o delineamento das fases da marcha estabelecidas por parâmetros temporais não fosse preciso, contudo, tendo-se verificado a distribuição temporal preconizada para as etapas de apoio e balanço do ciclo de marcha (60% e 40%, respectivamente) em todos os grupos do estudo, acredita-se que estas fases estejam fielmente retratadas.

Verificou-se que, após o período de treinamento, os três grupos de estudo não apresentaram alterações significativas no padrão de acionamento dos músculos VL, RF e BF. Esse padrão foi consistente com os resultados apresentados por Schmitz et al. (2009), referente a idosos saudáveis. Relativamente ao músculo TA, verificou-se que os grupos experimentais, na fase de apoio médio, apresentaram um aumento significante da amplitude

de ativação muscular, sendo que o aumento do GP parece ter sido consideravelmente maior do que o do GF (g=2,46 e g=0,94, respectivamente). A fase de apoio médio, caracterizada pelo primeiro arco de dorsiflexão do tornozelo, é onde o rolamento do tornozelo ocorre para que haja progressão (PERRY, 2010). Winter (1991) refere que, após o aplainamento do pé, o TA tem um papel auxiliador na progressão da perna sobre o pé. Acredita-se que o aumento da ativação do TA nesta fase seja, primordialmente, efeito da intervenção. Assim, parece que os protocolos de treinamento conferiram alterações relevantes na dinâmica da marcha de idosas, sendo que as alterações proporcionadas pelo treinamento de potência parecem ser superiores.

Já relativamente ao músculo GL, verificou-se que todos os grupos apresentaram um aumento significativo da amplitude de ativação na fase de apoio médio e uma redução da ativação na fase de balanço inicial. Igualmente se verificou que os grupos experimentais apresentaram uma redução significativa da amplitude de ativação do GL na fase de balanço médio. A função do tríceps sural na fase de apoio médio do ciclo de marcha prende-se com a estabilização do membro de apoio e com o auxílio no rolamento do tornozelo na progressão (PERRY, 2010). Winter (1991) menciona que os músculos gastrocnêmios, por sua função biarticular, impõem uma situação de insuficiência passiva ao nível do joelho, ou seja, o alongamento contínuo iniciado nesta fase da marcha determina uma flexão de joelho. Idosos, quando comparados com jovens, apresentam esta flexão de joelho aumentada, sendo descrita como uma estratégia de adaptação da sua marcha (MONACO et al., 2009). Esta estratégia consiste em aumentar os esforços dos músculos proximais (quadríceps e isquiotibiais) em detrimento dos distais (tríceps sural). Assim, o aumento da ativação do GL, na fase de apoio médio, sugere uma melhora na distribuição das forças geradas para conseguir manter a progressão. No entanto, as alterações cinemáticas de flexão de joelho provocadas por esse aumento de ativação de GL não foram monitoradas, inviabilizando qualquer dedução acerca de uma mudança na estratégia de movimento.

Relativamente às reduções de ativação do GL encontradas nas fases de balanço inicial e balanço médio, acredita-se que não tenham relevância funcional, já que a ação dos músculos do tríceps sural, nesta fase, deveria ser mínima (WINTER, 1991).

Embora não tenha sido objetivo deste estudo identificar a origem das alterações eletromiográficas apresentadas, conhecer os efeitos neuromusculares do treinamento de força ajuda a diagnosticá-las. Reeves, Narici e Maganaris (2006) referem que apesar dos procedimentos eletromiográficos de superfície não permitirem identificar a causa das mudanças observadas na amplitude deste sinal biológico (RMS), espera-se que o treinamento de força promova um aumento do recrutamento do número de unidades

motoras, da sua frequência de disparo e da sua sincronização. Desta forma, sugere-se que as alterações observadas na intensidade do sinal eletromiográfico, dos grupos experimentais, sejam consequência dos protocolos de treinamento de força e de potência propostos.

Em resposta à terceira questão colocada para nortear a presente discussão (c), verificou-se que o GC apresentou somente reduções significantes no coeficiente de variação dos músculos VL e RF, que parecem estar ligadas à adoção de uma menor velocidade de marcha. Esta justificativa foi também usada para explicar a redução da variabilidade do sinal eletromiográfico do TA encontrada nos grupos experimentais. Já a redução da variabilidade do GL parece ter sido consequência do treinamento. Verificou-se, igualmente, que estes grupos apresentaram, na fase de apoio médio da marcha, um aumento da amplitude do sinal eletromiográfico do TA, que foi atribuído ao efeito da intervenção e parece contribuir para o rolamento do tornozelo. Por fim, os métodos de treinamento propostos parecem reduzir a co-ativação de VL/BF, tornando a marcha destas idosas menos rígida e mais econômica. Apesar de identificados, os efeitos dos dois protocolos de treinamentos não apresentam diferenças claras, sendo inviável inferir preferências.

6.4 LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS

Os resultados obtidos no presente trabalho são originais e parecem constituir corpo de conhecimento inédito sobre os efeitos do treinamento de força e de potência na locomoção de idosos. Todavia, devem ser interpretados considerando algumas limitações:

- O reduzido tamanho amostral diminuiu o poder estatístico dos testes realizados;
- Não foi possível aleatorizar inteiramente a amostra do estudo;
- Não foi possível averiguar quantitativamente a progressão de carga nos exercícios realizados com bandas elásticas;
- O reduzido tempo de intervenção, a idade jovem e a condição física das participantes podem ter limitado os efeitos do treinamento;
- A utilização do mesmo equipamento de treino para as avaliações de força máxima pode ter camuflado o efeito aprendizagem;
- A seleção da velocidade auto-selecionada para a avaliação biomecânica da marcha pode ter constituído um elemento de variância não-controlado;
- Apesar do referencial anatômico, não foi feita qualquer outra identificação do local dos marcadores da análise cinemática;

- A avaliação cinemática bi-dimensional do plano sagital limitou a quantidade de variáveis de análise, bem como pode ter limitado o entendimento acerca das estratégias de locomoção utilizadas por esta população;
- A ausência do monitoramento das forças externas, bem como internas, geradas durante a marcha das participantes limitou as inferências propostas às informações disponíveis.

7. CONCLUSÕES

O presente trabalho teve como objetivo geral comparar os efeitos de dois protocolos de treinamento de força nas capacidades funcionais e parâmetros biomecânicos da marcha de idosas. Os resultados obtidos, ainda que não tenham apresentado evidências claras acerca do melhor tipo de estímulo, permitem afirmar que tanto o treinamento de força quanto o de potência são eficazes no desenvolvimento da capacidade funcional de idosas e na melhora de alguns parâmetros biomecânicos da sua marcha. Especificamente, verificou-se que os grupos experimentais melhoraram a força e potência de membros inferiores e dos flexores de cotovelo, bem como a flexibilidade de membros inferiores. Após o período de intervenção estes grupos apresentaram uma redução do pico de frenagem e da velocidade horizontal do calcanhar antes do contato inicial, consistente com um padrão de marcha mais seguro. Por fim, constatou-se que os grupos experimentais apresentaram uma redução na co-ativação de VL/BF, consistente com um padrão de marcha menos rígido e mais econômico.

Estes dados sugerem que o treinamento de potência, mesmo realizado com menor volume de treino, é tão eficaz quanto o treinamento de força para promover melhoras funcionais em idosas, constituindo assim uma opção de treinamento viável para esta população.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos Biomecânicos Para a Análise do Movimento Humano**. 2ª ed., São Paulo, EEFEUSP, 1996.

AUVINET, B., et al. Gait abnormalities in elderly fallers. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.11, n.1, p.40-52, 2003.

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.1501-10, 2006.

BARRETT, R.S.; MILLS, P.M.; BEGG, R.K. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. **Gait & Posture**, v.32, n.4, p.429-35, 2010.

BARRY, B.K.; CARSON, R.G. The consequences of resistance training for movement control in older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.59, n.7, p.730-54, 2004.

BEAN, J.F., et al. Increased Velocity Exercise Specific to Task (InVEST) training: a pilot study exploring effects on leg power, balance, and mobility in community-dwelling older women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.52, n.5, p.799-804, 2004.

_____. Increased velocity exercise specific to task training versus the National Institute on Aging's strength training program: changes in limb power and mobility. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.64, n.9, p.983-91, 2009.

BENEKA, A., et al. Resistance training effects on muscular strength of elderly are related to intensity and gender. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.8, n.3, p.274-83, 2005.

BERG, K.O., et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. **Canadian Journal of Public Health**, v.83 Suppl 2, n.S7-11, 1992.

BERG, W.P.; LAPP, B.A. The effect of a practical resistance training intervention on mobility in independent, community-dwelling older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.6, n.1, p.18-35, 1998.

BESCHORNER, K.; CHAM, R. Impact of joint torques on heel acceleration at heel contact, a contributor to slips and falls. **Ergonomics**, v.51, n.12, p.1799-813, 2008.

BINDER, E.F., et al. Peak aerobic power is an important component of physical performance in older women. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.54, n.7, p.M353-6, 1999.

BLANKE, D.J.; HAGEMAN, P.A. Comparison of gait of young men and elderly men. **Physical Therapy**, v.69, n.2, p.144-8, 1989.

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.64-8, 2006.

BRANDON, L.J., et al. Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.8, n.3, p.241-227, 2000.

_____. Resistive training and long-term function in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.12, n.1, p.10-28, 2004.

BRENTANO, M.A., et al. Physiological adaptations to strength and circuit training in postmenopausal women with bone loss. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.22, n.6, p.1816-25, 2008.

BROSS, R.; STORER, T.; BHASIN, S. Aging and Muscle Loss. **Trends in Endocrinology and Metabolism**, v.10, n.5, p.194-198, 1999.

BROWN, M.; SINACORE, D.R.; HOST, H.H. The relationship of strength to function in the older adult. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.50 Spec No, n.55-9, 1995.

BRZYCKI, M. Strength testing-Predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. **Journal of Physical Education, Recreation and Dance**, 68, p.88-90, 1993.

BUCHNER, D.M., et al. The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.52, n.4, p.M218-24, 1997.

BURDEN, A. Surface Electromyography. C. J. Payton e R. M. Bartlett, In: **Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise**, 1st ed., Routledge, 2008. cap., 5, p.77-102.

CADORE, E.L., et al. Effects of strength, endurance, and concurrent training on aerobic power and dynamic neuromuscular economy in elderly men. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.3, p.758-66, 2011.

CALLISAYA, M.L., et al. Sensorimotor factors affecting gait variability in older people--a population-based study. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.65, n.4, p.386-92, 2009.

_____. A population-based study of sensorimotor factors affecting gait in older people. **Age and Ageing**, v.38, n.3, p.290-5, 2009.

_____. Sex modifies the relationship between age and gait: a population-based study of older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.63, n.2, p.165-70, 2008.

CAVANI, A., et al. Effects of a 6-Week Resistance-Training Program on Functional Fitness of Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.10, n.4, p.443-452, 2002.

CESARI, M., et al. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.53, n.10, p.1675-80, 2005.

CHANDLER, J.M., et al. Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.79, n.1, p.24-30, 1998.

CHRISTOU, E.A. Aging and variability of voluntary contractions. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.39, n.2, p.77-84, 2011.

CHU, L.W.; CHIU, A.Y.; CHI, I. Impact of falls on the balance, gait, and activities of daily living functioning in community-dwelling Chinese older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.61, n.4, p.399-404, 2006.

CYARTO, E.V.; MOORHEAD, G.E.; BROWN, W.J. Updating the evidence relating to physical activity intervention studies in older people. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.7, n.1 Suppl, p.30-8, 2004.

DELBAERE, K., et al. Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.64, n.2, p.237-42, 2009.

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of Applied Physiology**, v.88, n.5, p.1804-11, 2000.

DUNCAN, P.W., et al. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of Gerontology**, v.45, n.6, p.M192-7, 1990.

DUNSKY, A.; AYALON, M.; NETZ, Y. Arm-curl field test for older women: is it a measure of arm strength? **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.25, n.1, p.193-7, 2011.

EARLES, D.R.; JUDGE, J.O.; GUNNARSSON, O.T. Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.82, n.7, p.872-8, 2001.

FAHLMAN, M., et al. Combination training and resistance training as effective interventions to improve functioning in elders. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.15, n.2, p.195-205, 2007.

FATOUROS, I.G., et al. Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.20, n.3, p.634-42, 2006.

FELAND, J.B., et al. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Physical Therapy**, v.81, n.5, p.1110-7, 2001.

FIATARONE, M.A., et al. High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. **Journal of the American Medical Association**, v.263, n.22, p.3029-34, 1990.

FIELD, A. **Discovering statistics using SPSS**. 3rd ed., Sage, 2009.

FRIEDMAN, J.H. Gait in the elderly. **Medicine & Health Rhode Island**, v.91, n.5, p.134-5, 2008.

FRONTERA, W.R., et al. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. **Journal of Applied Physiology**, v.88, n.4, p.1321-6, 2000.

GABRIEL, D.A. Changes in kinematic and EMG variability while practicing a maximal performance task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.12, n.5, p.407-12, 2002.

GALVAO, D.A.; TAAFFE, D.R. Resistance exercise dosage in older adults: single- versus multiset effects on physical performance and body composition. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.53, n.12, p.2090-7, 2005.

GREENLUND, L.J.S.; NAIR, K.S. Sarcopenia--consequences, mechanisms, and potential therapies. **Mechanisms of Ageing and Development**, v.124, n.3, p.287-299, 2003.

GROSS, M.M., et al. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. **Gait & Posture**, v.8, n.3, p.175-185, 1998.

HAGEMAN, P.A.; BLANKE, D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**, v.66, n.9, p.1382-7, 1986.

HAHN, M.E.; LEE, H.J.; CHOU, L.S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. **Gait & Posture**, v.22, n.4, p.356-61, 2005.

HAKKINEN, K., et al. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **Journal of Applied Physiology**, v.84, n.4, p.1341-9, 1998.

_____. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.171, n.1, p.51-62, 2001.

HALLIDAY, S.E., et al. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. **Gait & Posture**, v.8, n.1, p.8-14, 1998.

HAMACHER, D., et al. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. **Journal of the Royal Society Interface**, v.8, n.65, p.1682-98, 2011.

HAUSDORFF, J.M., et al. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.78, n.3, p.278-83, 1997.

HAZELL, T.; KENNO, K.; JAKOBI, J. Functional benefit of power training for older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.15, n.3, p.349-59, 2007.

HELBOSTAD, J.L., et al. Altered vision destabilizes gait in older persons. **Gait & Posture**, v.30, n.2, p.233-8, 2009.

HENRIKSSON, M.; HIRSCHFELD, H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. **Gait & Posture**, v.21, n.3, p.289-96, 2005.

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

HENWOOD, T.R.; TAAFFE, D.R. Improved physical performance in older adults undertaking a short-term programme of high-velocity resistance training. **Gerontology**, v.51, n.2, p.108-15, 2005.

_____. Short-term resistance training and the older adult: the effect of varied programmes for the enhancement of muscle strength and functional performance. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.26, n.5, p.305-13, 2006.

HERMAN, T., et al. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a "cautious" gait: why do certain older adults walk fearfully? **Gait & Posture**, v.21, n.2, p.178-85, 2005.

HERMAN, T.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J.M. Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye. **Gerontology**, v.57, n.3, p.203-10, 2011.

HESS, J.A.; WOOLLACOTT, M. Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.28, n.8, p.582-90, 2005.

HIROSE, D., et al. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v.19, n.1, p.57-63, 2004.

HOFFMAN, K. Stature, leg length and stride frequency. **Track Technique**, v.46, n.1463-69, 1971.

HOLLMAN, J.H., et al. Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. **Gait & Posture**, v.32, n.1, p.23-8, 2010.

HOLLMAN, J.H.; MCDADE, E.M.; PETERSEN, R.C. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. **Gait & Posture**, v.34, n.1, p.111-8, 2011.

HORTOBAGYI, T.; DEVITA, P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.2, p.117-26, 2000.

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.178-89, 2003.

HUNTER, G.R.; MCCARTHY, J.P.; BAMMAN, M.M. Effects of resistance training on older adults. **Sports Medicine**, v.34, n.5, p.329-48, 2004.

HURLEY, B.F.; ROTH, S.M. Strength training in the elderly: effects on risk factors for age-related diseases. **Sports Medicine**, v.30, n.4, p.249-68, 2000.

HURVITZ, E.A., et al. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, n.5, p.587-91, 2000.

IBGE. Perfil dos idosos responsáveis pelos Domicílios. **www.ibge.gov.br**, 2002.

IWAMOTO, J., et al. Preventative effect of exercise against falls in the elderly: a randomized controlled trial. **Osteoporosis International**, v.20, n.7, p.1233-40, 2009.

JONES, C.J., et al. Effects of a Resistance Training Program on Leg Strength and Muscular Endurance of Older Women. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.2, n.2, p.182-195, 1994.

JONSSON, E.; SEIGER, A.; HIRSCHFELD, H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.19, n.7, p.688-94, 2004.

KALACHE, A.; VERAS, R.P.; RAMOS, L.R. [The aging of the world population. A new challenge]. v.21, n.3, p.200-10, 1987.

KANEGUSUKU, H., et al. Strength and power training did not modify cardiovascular responses to aerobic exercise in elderly subjects. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.44, n.9, p.864-70, 2011.

KANG, H.G.; DINGWELL, J.B. Dynamics and stability of muscle activations during walking in healthy young and older adults. **Journal of Biomechanics**, v.42, n.14, p.2231-7, 2009.

KARANI, R.; MCLAUGHLIN, M.A.; CASSEL, C.K. Exercise in the healthy older adult. **American Journal of Geriatric Cardiology**, v.10, n.5, p.269-73, 2001.

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.

_____. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.79, n.3, p.317-22, 1998.

KERVIO, G.; CARRE, F.; VILLE, N.S. Reliability and intensity of the six-minute walk test in healthy elderly subjects. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.35, n.1, p.169-74, 2003.

KIM, S.; LOCKHART, T. Effects of 8 weeks of balance or weight training for the independently living elderly on the outcomes of induced slips. **International Journal of Rehabilitation Research**, v.33, n.1, p.49-55, 2010.

KIMURA, T., et al. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. **Anthropological Science**, v.115, n.1, p.67-72, 2007.

KNUTTGEN, H.G. Strength training and aerobic exercise: comparison and contrast. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.21, n.3, p.973-8, 2007.

KRESSIG, R.W., et al. Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. **Gait & Posture**, v.20, n.1, p.30-5, 2004.

KUO, A.D. Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.124, n.1, p.113-20, 2002.

KURUGANTI, U., et al. Strength and muscle coactivation in older adults after lower limb strength training. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v.36, n.9, p.761-766, 2006.

KURZ, M.J.; STERGIOU, N. Original investigation correlated joint fluctuations can influence the selection of steady state gait patterns in the elderly. **Gait & Posture**, v.24, n.4, p.435-40, 2006.

LAMOUREUX, E.L., et al. The Effects of Progressive Resistance Training on Obstructed-Gait Tasks in Community-Living Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.11, n.1, p.98-110, 2003.

LEE, L.W.; KERRIGAN, D.C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.78, n.3, p.242-6, 1999.

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.

LOCKHART, T.E.; SMITH, J.L.; WOLDSTAD, J.C. Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. **Human Factors**, v.47, n.4, p.708-29, 2005.

LOCKHART, T.E.; WOLDSTAD, J.C.; SMITH, J.L. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. **Ergonomics**, v.46, n.12, p.1136-60, 2003.

LORD, S.R., et al. The effect of exercise on gait patterns in older women: a randomized controlled trial. v.51, n.2, p.M64-70, 1996.

MACALUSO, A., et al. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. **Muscle Nerve**, v.25, n.6, p.858-63, 2002.

MARSH, A.P., et al. Lower Extremity Muscle Function After Strength or Power Training in Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, n.4, p.416-443, 2009.

MASHIMO, A.M.; CAROMANO, F.A. A marcha em idosos saudáveis. **Arquivos de Ciências da Saúde da UNIPAR**, v.6, n.2, p.117-121, 2002.

MAZO, G.Z., et al. Validade concorrente e reprodutibilidade: teste-reteste do Questionário de Baecke modificado para idosos. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.6, n.1, p.5-11, 1998.

MBOUROU, G.A.; LAJOIE, Y.; TEASDALE, N. Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. **Gerontology**, v.49, n.1, p.21-6, 2003.

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.102-8, 2003.

MCGIBBON, C.A.; KREBS, D.E. Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait. **Journal of Neurophysiology**, v.85, n.5, p.1923-31, 2001.

MIAN, O.S., et al. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. v.186, n.2, p.127-39, 2006.

MICKELBOROUGH, J., et al. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. **Gait & Posture**, v.19, n.1, p.50-7, 2004.

MILLS, P.M.; BARRETT, R.S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Human Movement Science**, v.20, n.4-5, p.427-46, 2001.

MILLS, P.M.; BARRETT, R.S.; MORRISON, S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. **Gait & Posture**, v.28, n.1, p.101-7, 2008.

MISZKO, T.A., et al. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.58, n.2, p.171-5, 2003.

MIYAMOTO, S.T., et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.37, n.9, p.1411-21, 2004.

MONACO, V., et al. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.24, n.6, p.493-8, 2009.

MURPHY, M.A., et al. Screening for Falls in Community-Dwelling Elderly. **Journal of Aging and Physical Activity**, 11, p.64-78, 2003.

NARICI, M.V., et al. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. v.59, n.4, p.310-9, 1989.

NIGG, B.M.; SKLERYK, B.N. Gait characteristics of the elderly. **Clinical Biomechanics**, v.3, n.2, p.79-87, 1988.

O'NEILL, D.E.T., et al. Effects of Short-Term Resistance Training on Muscle Strength and Morphology in the Elderly. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.8, n.4, p.312-324, 2000.

OLSON, S.L.; CHEN, S.S.; WANG, C.Y. Effect of a home exercise program on dynamic balance in elderly with a history of falls. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.19, n.4, p.291-305, 2011.

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

OSTROSKY, K.M., et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Physical Therapy**, v.74, n.7, p.637-646, 1994.

PARK, H., et al. Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in community-dwelling elderly women. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, v.26, n.3, p.254-9, 2008.

PATERSON, K.L.; LYTHGO, N.D.; HILL, K.D. Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. **Age and Ageing**, 2009.

PEREIRA, M.P.; GONCALVES, M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.52, n.3, p.317-21, 2011.

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 2nd ed., Slack, 2010.

PERSCH, L.N., et al. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.24, n.10, p.819-25, 2009.

PHILLIPS, W.; HAZELDENE, R. Strength and muscle mass changes in elderly men following maximal isokinetic training. **Gerontology**, v.42, n.2, p.114-20, 1996.

PORTER, M.M. The effects of strength training on sarcopenia. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v.26, n.1, p.123-41, 2001.

_____. Power training for older adults. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.31, n.2, p.87-94, 2006.

PRINCE, F., et al. Gait in the elderly. **Gait & Posture**, v.5, n.2, p.128-135, 1997.

QUACH, L., et al. The nonlinear relationship between gait speed and falls: the Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.59, n.6, p.1069-73, 2011.

RAMSBOTTOM, R., et al. The effect of 6 months training on leg power, balance, and functional mobility of independently living adults over 70 years old. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.12, n.4, p.497-510, 2004.

REEVES, N.D.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. Musculoskeletal adaptations to resistance training in old age. **Manual Therapy**, v.11, n.3, p.192-6, 2006.

RICHARDSON, J.K., et al. The influence of initial bipedal stance width on the clinical measurement of unipedal balance time. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v.2, n.4, p.254-8, 2010.

RIKLI, R.E.; JONES, C.J. Functional Fitness normative scores for community-residing older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, 7, p.162-181, 1999.

ROMERO, S., et al. Minimum detectable change of the berg balance scale and dynamic gait index in older persons at risk for falling. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v.34, n.3, p.131-7, 2011.

RONSKY, J.L.; NIGG, B.M.; FISHER, V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v.10, n.1, p.41-49, 1995.

ROSA, T.E.C., et al. Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Revista de Saúde Pública**, v.37, n.1, p.40-8, 2003.

SADEGHI, H., et al. Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.83, n.2, p.112-23, 2004.

_____. Knee flexors/extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). **Knee**, v.9, n.1, p.55-63, 2002.

SAYERS, S.P. High-speed power training: a novel approach to resistance training in older men and women. A brief review and pilot study. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v.21, n.2, p.518-26, 2007.

SCARBOROUGH, D.M.; KREBS, D.E.; HARRIS, B.A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait & Posture**, v.10, n.1, p.10-20, 1999.

SCHLICHT, J.; CAMAIONE, D.N.; OWEN, S.V. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.56, n.5, p.M281-6, 2001.

SCHMITZ, A., et al. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.6, p.1085-91, 2009.

SEIDLER-DOBRIN, R.D.; HE, J.; STELMACH, G.E. Coactivation to reduce variability in the elderly. **Motor Control**, v.2, n.4, p.314-30, 1998.

SENIAM. Surface ElectromyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. **www.seniam.org**, 2011.

SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua influência na seleção de atividades físicas. **Proceedings of the First Conference of European Group for Research into Elderly and Physical Activity**, 438-441, 1994.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, v.80, n.9, p.896-903, 2000.

SIMONS, R.; ANDEL, R. The effects of resistance training and walking on functional fitness in advanced old age. **Journal of Aging and Health**, v.18, n.1, p.91-105, 2006.

SIPILA, S., et al. Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.156, n.4, p.457-64, 1996.

SMITH, W.N., et al. Simple equations to predict concentric lower-body muscle power in older adults using the 30-second chair-rise test: a pilot study. **Journal of Clinical Interventions in Aging**, v.5, n.173-80, 2010.

SOUSA, N.; SAMPAIO, J. Effects of progressive strength training on the performance of the Functional Reach Test and the Timed Get-Up-and-Go Test in an elderly population from the rural north of Portugal. **American Journal of Human Biology**, v.17, n.6, p.746-51, 2005.

SPARROW, W.A.; TIROSH, O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. **Gait & Posture**, v.22, n.4, p.362-71, 2005.

SPRINGER, B.A., et al. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v.30, n.1, p.8-15, 2007.

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.

STEIB, S.; SCHOENE, D.; PFEIFER, K. Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.42, n.5, p.902-14, 2010.

STERGIOU, N., et al. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v.17, n.8, p.615-7, 2002.

STEWART, C., et al. An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation. **Gait & Posture**, v.26, n.4, p.482-8, 2007.

STRASSER, B., et al. Efficacy of systematic endurance and resistance training on muscle strength and endurance performance in elderly adults--a randomized controlled trial. **Wiener Klinische Wochenschrift**, v.121, n.23-24, p.757-64, 2009.

SYMONS, T.B., et al. Effects of maximal isometric and isokinetic resistance training on strength and functional mobility in older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.60, n.6, p.777-81, 2005.

TAAFFE, D.R., et al. Once-weekly resistance exercise improves muscle strength and neuromuscular performance in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.47, n.10, p.1208-14, 1999.

TANG, C., et al. The effect of simulated elbow arthrodesis on the ability to perform activities of daily living. **Journal of Hand Surgery**, v.26, n.6, p.1146-50, 2001.

TORAMAN, F.; SAHIN, G. Age responses to multicomponent training programme in older adults. **Disability & Rehabilitation**, v.26, n.8, p.448-54, 2004.

VAN KAN, G.A., et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. **The Journal of Nutrition, Health & Aging**, v.13, n.10, p.881-889, 2009.

VERGHESE, J., et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.64, n.8, p.896-901, 2009.

VOORRIPS, L.E., et al. A physical activity questionnaire for the elderly. v.23, n.8, p.974-9, 1991.

WATELAIN, E., et al. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, n.5, p.579-86, 2000.

WEERDESTEYN, V.; NIENHUIS, B.; DUYSENS, J. Exercise training can improve spatial characteristics of time-critical obstacle avoidance in elderly people. **Human Movement Science**, v.27, n.5, p.738-48, 2008.

WERNICK-ROBINSON, M.; KREBS, D.E.; GIORGETTI, M.M. Functional reach: does it really measure dynamic balance? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, n.3, p.262-9, 1999.

WESTHOFF, M.H.; STEMMERIK, L.; BOSHUIZEN, H.C. Effects of a Low-Intensity Strength-Training Program on Knee-Extensor Strength and Functional Ability of Frail Older People. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.8, n.4, p.325-342, 2000.

WINTER, D.A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. 2ª ed., Waterloo, Canadian Cataloguing in Publication Data, 1991.

_____. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. **Physical Therapy**, v.72, n.1, p.45-53; discussion 54-6, 1992.

_____. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3ª ed., Waterloo, John Wiley & Sons, Inc., 2005.

WINTER, D.A., et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**, v.70, n.6, p.340-7, 1990.

WINTER, D.A.; YACK, H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.67, n.5, p.402-11, 1987.

ANEXOS

ANEXO A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO .:.....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : .M F
DATA NASCIMENTO: ...../...../.....
ENDEREÇO ..... Nº..... APTO.....
BAIRRO: ..... CIDADE .....
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....) .....
2.RESPONSÁVEL LEGAL:.....
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) .....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M F
DATA NASCIMENTO.: ...../...../.....
ENDEREÇO: ..... Nº ..... APTO: .....
BAIRRO: ..... CIDADE: .....
CEP: ..... TELEFONE: DDD (.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA : "Efeitos do treino de força e do treino de potência no andar de idosas"
2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL : Alberto Carlos Amadio
3. CARGO/FUNÇÃO : Professor Doutor
4. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO IXI RISCO MÉDIO

RISCO BAIXO RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. DURAÇÃO DA PESQUISA : A pesquisa terá duração de 5 meses

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa: sabe-se que o andar das pessoas idosas apresenta-se alterado com a idade e que estas alterações podem comprometer a sua qualidade de vida. Já se conhecem os efeitos dos exercícios de musculação no corpo das pessoas idosas, no entanto, não se sabe ao certo as modificações que ocorrem no andar destas pessoas. Assim, o objetivo desta pesquisa é investigar o efeito de dois tipos de programas de musculação no andar de idosas.
2. Procedimentos utilizados e propósitos: a duração total da pesquisa será de 5 meses. Serão feitas duas avaliações do seu andar: uma antes do início do programa de treinamento e uma no final. A frequência das aulas será de 3 vezes por semana, com 1h de duração (cada aula). A divisão das pessoas que participarão de cada um dos programas será feita através de sorteio. Estão definidos dois programas de musculação: o programa treino de força e o programa treino de potência. Nos dois programas de musculação serão exercitados todos os músculos do corpo. No programa treino de força os exercícios serão realizados com velocidade lenta, e no programa treino de potência os exercícios serão realizados com velocidade rápida. Antes que os programas de musculação sejam iniciados você responderá a um questionário (*anamnese*) acerca dos seus hábitos, doenças, medicamentos que utiliza, ou cirurgias pelas quais já tenha passado. Nas aulas de musculação você fará exercícios com máquinas próprias para todas as partes do corpo. As avaliações do andar serão realizadas no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP). Para estas avaliações você terá de vir de shorts e camiseta, podendo-se vestir nos

vestiários da EEFE-USP. Para avaliar o seu andar você será filmada andando em cima de uma esteira rolante. Serão também colocados eletrodos nos seus músculos da perna para avaliar como funcionam durante o seu andar. Neste teste de avaliação você terá de andar numa esteira rolante, a várias velocidades, durante aproximadamente 10 minutos. Para andar na esteira você terá um tempo de adaptação de aproximadamente 6 minutos. Depois do tempo de adaptação será pedido para que remova as mãos que contatam a esteira. Durante todo o procedimento de avaliação um pesquisador estará do seu lado. Caso sinta algum desconforto, por qualquer motivo, basta avisá-lo que a avaliação será interrompida e remarcada.

3. Desconfortos e riscos esperados: O maior desconforto presente nesse estudo poderá ocorrer nos períodos de adaptação ao treino de musculação. Depois das primeiras aulas de musculação você poderá sentir uma leve dor muscular, até 48h após o treino. Espera-se que estas passem depois das 2 ou 3 semanas iniciais.

4. Benefícios que poderão ser obtidos: espera-se que os dois programas de treino de musculação originem melhoras na força muscular e, consequentemente, alterações no andar de idosas. Espera-se que as avaliações do andar possam auxiliar no melhor entendimento dessas alterações, apontando a situação de treino mais vantajosa para melhorar o andar de idosas.

5. Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo: Não há, no momento, procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para esclarecer eventuais dúvidas; As informações obtidas serão analisadas em conjunto com as das outras participantes, não sendo divulgada a identificação de nenhuma participante. Você tem direito de ser mantida atualizada sobre os resultados parciais das pesquisas ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência: É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição. Não há despesas pessoais para a participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade: O pesquisador irá utilizar os dados e o material coletado somente para pesquisa.

4. Disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa: Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos ou tratamentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), o participante voluntário tem direito a tratamento médico na Instituição, bem como às indenizações legalmente estabelecidas.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador será: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, que pode ser encontrado no endereço Av. Mello Moraes, 65 - Cidade Universitária - CEP 05508-030 - São Paulo SP, telefone 30913184.

VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa

São Paulo, de de 2010 .

_____ _____

Assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal Assinatura do pesquisador

ANEXO B: Anamnese

i) **Fuma?** ( ) não ( ) sim. Quantos cigarros por dia? _____

ii) **Tem hipertensao arterial?** ( ) não ( ) sim ( ) não sei

iii) **Tem diabetes?** ( ) não ( ) sim ( ) não sei

iv) **Tem colesterol alto?** ( ) não ( ) sim ( ) não sei

v) **Tem algum problema cardíaco (taquicardia, arritmia, etc)?** ( ) não ( ) sim ( ) não sei

Se sim, qual(is)? _____.

vi) **Faz uso de clip de aneurisma?** ( ) não ( ) sim

vii) **Tem labirintete?** ( ) não ( ) sim ( ) não sei

viii) **Faz uso de algum medicamento?** ( ) não ( ) sim

Se sim, qual(is)?_____.

ix) **Tem problemas osteoarticulares (tendinite, artrose, etc)?** ( ) não ( ) sim

Se sim, qual(is)?_____.

x) **Possui algum outro problema de saúde que interfira na prática de atividade física?**

( ) não ( ) sim Qual(is):_____.

xi) **Qual a incidência de quedas nos últimos doze meses?** _____.

xii) **Está sedentária à quanto tempo?** ( ) estou ativa ( ) 6 meses ou menos ( ) 6 meses a 1 ano ( ) um ano ou mais ( ) durante toda a vida.

ANEXO C: Questionário de Baecke

1. **Você realiza algum trabalho leve em sua casa?** (lavar louça, reparar roupas, tirar pó, etc.)
   0. nunca (menos de 1 vez por mês)
   1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
   2. quase sempre (às vezes com ajudante)
   3. sempre (sozinho ou com ajuda)

2. **Você realiza algum trabalho pesado em sua casa?** (lavar pisos e janelas, carregar lixos, etc.)
   0. nunca (menos de 1 vez por mês)
   1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
   2. quase sempre (às vezes com ajudante)
   3. sempre (sozinho ou com ajuda)

3. **Para quantas pessoas você mantém a casa incluindo você mesmo?** (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).

4. **Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão?** (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).
   0. nunca faz trabalhos domésticos
   1. 1-6 cômodos
   2. 7-9 cômodos
   3. 10 ou mais cômodos

5. **Se limpa algum cômodo, em quantos andares?** (preencher 0 se respondeu nunca na questão 4)

6. **Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?**
   0. nunca
   1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
   2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
   3. sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. **Quantos lances de escada você sobe por dia?** (1 lance de escadas tem 10 degraus)
   0. eu nunca subo escadas
   1. 1-5
   2. 6-10
   3. mais de 10

8. **Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?**
   0. eu nunca saio
   1. carro
   2. transporte público
   3. bicicleta
   4. caminhando

9. **Com que frequência você faz compras?**
   0. nunca ou menos de 1 vez por semana
   1. 1 vez por semana
   2. 2-4 vezes por semana
   3. todos os dias
10. **Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?**
   0. eu nunca vou as compras

1. carro
2. transporte público
3. bicicleta
4. caminhando

11. **Você pratica algum esporte?** (bocha, ginástica, natação, hidroginástica, caminhada, etc.)

Esporte 1: _____ Esporte 2: _____

Intensidade: _____ Intensidade: _____

Horas por semana: _____ Horas por semana: _____

Meses por ano: _____ Meses por ano: _____

12. **Você tem alguma atividade de lazer?** (tricô, bordados, leitura, assistir TV, passear com o cão, bingo, danças de salão, etc).

Atividade 1: _____ Atividade 2: _____

Intensidade: _____ Intensidade: _____

Horas por semana: _____ Horas por semana: _____

Meses por ano: _____ Meses por ano: _____

ANEXO D: Bateria de testes de equilíbrio de Berg

1. SENTADO PARA EM PÉ **INSTRUÇÕES**: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.
( ) 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente
( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos
( ) 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas
( ) 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar
( ) 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO **INSTRUÇÕES**: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.
( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
( ) 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão
( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte
( ) 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte
( ) 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

· **Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na situação sentado sem suporte. Siga diretamente para o item #4.**

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO **INSTRUÇÕES**: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.
( ) 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
( ) 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
( ) 2 capaz de sentar durante 30 segundos
( ) 1 capaz de sentar durante 10 segundos
( ) 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO **INSTRUÇÕES**: Por favor, sente-se.
( ) 4 senta com segurança com o mínimo uso das mão
( ) 3 controla descida utilizando as mãos
( ) 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida
( ) 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
( ) 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS **INSTRUÇÕES**: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços
( ) 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
( ) 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
( ) 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
( ) 1 necessidade de assistência de uma pessoa
( ) 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS **INSTRUÇÕES**: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos
( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
( ) 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
( ) 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
( ) 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS **INSTRUÇÕES**: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar
( ) 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
( ) 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
( ) 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
( ) 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
( ) 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS ESTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ **INSTRUÇÕES**: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)
( ) 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
( ) 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
( ) 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
( ) 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão

( ) 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ **INSTRUÇÕES**: Pegar uma caneta localizada na frente de seus pés
( ) 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
( ) 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
( ) 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
( ) 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
( ) 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO **INSTRUÇÕES**: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.
( ) 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
( ) 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
( ) 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
( ) 1 necessita de supervisão ao virar
( ) 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS **INSTRUÇÕES**: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção
( ) 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
( ) 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
( ) 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente
( ) 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
( ) 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEDGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO **INSTRUÇÕES**: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.
( ) 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
( ) 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
( ) 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
( ) 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
( ) 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE **INSTRUÇÕES**: (DEMOSTRAR PARA O SUJEITO) Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).
( ) 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos
( ) 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos
( ) 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
( ) 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
( ) 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA **INSTRUÇÕES**: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar
( ) 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
( ) 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
( ) 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais
( ) 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente
( ) 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

( ) PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)