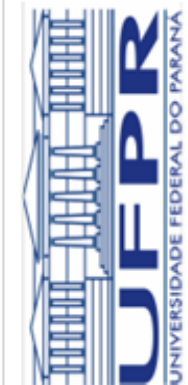


PAULA BORN LOPES

**INFLUÊNCIA DOS TREINAMENTOS DE FORÇA E
POTÊNCIA SOBRE A CAPACIDADE DE MANTER
E RECUPERAR O EQUILÍBRIO EM IDOSOS**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**



**CURITIBA
2012**

PAULA BORN LOPES

**INFLUÊNCIA DOS TREINAMENTOS DE FORÇA E POTÊNCIA SOBRE A
CAPACIDADE DE MANTER E RECUPERAR O EQUILÍBRIO EM IDOSOS**

Dissertação de Mestrado defendida
como pré-requisito para a obtenção do
título de Mestre em Educação Física,
no Departamento de Educação Física,
Setor de Ciências Biológicas da
Universidade Federal do Paraná.

ORIENTADOR: PROF. DR. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI

TERMO DE APROVAÇÃO

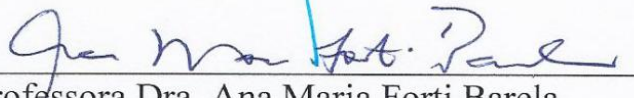
PAULA BORN LOPES

“Influencias dos Treinamentos de Força e Potência Sobre a Capacidade de Manter e Recuperar o Equilíbrio em Idosos”

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Comportamento Motor, do Departamento de Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:



Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (Orientador)



Professora Dra. Ana Maria Forti Barela
Membro Externo



Professor Dr. Gleber Pereira
Membro Interno
Curitiba, 24 de Março de 2012

A todos aqueles que me acompanharam nesta jornada, em especial a minha família, meus queridos pais, aos meus amados irmãos e cunhados.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Tadeu Rogério Lopes e Marli Born Lopes, pelo apoio e fortaleza, não apenas durante a realização deste trabalho, mas desde o início de minha existência. Seu suporte, carinho, dedicação e cobrança, me trouxeram até aqui. Por isso, e muito mais, muito obrigada.

Aos meus irmãos Fábio, Simone e Luciana pelo companheirismo, pela paciência, atenção e amizade durante a minha vida e maior ainda nesses últimos anos. Sem eles com certeza eu não seria nem a metade do que sou hoje. Aos meus cunhados amados Ligia e Amarildo que sempre me motivaram e acreditaram em mim a cada passo.

Ao meu orientador e meu exemplo, Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, pela orientação, por todo apoio e incentivo, pelos conhecimentos, por sua ajuda no estudo sempre que possível, críticas e brincadeiras entre um parágrafo e outro, por sua dedicação e disponibilidade demonstradas ao longo deste trabalho. Sem a sua dedicação não teria sido possível a realização do mesmo.

Ao professor Gleber Pereira, por todos os conhecimentos compartilhados, pelas ideias, pela ajuda, pelo ombro amigo e por sempre estar disponível a ajudar. Por mostrar que tudo nessa vida é possível, basta ter objetivo e correr atrás dos mesmos.

Aos colegas do mestrado, Vanessa Rebutini, Rafaella Locks, Priscila Franco, Karini Borges, Larissa Volpi, Chris Andreissy, Suélen Goes, Fábio Teófilo e Roberta Bohrer pelo conhecimento compartilhado, auxílio, companheirismo, e até mesmo, por suas brincadeiras e nossos encontros que descontraíram o dia-a-dia do mestrado.

Aos “anjos” da minha vida nesse período Renata Wolf e Paulo Bento que me auxiliaram muito no treinamento, nas conversas, nos testes, nos conhecimentos compartilhados e na motivação durante os dias árduos de trabalho.

A professora Dr Ana Barela pelas sugestões e considerações durante o processo de qualificação que foram determinantes para o bom andamento do trabalho.

A todos os alunos envolvidos, especialmente pela disponibilidade para participarem no estudo, que confiaram em mim e na equipe. Sem eles não haveria motivo para tal pesquisa.

Ao REUNI e a CAPES pela confiança e apoio financeiro.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a influência do treinamento de força e potência muscular sobre a capacidade de manter e recuperar o equilíbrio e sobre a funcionalidade de mulheres idosas. Trinta e sete idosas voluntárias no estudo foram divididas em três grupos, o grupo força (GF) (n=14; 69 ± 7,2 anos; 72,0 ± 9,7 kg); grupo potência (GP) (n=12; 67 ± 7,4 anos; 67,2 ± 7,0 kg) e o grupo controle (GC) (n=15; 65 ± 3,1 anos; 70,9 ± 8,0 kg). Os grupos foram analisados antes e após um programa destinado a melhorar a funcionalidade muscular dos membros inferiores. A força isométrica máxima, a força dinâmica máxima e a taxa de desenvolvimento de torque foram avaliadas. Além disso, o equilíbrio estático e dinâmico também foram determinados. O equilíbrio estático foi determinado em uma postura ereta e quieta, enquanto o equilíbrio dinâmico foi quantificado por meio do teste da velocidade do passo para frente. Uma série de testes funcionais também foram aplicados antes e após o treinamento. Os grupos experimentais foram submetidos a 12 semanas de treinamento, onde um grupo treinou força e o outro grupo treinou potência. O treinamento consistiu de três sessões semanais, e a intensidade dos exercícios variou de 40% a 65% para o GP e 60% a 80% para o GF. Os participantes do grupo controle, apenas participaram das sessões de avaliação e foram convidados a não aderirem a qualquer programa de atividade física durante o período do estudo. Após o treinamento, a força dinâmica e isométrica do GF e GP apresentaram um aumento similar ($p < 0,05$). O GP apresentou mudanças na taxa de desenvolvimento de torque de extensão do quadril e os músculos de extensão do joelho após o treinamento ($p < 0,05$). Não foram encontradas alterações no grupo controle. O GP mostrou um menor tempo de teste do passo e um melhor desempenho no teste de sentar e levantar da cadeira ($p < 0,05$). Treinamento de força e potência produziram respostas semelhantes no equilíbrio estático. Os resultados sugerem que a potência muscular é mais eficaz do que a força para melhorar a recuperação do equilíbrio após uma perturbação. Porém, os testes funcionais não apresentaram diferenças após o treinamento de força e potência que possam determinar qual o treinamento foi mais efetivo para a melhoria da funcionalidade.

Palavras-chave: envelhecimento, equilíbrio dinâmico, controle postural, potência muscular, força muscular.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the influence of strength training and power training on the ability to maintain and recover the balance and the functionality of elderly women. Thirty-seven elderly women volunteered in the study and were assigned in three groups: strength group (GF) (n=14, 69±7.2 years-old, 72.0±9.7kg), power group (GP) (n=12; 67.0±7.4 years-old; 67.2±7.0 kg), and control group (GC) (n=15; 65.0±3.1years-old; 70.9±8.0 kg). The groups were analyzed before and after a program designed to improve muscle functioning of the lower segments. The maximum isometric strength, maximum dynamic strength and the rate of development of torque were assessed. In addition, static and dynamic balance were determined. Static balance was determined in a quite standing posture, while dynamic balance was quantified using the velocity of the step test forward. A number of functional tests was also applied before and after training. The experimental groups underwent 12 weeks of training, one group do strength training and the other group power training. Training consisted of three sessions per week, and the intensity of the training varied from 40% to 65% for the GP and 60% to 80% for the GF. Participants in the control group only participated in the assessment sessions and were asked to refrain from physical activity during the experiment. After training, the dynamic and isometric strength of GF and GP presented a similar increase ($p<0.05$). The GP showed changes in the rate of torque development of hip extension and knee extension muscles after training ($p<0.05$). No changes were found in the control group. The GP showed a lower step test time and a better performance in the sit-to stand test ($p <0.05$). Training strength or power produced similar responses on static balance. The results indicated that power training is more effective compare to strength training to improve balance recovery after a disturbance. Although, the functional tests had no changes after both training, for this reason, it was not possible to determine which training was more effective for functionality.

Keywords: elderly, dynamic balance, postural control, muscle strength, muscle power

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 4.1	- Diagrama de fluxo do recrutamento dos participantes	42
FIGURA 4.2	Esquema do posicionamento do painel com a referência visual e a distância até a plataforma do teste de equilíbrio	45
FIGURA 4.3	Representação do teste de velocidade do passo para frente, do momento do toque no calcanhar até a realização do passo a frente.	47
FIGURA 4.4	Um exemplo dos dados da execução do passo para frente. Os seguintes eventos são marcados.	49
FIGURA 4.5	- Disposição do espaço e equipamentos para a avaliação da contração isométrica máxima.	52
FIGURA 4.6	Esquema representativo das posições utilizadas para a determinação do pico e da taxa de desenvolvimento de torque.	53
FIGURA 5.1	- Teste de uma repetição máxima (1RM) dos exercícios da cadeira extensora de joelho (painel superior), da cadeira flexora de joelho (painel central) e do leg press horizontal (painel inferior) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento.	59
FIGURA 5.2	Teste do pico de torque dos exercícios de extensão de quadril (painel superior esquerdo), flexão de quadril (painel superior direito), extensão de joelho (painel central esquerdo), flexão de joelho (painel central direito), plantiflexão (painel inferior esquerdo) e dorsiflexão (painel inferior direito) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento. * Indica diferença significativa entre o instante pré e pós treinamento ($p < 0.05$).	61
FIGURA 5.3	Taxa de desenvolvimento de torque (TDT) dos exercícios de extensão de quadril (painel superior esquerdo), flexão de quadril (painel superior direito), extensão de joelho (painel central esquerdo), flexão de joelho (painel central	62

direito), plantiflexão (painel inferior esquerdo) e dorsiflexão (painel inferior direito) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento

FIGURA 5.4 Deslocamento vertical do centro de massa (CM) para os grupos força, potência e controle, pré e pós as 12 semanas de treinamento. 63

FIGURA 5.5 Teste do passo para frente e as variáveis apresentadas para análise, início do passo (painel superior esquerdo), fase de preparação (painel superior direito), fase de balanço (painel inferior esquerdo) e tempo total do passo (painel inferior direito) dos participantes do grupo controle, força e potência 66

LISTA DE TABELAS

TABELA 5.1	- Características físicas iniciais (média \pm dp) da amostra das mulheres nos grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP).	58
TABELA 5.2	Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD) de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino (média \pm dp) para a Amplitude de deslocamento, desvio padrão e velocidade média de deslocamento do centro de pressão nas direções antero-posterior e médio lateral.	64
TABELA 5.3	Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD) de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino (média \pm dp) para o valor médio da velocidade absoluta do CP nas direções ântero-posterior; valor médio do modulo do vetor de velocidade do CP; comprimento da trajetória do CP (cm); área (cm ²) e a frequência mediana da oscilação do CP nas direções ântero-posterior.	65
TABELA 5.4	Resultados dos testes funcionais de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino, média (\pm DP).	67

LISTA DE QUADROS

- QUADRO 4.1** - Variáveis do teste do passo. 48
- QUADRO 4.2** - Periodização do treinamento de força (GF) e potência (GP) ao longo de 12 semanas de treinamento. 56

LISTA DE ABREVIATURAS

GF	Grupo Força
GP	Grupo Potência
GC	Grupo Controle
TF	Treinamento de força muscular
TP	Treinamento de potência muscular
AVDs	Atividades da vida diária
TDT	Taxa de desenvolvimento de torque
CP	Centro de Pressão
CG	Centro de Gravidade
1 RM	Teste de 1 Repetição Máxima
ML	Direção médio-lateral
AP	Direção ântero-posterior
SV	Salto Vertical
SA	Teste de sentar e alcançar
LIV	Teste de levantar, ir e voltar
FMI	Teste de sentar e levantar da cadeira-força de membros inferiores
6MC	Teste de seis minutos de caminhada
OA	Postura ereta com pés unidos e olhos abertos
OF	Postura ereta com pés unidos e olhos abertos
TD	Teste Tandem

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I

Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

104

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE I	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	98
APÊNDICE II	Questionário de histórico de quedas	100
APÊNDICE III	Rotinas e os exercícios dos treinamentos de força e potência	101

Sumário

RESUMO	7
ABSTRACT	8
LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE QUADROS	12
LISTA DE ABREVIATURAS	13
LISTA DE ANEXOS.....	14
LISTA DE APÊNDICES	15
1 INTRODUÇÃO	18
2 OBJETIVOS	22
2.1 Objetivo Geral	22
2.1.1 Objetivos Específicos	22
2.2 HIPÓTESES.....	23
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	24
3.1 O envelhecimento e as quedas.....	25
3.1.1 Alterações na funcionalidade e as quedas	25
3.2 Controle Postural em Idosos	28
3.3 Treinamento de Força e de Potência musculares em idosos	34
4 METODOLOGIA.....	41
4.1 Critérios de Inclusão	41
4.2 Critérios de Exclusão	42
4.2 Procedimentos	43
4.3 Sessões de Avaliação.....	43
4.3.1 Avaliação do Controle Postural	44
4.3.2 Testes do Controle Postural Estático	45
4.3.3 Testes do Controle Postural Dinâmico	46
4.3.4 Teste de força dinâmica máxima.....	49
4.3.5 Teste de Potência Muscular – Salto vertical.....	50
4.3.6 Testes de Pico e Taxa de Desenvolvimento de Torque	51
4.3.7 Testes funcionais.....	53
4.4 Protocolos de treinamento de força e de potência muscular	55
4.5 Análise Estatística.....	56
5 RESULTADOS	58
5.1 Força dinâmica máxima (1RM)	58
5.2. Força isométrica máxima	60
5.3 Taxa de desenvolvimento de torque	62
5.4 Teste do Salto Vertical	63
5.5 Equilíbrio estático e dinâmico	63
5.6 Teste do Passo para Frente.....	66
5.7 Testes funcionais	67
6 DISCUSSÃO	68
6.1 Força muscular	68
6.2 Potência muscular.....	70
6.3 Controle Postural Estático.....	73
6.4 Controle Postural Dinâmico	74
6.5 Funcionalidade dos idosos.....	79
6.6 Limitações do estudo	81
7 CONCLUSÕES	81
REFERÊNCIAS.....	83

APÊNDICE I.....	98
APÊNDICE II.....	100
APÊNDICE III.....	101
ANEXO I.....	104

1 INTRODUÇÃO

Estimativas do Instituto de Geografia e Estatística (IBGE, 2008) apontam que em 2050, 22,71% da população brasileira seja constituída de indivíduos acima de 65 anos. Tal crescimento representa um acréscimo de 3.5 vezes na população idosa que em 2009 era constituída por apenas 6,53%. De acordo com a Organização das Nações Unidas (ONU), nos próximos 20 anos, o Brasil será o sexto país com a população mais idosa do mundo e contará com aproximadamente 32 milhões de brasileiros acima de 60 anos.

O envelhecimento é um processo inevitável que tem o seu início a partir dos 30 anos e é agravado após os 60 anos. Esse processo é caracterizado por perda progressiva da capacidade de desempenhar tarefas diárias (LEXELL, TAYLOR & SJOSTROM, 1986). Alterações nos fatores neurológicos (modificações das unidades motoras) e nos fatores musculares (propriedades contráteis musculares) são denominadas dinapenia (CLARK & MANINI, 2008; CLARK & MANINI, 2010). A dinapenia é mais ampla do que apenas a perda muscular (sarcopenia). Alterações morfológicas (mudança de fenótipo e de volume das fibras musculares), diminuição da massa óssea (KLEIN et al., 2002), perda de flexibilidade (KERRIGAN et al., 2003; PERSCH et al., 2009) e perda das sensibilidades do sistema sensorial (TINETTI; WILLIAMS, 1998; DOHERTY, 2003) caracterizam o envelhecimento. Esse conjunto de alterações não influencia apenas a capacidade funcional dos idosos, mas também aumenta a susceptibilidade às quedas (MURRAY *et al.*, 1985, NEVITT *et al.*, 1989).

As quedas são as principais causas de morte e dependência das pessoas acima de 65 anos (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2000). Trinta por cento dos idosos acima de 65 anos apresentam pelo menos uma queda por ano. Após os 80 anos, a incidência de quedas aumenta 50% (MELZER *et al.*, 2009). A maior parte das quedas ocorre na caminhada (ROSE & GAMBLE, 2006), onde se observa que 45% dos idosos caem durante a marcha. Trinta por cento a setenta por cento das quedas ocorrem por tropeços, escorregões e falsos passos (MAKI, MCILROY, FERNIE, 2003), tornando o idoso mais propenso à queda (WINTER, 1995). Uma

das principais consequências das quedas é uma acentuada redução na prática de atividades físicas. Além disso, a perda de mobilidade acarreta isolamento social, perda da independência e necessidade prematura de cuidados intensos (HONEYCUTT & RAMSEY, 2002). Aproximadamente 25% dos idosos com fraturas de quadril morrem seis meses após a queda e os sobreviventes têm uma redução na expectativa de vida de 10 a 15% (WEIGELT, 1997).

Vários estudos têm investigado formas de prevenir as quedas e melhorar a capacidade funcional, que aparenta ser fortemente influenciada pelo nível de atividade física (HUBERT *et al.*, 2002), que pode propiciar melhorias importantes sobre a vários sistemas orgânicos e reduzir/minimizar os efeitos deletérios do envelhecimento (BEAN *et al.*, 2004; EARLES *et al.*, 2001; EVANS, 2000; HAKKINEN *et al.*, 1998). Alguns estudos têm apontado benefícios de diversas práticas regulares de atividade física para idosos, tais como thai-chi chuan (WOLF *et al.*, 2003), hidroginástica (BENTO *et al.*, 2012; RESENDE, RASSI, VIANA, 2008), dança de salão (MONTEIRO *et al.*, 2007) e o treinamento resistido (PERSCH *et al.*, 2009). O treinamento resistido tem sido aplicado como uma forma efetiva para aprimorar as propriedades contráteis e para reduzir déficits de força (FRONTERA *et al.*, 1988, PERSCH *et al.*, 2009) e a capacidade de produzir torque rapidamente (FERRI *et al.*, 2003; BENTO *et al.*, 2010). Para a organização mundial da saúde, American College of Sports Medicine (ACSM), o treinamento resistido é o método mais eficaz para aprimorar a força e a resistência muscular na população idosa.

Em geral, resultados positivos sobre parâmetros associados ao envelhecimento têm sido obtidos a partir do treinamento resistido (ex. musculação), que visam melhorar, predominantemente, a força muscular (PERSCH *et al.*, 2009). Entretanto, alguns estudos transversais têm demonstrado que o treinamento de potência pode ser mais eficaz do que o treinamento de força muscular para aumentar a funcionalidade de idosos (BASSEY *et al.*, 1992, KALAPOTHARAKOS *et al.*, 2005, TSCHOPP, SATTELMAYER, HILFIKER, 2011, HAZELL, KENNO, JAKOBI, 2007). Dessa forma, o treinamento de potência passou a receber maior atenção quando direcionado a idosos com funções comprometidas, visto que pode produzir importantes ganhos funcionais que

parecem ser mais específicos do que aqueles produzidos pelo treinamento de força (MARSH *et al.*, 2009). De fato, idosos com histórico de quedas apresentam menor potência muscular durante testes de extensão de membros inferiores do que idosos que não caem (LA ROCHE *et al.*, 2010; PERRY *et al.*, 2007; PIJNAPPELS *et al.*, 2007; SKELTON, KENNEDY, RUTHERFORD, 2002; BENTO *et al.*, 2010). Recentemente, Bento *et al.* (2010), demonstraram que a taxa de desenvolvimento de torque dos flexores do joelho de idosos sem histórico de quedas era maior (~40%) do que aquela observada em idosos com histórico de quedas, independentemente do número de quedas.

O desenvolvimento da potência muscular parece desempenhar um papel importante durante perturbações inesperadas (ex. escorregões e tropeços), visto que a capacidade de mover rapidamente os segmentos a fim de permitir um rápido reposicionamento do membro inferior no solo é um fator determinante no restabelecimento do controle postural (VAN DEN BOGERT, PAVOL, GRABINER, 2002, VAN CUTSEM *et al.*, 1998; KLEIN *et al.*, 2002; MISZKO *et al.*, 2003). Dessa forma, as quedas podem estar mais relacionadas à habilidade de produzir potência do que força muscular, visto que essa primeira capacidade é diretamente associada à redução do tempo de resposta após uma perturbação (THELEN *et al.*, 1996).

Os benefícios do treinamento de potência sobre a capacidade de restabelecer o equilíbrio não estão claros, pois a maioria dos estudos têm realizado apenas análises transversais, as quais não permitem diferenciar claramente qual tipo de treinamento (força ou potência) é mais eficaz para melhorar a capacidade de restabelecer o controle postural (MARSH *et al.*, 2009). A comparação entre os treinamentos de força e potência em idosos é recente e o número de estudos nessa temática é reduzido. Não são conhecidos estudos que tenham comparado o treinamento de força e potência na melhora da manutenção e recuperação do controle postural.

O presente estudo objetiva determinar a influência do treinamento de potência e força muscular de membros inferiores em idosos sobre a capacidade de restabelecer o equilíbrio após uma perturbação. Assim, a hipótese de que os ganhos do treinamento de potência muscular causam melhorias mais

pronunciadas sobre o equilíbrio estático e dinâmico do que aqueles decorrentes do treinamento de força em idosos foi testada.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O presente estudo teve como objetivo determinar e comparar a influência do treinamento de força e de potência muscular sobre a capacidade de manter e recuperar o controle postural e sobre a funcionalidade de idosos.

2.1.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral do estudo, um conjunto de objetivos específicos precisa ser atingido. Assim, um número de objetivos específicos foi proposto:

Comparar o efeito do treinamento de força e potência muscular sobre o torque e a taxa de desenvolvimento de torque de membros inferiores em idosos;

Comparar o efeito do treinamento de força e potência muscular nas respostas da força máxima dinâmica e isométrica;

Comparar os efeitos do treinamento de força e potência muscular de membros inferiores sobre a capacidade de idosos em restabelecer o equilíbrio estático e em função de uma perturbação postural;

Comparar os efeitos do treinamento de força e de potência sobre um conjunto de testes funcionais em idosos.

2.2 HIPÓTESES

Com base nos objetivos do estudo as seguintes hipóteses foram elaboradas:

- H₁ O grupo controle não apresentaria alterações nas variáveis do estudo, visto a ausência de procedimentos experimentais que possam interferir sobre o equilíbrio, força e funcionalidade;
- H₂ Os grupos experimentais (força e potência) apresentariam melhoras sobre a força máxima dinâmica e isométrica, porém o grupo força apresentaria um aumento maior que o grupo potência;
- H₃ Os grupos experimentais (força e potência) apresentariam aumentos na taxa de desenvolvimento de torque, porém o grupo potência apresentaria valores maiores do que o grupo força;
- H₄ Nenhum dos grupos (controle, força e potência) apresentaria alterações sobre o equilíbrio estático;
- H₅ O treinamento de potência apresentaria melhorias na capacidade de restabelecer o equilíbrio quando comparado aos outros grupos;
- H₆ Os grupos experimentais (força e potência) apresentariam maiores ganhos sobre a funcionalidade do que o grupo controle, sendo que o grupo potência obteria maiores ganhos na funcionalidade do que o grupo força.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A população mundial está envelhecendo rapidamente. No Brasil, os idosos representavam 8,6% da população em 2000 e em 2020 chegará a 13% da população total (IBGE). O processo de envelhecimento é marcado por um declínio nos componentes fisiológicos, morfológicos, bioquímicos e psicológicos que auxiliam na diminuição da massa muscular (ROSENBERG, 1989), dificultando o controle postural. Tais alterações, somadas ao sedentarismo, predispõem o indivíduo ao aparecimento de doenças crônicas e à perda de sua funcionalidade (HONEYCUTT; RAMSEY, 2002), podendo ocasionar uma queda.

A preocupação com a qualidade de vida e prevenção das quedas em idosos vem sendo um fator de extrema importância nos estudos. Uma das medidas de prevenção é a atividade física, que auxilia na melhora dos sistemas e ameniza os efeitos do envelhecimento (BEAN *et al.*, 2004; EARLES *et al.*, 2001). Há estudos que abordam o treinamento resistido como um dos principais métodos para obter resultados positivos nos parâmetros do envelhecimento (FRONTERA *et al.*, 1988, PERSCH *et al.*, 2009). Alguns estudos têm demonstrado que para a melhora funcional do idoso é necessário um aumento da potência muscular, onde possibilita o idoso a aumentar a velocidade de reação (BASSEY *et al.*, 1992; MARSH *et al.*, 2009). Não estão claros na literatura, qual dos treinamentos (força e potência) é mais eficaz para a capacidade de restabelecer o equilíbrio e para o aperfeiçoamento das atividades funcionais. Assim, nas sessões seguintes serão abordados temas como o envelhecimento, quedas e seus fatores de risco, o sistema do controle postural, e os métodos de treinamentos propostos neste estudo (força e potência).

3.1 O envelhecimento e as quedas

3.1.1 Alterações na funcionalidade e as quedas

Um dos problemas mais frequentes e preocupantes na senescência é a incidência de queda (FREITAS, KNIGHT, BARELA, 2010). Queda é caracterizada como o deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior da posição vertical com incapacidade de correção em tempo hábil, comprometendo a estabilidade (PEREIRA, 1994, PEREIRA *et al.*, 2001, BARAFF; DELLA PENNA, WILLIAMS, 1997). La Roche *et al.* (2010) definiram as idosas caidoras como aquelas que caíram, ou quase caíram, mas conseguiram se segurar com os membros superiores, três ou mais vezes no último ano, e as idosas não caidoras foram aquelas que não tinham nenhum histórico de queda inesperada.

As quedas são um dos principais fatores de mortalidade e morbidade em idosos atualmente, e são as principais causas relacionadas às visitas nos departamentos de emergência (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2000). Trinta por cento dos idosos acima de 65 anos, apresentam pelo menos uma história de queda todo ano, entretanto os indivíduos acima de 80 anos quase 50% deles apresentam a experiência de pelo menos uma queda por ano (MELZER *et al.*, 2009).

Exton-Smith (1977) afirmam que a proporção de mulheres que caem aumenta consideravelmente com a idade, chegando a mais ou menos 30% nos 65-69 anos e no grupo acima de 85 anos pode chegar a mais de 50% de caidoras. Nos homens, a proporção é menor, 13% de idosos entre 65-69 anos e acima de 80 anos a porcentagem é de 30% de idosos caidores nesse período. Admitem-se como causa dessa diferença alguns fatores: quantidade de massa magra e de força muscular menor do que homens da mesma idade; maior perda de massa óssea devido à redução de estrógeno, aumentando a probabilidade de osteoporose; maior prevalência de doenças crônicas; maior exposição a atividades domésticas e a comportamento de maior risco (LEBRÃO, LAURENTI, 2005; PERACINNI, RAMOS, 2002). Wolfson *et al.* (1995) afirmam que nas mulheres idosas, a força muscular dos membros inferiores é 23% menor que a força em homens, mesmo depois de correções da massa corporal.

As quedas são mais frequentes em mulheres, em indivíduos acima de 80 anos, em obesos, em pessoas sedentárias, com baixo nível socioeconômico, idosos que vivem sozinhos (SIQUEIRA et al., 2011). Aqueles com diagnóstico de osteoporose e necessidade de auxílio para a locomoção também são mais propensos às quedas (CRUZ et al., 2011). As causas das quedas são inúmeras. O instituto Nuffield Institute for Health (1996) citou as cinco causas mais frequente, como por exemplo: o ambiente em que o idoso está inserido (rampas, escadas, tapetes soltos, pouca iluminação), medicação (antidepressivos, sedativos e hipnóticos), condições médicas e alterações decorrentes do envelhecimento (visão dificultada, comprometimento cognitivo), nutrição (deficiências no cálcio e na vitamina D) e uma vida sedentária.

As consequências das quedas (fraturas de fêmur, rádio, clavícula) podem provocar a dependência do idoso (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2000; FABRÍCIO, RODRIGUES, COSTA JÚNIOR, 2004). A fratura de quadril é a mais frequente (64%) e constitui um problema de saúde pública. Essa fratura pode aumentar a dificuldade e a dependência nas realizações das atividades diárias (AVDs) (ROSE, GAMBLE, 2006, HORAK, 1997, JOZSI *et al*, 1999; FABRÍCIO, RODRIGUES, COSTA JÚNIOR., 2004). Segundo estudos epidemiológicos (DUNNING, HAYES *et al.*, 1996; MANSFIELD, 2007), a principal e mais importante evidência do controle postural, são as quedas laterais onde a incidência de fratura de quadril é mais elevada e a quantidade de quedas laterais são mais frequentes do que as quedas ântero-posteriores.

Quarenta e cinco por cento das quedas ocorrem durante a caminhada (ROSE, GAMBLE, 2006). Estudos epidemiológicos verificaram que 30% a 70% dos idosos caem por motivos de tropeções, escorregões e falsos passos (MAKI, MCILROY, FERNIE, 2003). Esses problemas estão relacionados com as alterações ocorridas no sistema do controle postural, mais especificamente nos sistemas sensoriais e motores (HORAK; MACPHERSON, 1996). Durante a caminhada, o papel da visão é importante para a manutenção do equilíbrio. Patla et al (1993) sugerem que o alto índice de quedas durante a caminhada pode estar relacionado com a diminuição da habilidade de usar a informação visual.

Além do sistema visual para a manutenção do equilíbrio durante a caminhada, o nosso corpo depende de informações do sistema vestibular, sistema visual, sistema somatosensorial, como também a força e a potência muscular (JUDGE, 2003) que tem um papel fundamental para o êxito do controle postural. Com o envelhecimento, ocorre uma diminuição da fraqueza muscular que é associada com o aumento dos riscos de queda (TINETTI; WILLIAMS, 1988), fraturas de quadril e outras mudanças fisiológicas, como a perda da densidade óssea, a qual pode predispor à osteoporose (SINAKI et al., 1986) que também auxilia na instabilidade postural durante o caminhar e na habilidade de retomar o equilíbrio após alguma perturbação. É possível que a fraqueza muscular leve à diminuição da funcionalidade, da atividade física e da mobilidade, conseqüentemente, causando uma atrofia muscular por falta de uso (GOODPASTER *et al.*, 2006).

A perturbação postural é uma mudança repentina nas condições que deslocam o centro de massa do corpo fora da base de suporte (HORAK, 1997). Com o avanço da idade, a habilidade de responder efetivamente e rapidamente para uma perturbação, diminui. É sugerido que a potência e a força muscular são essenciais para o reposicionamento rápido do segmento, e com o processo de envelhecimento ocorre uma diminuição do tempo de reação (BRANDON et al., 2000). A potência muscular está mais relacionada com essa situação de queda iminente, uma vez que o restabelecimento do equilíbrio normalmente depende da rápida ação da musculatura de membros inferiores.

A perda da força muscular com a idade se deve à diminuição dos números das fibras de contração rápida e lenta, a redução da área de secção transversa das fibras separadas, especificamente das fibras do tipo II, que tem como principal função a contração rápida. As fibras de contração rápida são mais fortes do que as fibras de contração lenta (JONES; ROUND, 1990). Fibras do tipo II são compostas por grandes motoneurônios com velocidade de condução rápida, o qual inerva de 300 a 500 fibras musculares (MCARDLE, KATCH, KATCH, 1996), e as fibras do tipo I são compostas por menores motoneurônios e com velocidade de condução lenta, o qual inerva um número menor de fibras. A atrofia da fibra do tipo II com o avançar da idade pode parcialmente explicar a perda da potência

porque a fibra tipo II tem uma energia (potência) 4 vezes maior que as fibras do tipo I (FAULKNER, CLAFLIN, MCCULLY, 1986). Por isso, o maior declínio na potência muscular do que na força, muitas vezes gira em torno das mudanças que acontecem com o avançar da idade nas fibras do tipo I, tipo IIa e tipo IIb (BROOKS, FAULKNER, 1994, BROOKS *et al.*, 1990). Pesquisas foram conduzidas com o objetivo de verificar alterações musculares relacionadas ao envelhecimento. Estudo clássico foi realizado por Lexell e Taylor (1991) em cadáveres para avaliar as características musculares e comparar jovens e idosos, mediante análise direta da área de secção transversal de fibras do tipo I e II do músculo vasto lateral. Os resultados demonstraram que as fibras do tipo I não diferiram entre os grupos. No entanto, a área transversal das fibras do tipo II foi menor nos idosos. Além destes achados, os autores verificaram uma hipertrofia nas fibras do tipo I, como um possível mecanismo de compensação pela redução do número total de fibras que ocorre com a idade.

Além das quedas, a diminuição da força e potência muscular implica em dificuldades em realizar tarefas básicas, como levantar de uma cadeira, subir alguns degraus, sair da cama e até mesmo se equilibrar. A perda excessiva da força e da potência é acontecimento evidente durante o envelhecimento e parece estar relacionado, entre outros fatores, com as alterações músculo-esqueléticas que ocorrem nas pessoas idosas. Esses dados evidenciam a necessidade do idoso ter um bom estado funcional para a manutenção e a melhoria da sua qualidade de vida, que auxiliam no controle postural e previnem as quedas.

3.2 Controle Postural em Idosos

O controle postural é definido como os processos pelos quais o sistema nervoso central (SNC) gera padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de massa do corpo (CM) e a base de suporte (MAKI, MCLLROY, 1996). A habilidade de um corpo se manter em equilíbrio é chamada de controle postural, que engloba as funções do sistema nervoso, sensorial e motor (DUARTE; FREITAS, 2010).

É importante saber as funções de cada sistema no controle postural para compreender melhor as mudanças no processo do envelhecimento. Pode-se afirmar que o sistema motor é responsável por gerar atividade muscular (tônus muscular e a rigidez inter-segmentar dos músculos e articulações) necessária para a busca e/ou manutenção do equilíbrio corporal e da orientação corporal necessária para as atividades da vida diária (FREITAS; BARELA, 2006). O sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente, sendo estas informações provenientes principalmente do sistema visual, vestibular e somatossensorial (HORAK; MACPHERSON, 1996), as quais são enviadas ao sistema nervoso central. E o sistema nervoso central integra informações vindas do sistema sensorial para então enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares (DUARTE; FREITAS, 2010).

O sistema sensorial, motor e nervoso são modificados durante o processo do envelhecimento, tendo como resultado um aumento da instabilidade postural provocando um maior número de quedas e doenças relacionadas (WINTER, 1995). As características fisiológicas das fibras musculares e dos nervos afetam o controle postural, pois mudam com o passar da idade. Um termo utilizado para caracterizar essa perda é a sarcopenia (DOHERTY, 2003). Sarcopenia, é geralmente usada para descrever as mudanças associadas com a perda de massa e da força muscular. Um termo usado recentemente para descrever essas perdas é a dinapenia, que caracteriza pela perda da força relacionada com a idade, similar ao termo sarcopenia, mas abrange mais os efeitos deletérios do envelhecimento, pois descreve também as alterações nas propriedades contráteis e funções neurológicas que ocorrem no sistema nervoso central e periférico.

Quando o indivíduo se encontra na posição vertical, o corpo humano é constantemente instável, pelo fato da posição do CM ser relativamente alta em relação à base de suporte e por ser sustentada por uma base de suporte muito estreita em relação ao tamanho do corpo (HORAK, 1996; FREITAS; BARELA, 2006). Entretanto, para que essa constante instabilidade seja eficaz é necessária à utilização do sistema visual, que realiza o controle ativo dos músculos com base nos estímulos sensoriais captados durante a manutenção da postura.

Estes estímulos são captados principalmente pelo sistema vestibular, baseia-se nos estímulos do aparato vestibular, localizado no ouvido interno (WINTER, 1995). O sistema somatossensorial baseia-se em diversos sensores espalhados pelo corpo que mandam informações da posição, velocidade, comprimento dos segmentos e por fim, o sistema visual, que se utiliza dos estímulos visuais que mandam informações do ambiente, da direção e da velocidade dos movimentos corporais em relação ao ambiente (NASHNER, 1981; HORAK, 1996).

Cada sistema não tem autonomia separadamente para manter e recuperar o controle postural. Quando ocorre falha nesses sistemas, os idosos têm dificuldade de recuperar o equilíbrio após alguma perturbação, como tropeções e escorregões podendo ocasionar a queda. Com o avanço da idade, as incidências de quedas tem aumentado e alguns estudos (MELZER *et al.*, 2009, HUANG, *et al.*, 2003) sugerem que as principais causas da instabilidade postural são as alterações estruturais e funcionais no sistema sensorial e motor e problemas na integração das informações sensoriais e motoras em decorrência do envelhecimento (FREITAS e BARELA, 2006; WOLLACOTT; SHUMWAY-COOK; NASHNER, 1986).

Além das alterações já citadas com o avanço da idade, alterações no sistema nervoso podem afetar o controle postural. Onde ocorre a diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso dos neurônios sensoriais e motores (DORFMAN, BOSLEY, 1979; RIVNER, SWIFT, MALIK, 2001) a redução de neurônios e dendritos e a perda do número de ramificações nervosas que dificultam a comunicação entre as células nervosas. O processo de envelhecimento também causa mudanças estruturais e funcionais no sistema neuromuscular (HAKKINEN *et al.*; 1998; VANDERVOORT, 1992). O declínio da capacidade elástica do músculo e as mudanças nas articulações sinoviais, podem ocasionar um menor grau de flexibilidade e, conseqüentemente uma amplitude de movimento articular reduzida nos idosos, alterando o padrão da caminhada. Alguns estudos que analisaram a marcha de idosos com histórico de quedas mostraram que esses idosos têm uma menor passada comparados com jovens saudáveis (LIN, WOLLACOTT, 2002), podendo estar relacionado com a diminuição da

amplitude de movimento. Essas mudanças podem afetar consideravelmente o sistema do controle postural, inclusive após desequilíbrio que necessitam de repostas rápidas para a retomada do controle postural e a prevenção de uma possível queda (FREITAS e BARELA, 2006).

Não estão claro na literatura quais dos sistemas tem mais influência no controle postural dos idosos e não se sabe ao certo qual dessas alterações acarreta a diminuição da capacidade de manter e recuperar a postura. Uma definição aceita e que explica o princípio do equilíbrio corporal (FREITAS; BARELA, 2006; FREITAS, KNIGHT, BARELA, 2010), é que todas as forças externas e internas agindo sobre o corpo, estão equilibradas, o que permite que o corpo mantenha-se em uma posição desejada (equilíbrio estático) ou que se movimente de maneira controlada (equilíbrio dinâmico). O controle postural pode ser avaliado na plataforma de força de forma estática e dinâmica, com ou sem perturbação através do posicionamento do CP. O dado do CP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do CP nas direções antero-posterior (ap) e medio-lateral (ml) são calculados como $CP_{ap} = (-h \cdot F_x - My) / F_z$ e $CP_{ml} = (-h \cdot F_y + Mx) / F_z$, em que h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força; por exemplo, um tapete sobre a plataforma de força. Os dados do CP adquiridos podem ser visualizados de duas formas: por um estatocinesigrama ou por um estabilograma. O estatocinesigrama e o mapa do CP na direção ap versus o CP na direção ml, enquanto o estabilograma é a série temporal do CP em cada uma das direções: ap e ml

A maneira mais comum de se estudar o controle postural é observar o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante uma tarefa qualquer. As oscilações corporais são comumente medidas utilizando-se uma plataforma de força e quantificadas por deslocamentos do Centro de Pressão (CP). A plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns (tipicamente quatro) sensores de força tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arranjados para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z , e os três componentes do

momento de força, M_x , M_y e M_z agindo sobre a plataforma (DUARTE; FREITAS, 2010).

O CP é uma medida de posição e é dependente do centro de gravidade (CG), pois representa o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. Representa, assim, o resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade (WINTER, 1995). O CP indica a resposta neuromuscular ao deslocamento do CG (DUARTE; FREITAS, 2010). Grandes deslocamentos do CP têm sido frequentemente utilizados como indicativo de oscilação postural (FREITAS, 2005).

De acordo com Freitas e Duarte (2005), algumas dessas variáveis são redundantes, o que torna desnecessária a análise de todas conjuntamente. As principais variáveis utilizadas na investigação do controle postural são: trajetória (cm), desvio-padrão do deslocamento do CP (cm), amplitude de deslocamento do CP (cm), área (cm²), velocidade (cm/s) e frequência (Hz). A variável da trajetória do CP representa o comprimento total da trajetória do CP sobre a base de suporte, sendo calculada a partir do deslocamento do CP na direção ântero-posterior e médio-lateral. O desvio-padrão do deslocamento do CP representa a dispersão da posição média durante um intervalo de tempo para cada direção. A amplitude de deslocamento do CP é medida a partir da distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CP para cada direção. A área do CP é obtida a partir da elipse que engloba 85% do estatocinesigrama. A velocidade de deslocamento do CP determina o quão rápido são os deslocamentos do CP, sendo usualmente utilizados os valores de velocidade média (para cada direção) e velocidade média total.

A posturografia pode ser avaliada estática ou dinâmica, a dinâmica parece ser mais sensível do que a estática para detectar os efeitos do envelhecimento na estabilidade postural (BALOH *et al.*, 1994; CAMICIORLI *et al.*, 1997), porém a posturografia estática pode fornecer uma melhor previsão de quedas (MAKI *et al.*, 1994; TOPPER *et al.*, 1993). O equilíbrio dinâmico é a capacidade de manter o equilíbrio enquanto o centro de gravidade do corpo está em movimento (o centro de gravidade não se encontra dentro da base de apoio) (ORR, RAYMOND, SINGH; 2008). Alguns testes de avaliação do controle postural usam perturbações

que são geradas pelo avaliador ou pelo próprio indivíduo avaliado que podem levar a estratégias para manter o equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010) que serão analisadas posteriormente.

A habilidade de responder efetivamente a uma perturbação inesperada do equilíbrio (que pode ser interno, como iniciar um movimento ou externo, como um tropeço) (MAKI; MCLLROY, 1996) é geralmente classificada como uma das causas das quedas. Essas perturbações podem ser de caráter sensorial, oferecendo informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente (MATSUDO *et al*, 2003), caráter vestibular, que resulta em um estímulo elétrico e caráter visual, ocasionado por uma sala móvel ou imagens visuais que se movem ou uma soma de perturbações causada por uma vibração muscular (LEE, HSIEH, PAFFENBAERGER, 1995). Para que essas perturbações não ocasionem em quedas é necessária a simulação das mesmas para os testes que analisam a melhora do indivíduo após uma prática de atividade física (MELZER *et al*, 2009, KEOGH *et al*, 2009, MISKO *et al*, 2003) ou até mesmo para um treinamento com exercícios que simulem as perturbações (MANSFIELD *et al*, 2010).

Avaliar esses componentes do equilíbrio é parte fundamental no diagnóstico da instabilidade e na predição das quedas em idosos. Alguns estudos (FERNIE *et al.*, 1982; SHIMBA, 1984) apresentaram métodos quantitativos para avaliar o controle postural, os principais métodos estão descritos a seguir; 1) testes de equilíbrio cronometrados, 2) medidas estáticas e dinâmicas da oscilação postural que geralmente são quantificadas por uma plataformas de forças, 3) testes que avaliam o desequilíbrio, através de perturbações nos sistemas do controle postural, podendo ser integrados com a eletromiografia para quantificar a ativação muscular que está relacionada ao desequilíbrio.

Estudos que avaliam as perturbações têm mostrado que indivíduos idosos têm um atraso na ativação da musculatura após uma perturbação (LIN, WOOLLACOTT, 2002; MANCHESTER *et al.*, 1989; OKADA *et al.*, 2001). Está claro que os idosos apresentam mudanças nas habilidades de responder a perturbações inesperadas e fazer uso de estratégias compensatórias para evitar o

movimento indesejado do centro de massa após a perturbação, não sendo tão eficaz quanto um jovem.

Freitas e Barela (2006) analisaram o efeito de diversas idades e as respostas às perturbações ântero-posteriores e concluíram que as mudanças no sistema neuromuscular relacionadas com o controle do equilíbrio após uma perturbação são observadas a partir da quinta década. Através desses estudos com perturbações podemos relacionar essa diminuição das reações neuromusculares ao aumento da incidência de quedas com os indivíduos acima de 60 anos e a importância de se estudar sobre as causas e prevenções dessas quedas (LIN; WOOLLACOTT, 2002; MANCHESTER *et al.*, 1989, OKADA *et al.*, 2001, MANSFIELD *et al.*, 2010, MAKI, MCLLROY, 1996).

A atividade física vem sendo investigada como um dos principais fatores de prevenção das quedas nos idosos, que visa melhorar a capacidade dos sistemas orgânicos a fim de reduzir os efeitos deletérios do envelhecimento (BEAN *et al.*, 2004; EARLES *et al.*, 2001; EVANS, 2000; HAKKINEN *et al.*, 1998). Os exercícios estão relacionados com a funcionalidade, com o equilíbrio, com a mobilidade, com o alinhamento da postura e a coordenação do sistema do controle postural podendo melhorar a capacidade dos caidores de manter o equilíbrio (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997).

3.3 Treinamento de Força e de Potência musculares em idosos

A massa muscular diminui entre 5% e 10% anualmente em homens e mulheres acima de 60 anos e a força muscular diminui entre 20% a 40% da terceira e oitava década (MURRAY *et al.*, 1985 STALBERG *et al.*, 1989; FLYN *et al.*, 1989, ALOIA *et al.*, 1991). A força muscular é gerada durante ou no início de um determinado movimento. Perdas na força associadas à idade são atribuídas às alterações musculares, na diminuição do número e do tamanho das fibras musculares (LEXELL *et al.*, 1983), resultando em perda muscular. A diminuição da

massa e da força muscular é provavelmente o resultado de perdas relacionadas ao controle postural após o envelhecimento.

Embora não esteja clara a influência e os motivos que levam à sarcopenia e à deficiência funcional, existem fortes evidências de que esse processo pode diminuir caso os indivíduos mantenham um estilo de vida ativo. (MISZKO *et al.*, 2003; FRONTERA; BIGARD, 2002). A potência e a resistência muscular são significativamente maiores em mulheres com um elevado nível de atividade física desde os 50 anos, indicando melhora no desempenho físico (FIATARONE *et al.*, 1994; CHARETTE *et al.*, 1991; MARSH *et al.*, 2009). Goodpaster *et al.* (2006) descreveram que a diminuição da força é menor entre os participantes que têm um nível de força inicial mais alto que os outros.

Wolfson e colaboradores (1995) analisaram os efeitos de um programa de treinamento de força para os membros inferiores, avaliando a melhora na marcha e no equilíbrio com idosos que moram em asilos e que sofreram uma queda. A amostra foi composta de 22 idosos caídores (± 84 anos) e 18 idosos não caídores (± 81 anos). Após o período de treinamento, Wolfson *et al.* (1995) concluíram que o treinamento de força está diretamente relacionado com a melhora do equilíbrio e da marcha em idosos. O estudo de Persch e colaboradores (2009) submetem 16 idosas ($\pm 61,1$ anos), ao treinamento de força de 12 semanas, três vezes semanais. A intensidade dos treinamentos era de acordo com o teste de 1 RM, aproximadamente 66% à 105% de 1 RM em todos os exercícios para os membros inferiores. Os autores encontraram ganhos na força muscular dos flexores articulares e aumento do pico da flexão do quadril, joelho e tornozelo. Após o treinamento de força, o grupo que treinou força muscular melhorou a elevação do pé do solo na caminhada e também a velocidade da caminhada. As mudanças na amplitude e pico da extensão e flexão das articulações resultam da influência do ganho de força em resposta ao treinamento.

Os impactos do treino de força na funcionalidade ainda não estão claros na literatura. Latham *et al.* (2004) apresentam apenas aumentos em alguns testes funcionais depois do treinamento de resistência muscular apesar de efeitos grandes e positivos nesse tipo de treinamento. Isso deve acontecer por causa dos componentes de contração muscular que não devem transferir para a melhora

funcional do idoso no treinamento de força muscular, onde a ativação do padrão dos movimentos relacionados com a força e movimentos relacionados com a funcionalidade (BARRY; CARSON; 2004).

Os benefícios dos exercícios resistidos (musculação) para amenizar os efeitos do envelhecimento já estão claros na literatura, visando melhorar predominantemente a força muscular (PERSCH *et al.*, 2009). Todavia, o conceito que a potência muscular está mais relacionada à funcionalidade dos idosos do que a força (RUNGE *et al.*, 1999; RUNGE *et al.*, 2004) desencadeou uma mudança no paradigma dos programas de treinamento em idosos (HAZELL, KENNO, JAKOBI, 2007). Assim, os efeitos do treinamento da potência muscular passaram a receber maior atenção.

O programa de treinamento resistido aumenta a força muscular, massa muscular e melhora o equilíbrio dinâmico e a velocidade da marcha (OCHALA *et al.*, 2005; PERSH *et al.*, 2009) e reduz o risco de quedas dos idosos (RUBENSTEIN *et al.*, 2000). Embora a maioria dos estudos apresentem o exercício de força como determinante para a melhora da função do esqueleto muscular (RUBENSTEIN *et al.*, 2000; FRONTERA, BIGARD, 2002), ele não apresenta um ganho significativo na funcionalidade. Por isso, outros estudos vêm analisando os efeitos do treinamento de potência muscular no aumento da mobilidade muscular e da funcionalidade muscular (TSCHOPP *et al.*, 2011, BEAN *et al.*, 2010; FOLDVARI *et al.*, 2000). Bosco e Komi (1980) apontam que os idosos retêm 50% da força e apenas 25% da potência muscular com o passar dos anos, apresentando um dos motivos da importância de aumentar a potência após o envelhecimento.

Estudos indicam que a potência muscular é mais eficaz do que a força muscular para aumentar o desempenho das tarefas diárias (BASSEY *et al.*, 1992). Potência é a combinação da força e velocidade de contração dos músculos. A habilidade de gerar força rápido é um componente importante para a prevenção das quedas (EVANS, 2000). A potência e a força muscular diminuem a partir dos 40 anos (METTER *et al.*, 1997). Entretanto, os dados na taxa da diminuição da potência muscular, são limitados, acreditam que a potência pode diminuir aproximadamente 3,5% por ano (SKELTON, KENNEDY, RUTHERFORD, 2002). Metter e colaboradores (1997) observaram que a potência muscular diminui mais

cedo do que a força muscular em mulheres e com a idade a diminuição da potência é mais ou menos 10% maior do que a diminuição na força dos 20 aos 80 anos (significante para os homens, mas não para as mulheres). Com isso, a atenção está focada na necessidade de estratégias de exercícios para aumentar a potência muscular (EARLES, JUDGE, GUNNARSSON, 2001).

A potência tem uma grande relação com a funcionalidade dos idosos (TSCHOPP *et al*, 2011). Diferente do treinamento de resistência, o treinamento de alta velocidade é um método eficaz para aumentar a habilidade e a funcionalidade de idosos destreinados. O treinamento de força comparado com o treinamento de potência na melhora funcional, na força dinâmica, na força isométrica e na potência muscular (HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008), o treinamento de potência apresenta melhores resultados nessa variável. Ainda não estão claros os efeitos e a relevância clínica (TSCHOPP *et al*, 2011) do treinamento de potência em relação ao treino de força. Por isso, é necessário estudos que analisem as diferenças e os ganhos dos treinamentos de força e potência muscular em idosos.

Um programa de treinamento resistido tem como característica uma alta resistência e uma baixa velocidade do movimento. Entretanto o treinamento de potência muscular geralmente utiliza uma baixa resistência e uma alta velocidade. Indivíduos que participam de um treinamento resistido adquirem força muscular (FIATARONE *et al.*, 1994; CHARETTE *et al.*, 1991) e algumas pequenas melhoras funcionais (FIATARONE *et al.*, 1994). Já os idosos que treinam potência muscular são mais rápidos frente a um distúrbio e conseqüentemente menos propensos as quedas (EARLES *et al.*, 2000). A potência está altamente relacionada com o desempenho das tarefas da vida diária (BASSEY *et al.*, 1992). Os indivíduos que treinam potência muscular podem ter uma maior capacidade de levantar e sentar de uma cadeira, subir escadas e possivelmente evitar uma queda (MISZKO *et al.*, 2003). Tal fato se deve principalmente porque em adultos com funções comprometidas, o treinamento de potência produz ganhos similares aos de força, porém maiores ganhos sobre a potência muscular (MARSH *et al.*, 2009).

Tem sido sugerido que a perda da potência muscular dos membros inferiores pode ser mais agravante do que a perda de força dos mesmos em relação à limitação das atividades relacionadas com a mobilidade da vida diária e

a incidência das quedas. A perda da potência muscular diminui mais rapidamente e antes do que a força muscular. Essa perda de potência muscular inicia na terceira e quarta década da vida (METTER *et al.*, 1997). A grande perda da potência muscular comparado com a força muscular pode estar relacionada com a perda e a atrofia da força das fibras do tipo II (LEXELL *et al.*, 1991), diminuição do recrutamento das unidades motoras, na taxa de disparo das unidades motoras (BARRY; CARSON; 2004) e a redução da velocidade de condução nervosa (MACALUSO *et al.*, 2002).

Foram encontrados na literatura, trabalhos sobre a relação da capacidade de gerar torque de membros inferiores e risco de quedas (BENTO *et al.*, 2010). Porém, tais estudos foram baseados em análises transversais, onde em geral, se conclui que a capacidade de gerar torque rapidamente é um dos fatores mais relevantes para recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas. A magnitude e a taxa de desenvolvimento de força são correlacionadas com a velocidade do movimento e o risco de quedas, sendo importante para a manutenção da independência nos indivíduos idosos (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2000). Atividades que visam o desenvolvimento da força muscular máxima e a potência podem ser eficazes na prevenção de quedas e manutenção da independência. (NEVITT *et al.*, 1989).

O estudo de Miszko *et al.* (2003) submeteu 39 idosos saudáveis e sedentários, com idade entre 65 e 90, à 16 semanas de TF e TP, com intensidade 50 a 80% e 40% respectivamente. O treinamento consistia em três séries de seis a oito repetições em seis exercícios para os membros inferiores. Os grupos do TF e TP realizavam o mesmo treinamento nas oito primeiras semanas de 50 a 70% de 1 RM e após esse período o grupo que treinava força aumentava para 80% de 1 RM, com velocidade aproximadamente de 4 segundos na fase excêntrica e concêntrica e o grupo potência realizava os exercícios com 40% de 1 RM com velocidade alta de realização na fase excêntrica e lenta na fase concêntrica. Foram avaliados na força dinâmica (1 RM), numa bateria de testes funcionais e um teste de potência muscular realizado numa bicicleta ergométrica. Os autores encontraram um aumento da força dinâmica máxima no grupo do TF comparado com o controle e não houve diferença com o TP. Os testes funcionais foram

melhores no grupo que treinou a potência muscular. Com isso, Miszko e colaboradores (2003) concluíram que o TP é mais efetivo para a melhora funcional do que o TF. O treinamento de potência muscular resulta em uma maior ativação neural do que o treinamento de força muscular (SALE, 1988), isso pode explicar esse aumento funcional no desempenho do tempo das tarefas com o TP.

Posteriormente, Drey e colaboradores (2011) compararam os efeitos do treinamento de força e potência muscular em idosos acima de 65 anos frágeis. Fizeram parte do estudo 69 idosos, que participaram de 12 semanas de exercícios, duas vezes semanais com suplementação de vitamina D₃. O treinamento aconteceu em uma máquina com sistema de elásticos para realizar a resistência do movimento e a diferença entre os grupos é que o TP realizava a fase concêntrica o mais rápido possível e a fase excêntrica de forma lenta (2-3 segundos), e as repetições iam de 6 a 15 durante as semanas. As variáveis analisadas foram o escore da bateria de testes do desempenho funcional, o salto vertical na plataforma de forças e a auto-avaliação do desempenho funcional. Em contrapartida do estudo de Miszko et al. (2003), esse estudo não encontrou diferenças significativas entre os grupos nas variáveis funcionais e no aumento da força muscular, apresentando como limitações a máquina em que os idosos foram treinados que não teve como aumentar a resistência manualmente.

Um estudo recente de Wallerstein et al. (2012) comparou as adaptações neuromusculares produzidas pelo treinamento de força e pelo treinamento de potência muscular em idosos. Os autores não encontraram nenhuma mudança na ativação neuromuscular após o treinamento, mas concluíram que o treinamento de potência parece ser uma alternativa atraente para manter e aumentar a massa muscular. A potência muscular pode ser mais importante do que a força quando precisamos gerar uma força rápida a um estímulo, durante a retomada de perturbações do equilíbrio ou movimentos rápidos necessários para atravessar uma rua movimentada (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2000).

Uma vantagem do treinamento de potência muscular pode ser menos exaustivo do que o treinamento convencional de força (SAYERS, 2007). O aprimoramento da potência com baixas resistências externas podem ter um impacto substancial sobre o equilíbrio estático e dinâmico em indivíduos mais

velhos. Porque a mudança mínima na potência necessária para melhorar a função nos idosos permanece desconhecida (FIELDING *et al.*, 2002), a eficácia de trabalhos que relacionem a melhora do equilíbrio através do treinamento de potência é importante para o avanço desses conhecimentos.

Como se observa, na literatura ainda não está claro a contribuição de cada tipo de treinamento (força e potência) no combate às alterações decorrentes do envelhecimento. Nota-se que, apesar de compararem os treinamentos, os estudos avaliam apenas algumas adaptações e mesmo assim não estão completamente claros dos benefícios dos mesmos. Ainda faltam na literatura mais estudos que abordem as adaptações do equilíbrio estático e dinâmico, da funcionalidade e da velocidade de reação da contração muscular de uma única vez para que possamos elucidar a questão em torno da contribuição dos treinamentos de força e potência tanto em idosos frágeis como em idosos independentes.

4 METODOLOGIA

As participantes foram recrutadas por meio de panfletos e cartazes afixados em unidades de saúde, de lazer e na própria Universidade. Além disso, indivíduos que estavam procurando por atividades físicas oferecidas pela Universidade Federal do Paraná foram convidados a participar do estudo. Foram selecionadas 55 idosas (acima de 60 anos), as quais foram divididas em três grupos: grupo de força (GF, n = 20), grupo de potência (GP, n = 20) e o grupo controle (GC, n = 15) (FIGURA 4.1). Um médico realizou um exame clínico pré-participação para verificar se as idosas estavam aptas a participar do treinamento físico proposto. Após atenderem aos critérios de inclusão no estudo foi realizada a assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE I) que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Paraná sob protocolo de número CEP/SD 1149.074.11.06; CAAE 0072.0.091.000-11, em 25 de julho de 2011 (ANEXO I). O estudo foi concluído com 37 voluntárias. As desistências foram provocadas por falta de adaptação ao treinamento (n=6), recusa para avaliação pós do grupo controle (n=4), motivos pessoais e motivos de saúde não relacionados ao treino (n=8).

4.1 Critérios de Inclusão

Foram incluídos no estudo mulheres com idade acima de 60 anos, que eram fisicamente inativas (ou seja, que não estavam participando de qualquer programa estruturado de atividade física) (MISIC *et al.*, 2009) há no mínimo oito semanas ou praticantes de atividades aeróbicas esporadicamente. Que vivam normalmente na comunidade, sem dispositivos de auxílio para o desempenho de suas atividades diárias.

4.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo indivíduos do sexo masculino em função de diferenças morfo-esqueléticas entre os gêneros (KUBO *et al.*, 2003) que poderiam influenciar os resultados. Além disso, existem relatos de que as quedas são mais prevalentes em mulheres (COUTINHO *et al.*, 2009). Foram excluídos também os indivíduos que apresentavam próteses ou que necessitassem do uso de órteses de membros superiores ou inferiores e os que apresentassem doenças crônicas degenerativas, históricos de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias ou qualquer outro tipo de problema clínico que pudesse interferir na execução de suas atividades diárias ou no padrão da marcha durante os seis meses que precedesse o início do presente estudo.

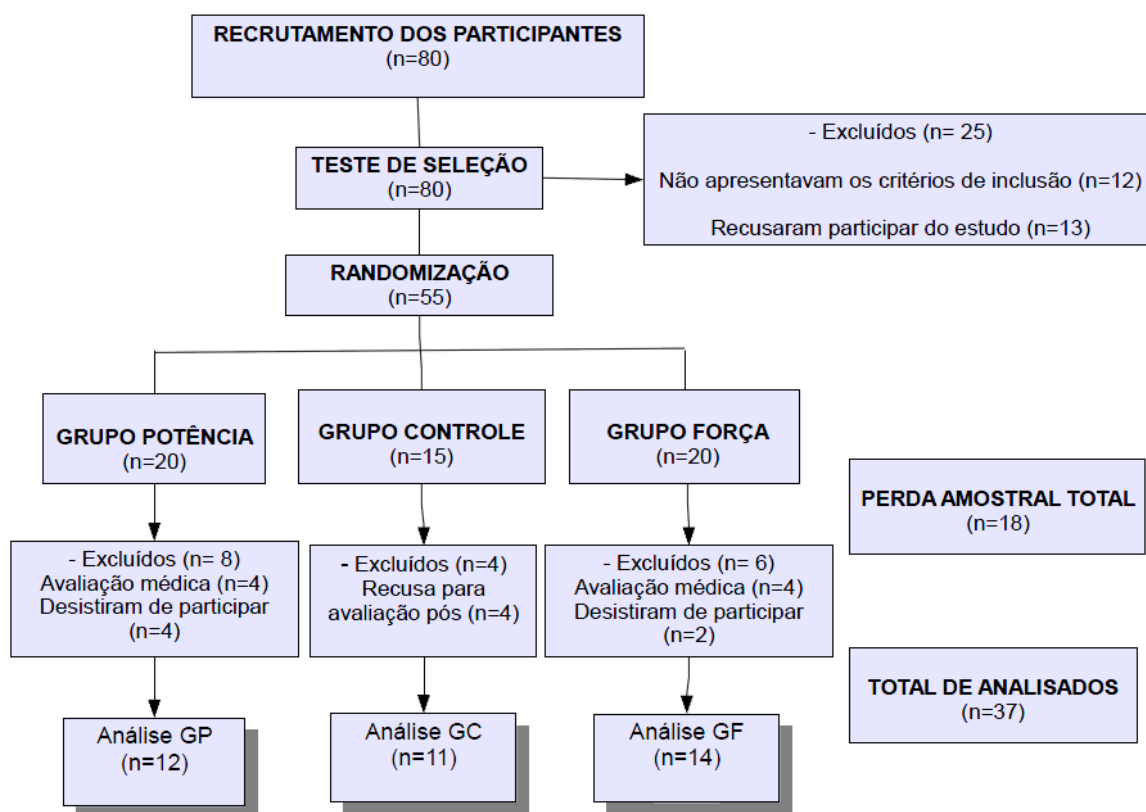


FIGURA 4.1 – Diagrama de fluxo do recrutamento dos participantes.

4.2 Procedimentos

Um conjunto de testes foi realizado em quatro sessões experimentais a fim de determinar as características relativas à capacidade de produzir torque (pico e taxa de desenvolvimento de torque), equilíbrio (estático e dinâmico) e a capacidade funcional. As sessões foram realizadas antes e após um período de 12 semanas de treinamento de força e potência. Os participantes foram solicitados a não aderirem a outras atividades físicas durante o período do estudo. O grupo controle (GC) não foi submetido a qualquer protocolo de treinamento, e requisitado a não alterar suas rotinas de atividade física. Ao GC foi ofertada a possibilidade de efetuar o treinamento após a conclusão do estudo.

4.3 Sessões de Avaliação

Na primeira semana após o recrutamento, os participantes foram submetidos a uma reunião a respeito da disponibilidade de tempo, nível de atividade física, responderam a questionários sobre o histórico de quedas, modelo no APÊNDICE II, tiveram peso e estatura aferidos e passaram em consulta clínica com um médico. Para determinar as quedas, os participantes reportaram episódios de quedas ou quase quedas (sendo capazes de evitar a queda pelos membros superiores) durante os 12 meses que precederam o início do estudo. A definição de quedas ou quase quedas segue os critérios aplicados por La Roche et al. (2010). As sessões de avaliação foram realizadas ao longo de sete dias de testes e apresentaram os seguintes itens: (a) testes do controle postural (estático e dinâmico) e o salto vertical que foram realizados no laboratório (CECOM), (b) familiarização com os procedimentos para a avaliação da força muscular dos membros inferiores (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque) que foram realizados no laboratório (CECOM), (c) avaliação da força muscular dos membros inferiores (pico e taxa de desenvolvimento de torque) que foram realizados no laboratório (CECOM) e (d) a bateria de testes funcionais propostos por Rikli e Jones (1999) que foram realizados na quadra poliesportiva da UFPR. Três sessões foram destinadas para determinar o teste de carga máxima (1RM)

nos exercícios de musculação que foram empregados nos grupos experimentais e foram executados na sala de musculação onde foi realizado o treinamento.

1º dia de avaliação	2º dia de avaliação	3º dia de avaliação	4º dia de avaliação	5º dia de avaliação	6º dia de avaliação	7º dia de avaliação
Teste do controle postural	Familiarização de célula de carga	Teste célula de carga	Testes funcionais	Familiarização teste 1RM	Familiarização teste 1RM	Teste 1RM

4.3.1 Avaliação do Controle Postural

Os testes de equilíbrio foram estáticos e dinâmicos e foram realizados de forma aleatória. Durante os testes, as variáveis que refletem o controle postural foram coletadas por meio de uma plataforma de força (AMTI, modelo OR 6-7, USA) com uma frequência de amostragem de 100 Hz e frequência de corte do filtro de 10 Hz. A posturografia dinâmica parece ser mais sensível do que a estática para detectar os efeitos do envelhecimento na estabilidade postural (BALOH et al., 1994; CAMICIOLLI et al., 1997), porém testes estáticos podem fornecer melhor previsão de quedas (MAKI; HOLLIDAY; TOPPER, 1994; PAJALA et al., 2008; TOPPER; MAKI; HOLLIDAY, 1993). Dessa forma, três medidas estáticas e duas medidas dinâmicas sobre o controle postural foram selecionadas. As três condições estáticas foram com a base bipodal reduzida com os olhos abertos, base bipodal reduzida com os olhos fechados e a posição de tandem com os olhos abertos. Foi realizada apenas uma tentativa em cada condição e foram realizados de forma aleatória. Os voluntários estavam descalços sobre a plataforma durante os testes.

Os testes dinâmicos visaram representar uma medida dinâmica controlada e volicional e compreenderam duas condições. Na primeira condição, o teste de limite de estabilidade, onde o indivíduo deslocamento o CP para frente e para trás sem reposicionamento dos membros inferiores. A segunda condição foi selecionada para tentar representar uma condição que envolvia ações integradas

e específicas de reposicionamento de membros inferiores (teste da velocidade do passo), mas que é originada de uma perturbação.

4.3.2 Testes do Controle Postural Estático

Os testes de equilíbrio estático envolveram as seguintes condições: (1) olhos abertos e base bipodal reduzida (calcanhares unidos), (2) olhos fechados com base bipodal reduzida e (3) posição de tandem (pés alinhados na direção ântero-posterior de forma que o hálux do segmento posterior toque levemente a região posterior do calcâneo do segmento à frente). Os testes foram realizados durante 60s em todas as condições. Nesses testes, os membros superiores permaneceram posicionados lateralmente ao longo do corpo e os participantes foram instruídos a olhar fixamente para um alvo colocado à altura dos olhos (ajustado para cada sujeito) a uma distância de 2 m da plataforma (FIGURA 4.2).

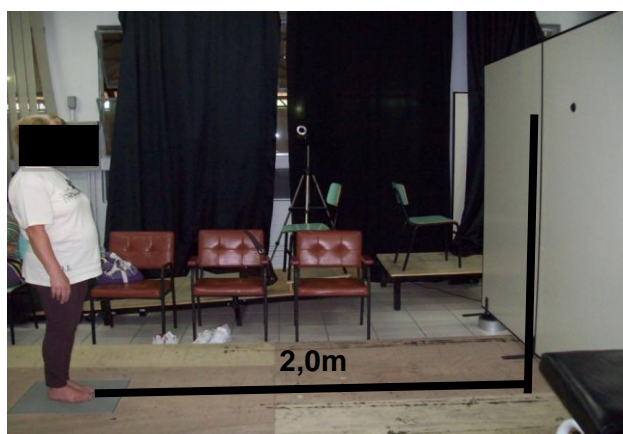


FIGURA 4.2 – Esquema do posicionamento do painel com a referência visual e a distância até a plataforma do teste de equilíbrio

Uma rotina especificamente elaborada para essa finalidade (Matlab 2007, MathWorks Inc., USA) foi aplicada para calcular as variáveis empregadas para descrever o equilíbrio estático. As variáveis analisadas foram escolhidas pela maior predição de quedas e maiores perdas com o envelhecimento e compreenderam: amplitude do deslocamento do CP no sentido médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) (cm); desvio padrão do CP na direção ML e AP (cm); valor médio quadrático da componente de velocidade ML e AP do CP (cm/s); valor

médio da velocidade absoluta do CP na direção ML e AP (cm/s); valor médio do módulo do vetor de velocidade do CP; comprimento da trajetória do CP (cm); área (cm²) calcula área do CP e frequência mediana da oscilação do CP na direção ML e AP.

4.3.3 Testes do Controle Postural Dinâmico

Os testes de equilíbrio dinâmico envolveram duas condições. A primeira, denominada aqui de limite de estabilidade, relaciona-se com a capacidade dos participantes em deslocar o centro de massa o mais rápido nas direções anterior e posterior de forma volicional. Para esse teste, os participantes partiram da posição estática, com os olhos abertos e base confortável (pés afastados aproximadamente na largura dos ombros) e efetuaram uma rápida inclinação numa das direções indicadas (anterior ou posterior) de forma a produzir a máxima excursão do centro de massa sem, no entanto, perder o equilíbrio e tirar o pé da superfície da plataforma. Esse teste tem sido descrito como limite de estabilidade e referido como capaz de discriminar idosos com e sem históricos de queda (DU PASQUIER *et al.*, 2003). Para analisar esses dados foi elaborada uma rotina específica elaborada no Microsoft Excel, que foi aplicada para determinar a amplitude de deslocamento do centro de massa para frente e para trás.

A segunda condição dinâmica envolveu a determinação da velocidade de execução do passo e seguiu os procedimentos propostos por Melzer et al. (2009). Nesse teste, ações específicas e integradas dos membros inferiores foram efetuadas a fim de reposicionar um dos segmentos no solo após um leve estímulo de perturbação. Os participantes foram instruídos a permanecer em posição ortostática idêntica àquela empregada na condição do limite de estabilidade (olhos abertos e base confortável) e realizar um passo "o mais rápido possível" à frente, imediatamente após um toque manual aplicado pelo avaliador na região do calcâneo (FIGURA 4.3). O passo foi efetuado para frente e com o membro direito de forma a tocar uma área de 60 cm de comprimento desenhada à frente da plataforma de forças. Os participantes foram instruídos a fixar seu olhar em um ponto localizado à frente na altura dos olhos a uma distância de 2 metros. Antes do início do teste, os participantes realizaram algumas tentativas na posição

sentada, para familiarização (MELZER *et al.*, 2009; MELZER e ODDSON, 2004). Após esse breve período de adaptação, um conjunto de três tentativas para frente foi realizada. A média das variáveis das tentativas foi empregada para representar o desempenho dos participantes.



FIGURA 4.3 – Representação do teste de velocidade do passo para frente, do momento do toque no calcanhar até a realização do passo a frente.

Os dados da plataforma de forças foram usados para determinar os parâmetros temporais de cinco diferentes fases de execução do movimento (MELZER *et al.*, 2009) (FIGURA 4.4): (1) Início do Passo; (2) Perda do contato do pé com o solo; (3) Contato do pé com o solo; (4) Fase de preparação; (5) Fase de balanço. A definição dessas variáveis encontra-se no Quadro 4.1. Após o cálculo de cada fase do passo, foram calculados os tempos de execução de cada ciclo, diminuindo o tempo do passo do ciclo posterior para o ciclo anterior.

Quadro 4.1. Variáveis do teste do passo.

Fase: Toque Inicial (1)	Três desvios padrão acima da média da força de reação do solo no eixo FY (ântero-posterior)
Fase: Início do passo (2)	Primeira mudança súbita no sentido médio-lateral do CP ml através da perna de balanço.
Fase: Perda do contato do pé com o solo (3)	Uma súbita mudança do CP ml, média mais um desvio padrão dos valores negativos.
Fase: Contato do pé com o solo (4)	Início da redução da força vertical FZ, primeiro valor após a média e um desvio padrão.
Ciclo: Início do passo (2 - 1)	Tempo entre o toque inicial (1) e o início do passo (2)
Ciclo: Fase de preparação (2 - 3)	Tempo entre o início do passo (2) e a perda do contato do pé com o solo (3)
Ciclo: Fase de balanço (4 - 3)	Tempo entre a perda do contato do pé com o solo (3) e o contato do pé com o solo (4)
Ciclo: Tempo total do passo (4 - 1)	Tempo entre o contato do pé com o solo (4) e o toque inicial

As definições das variáveis segue o modelo proposto por Melzer et al. (2007).

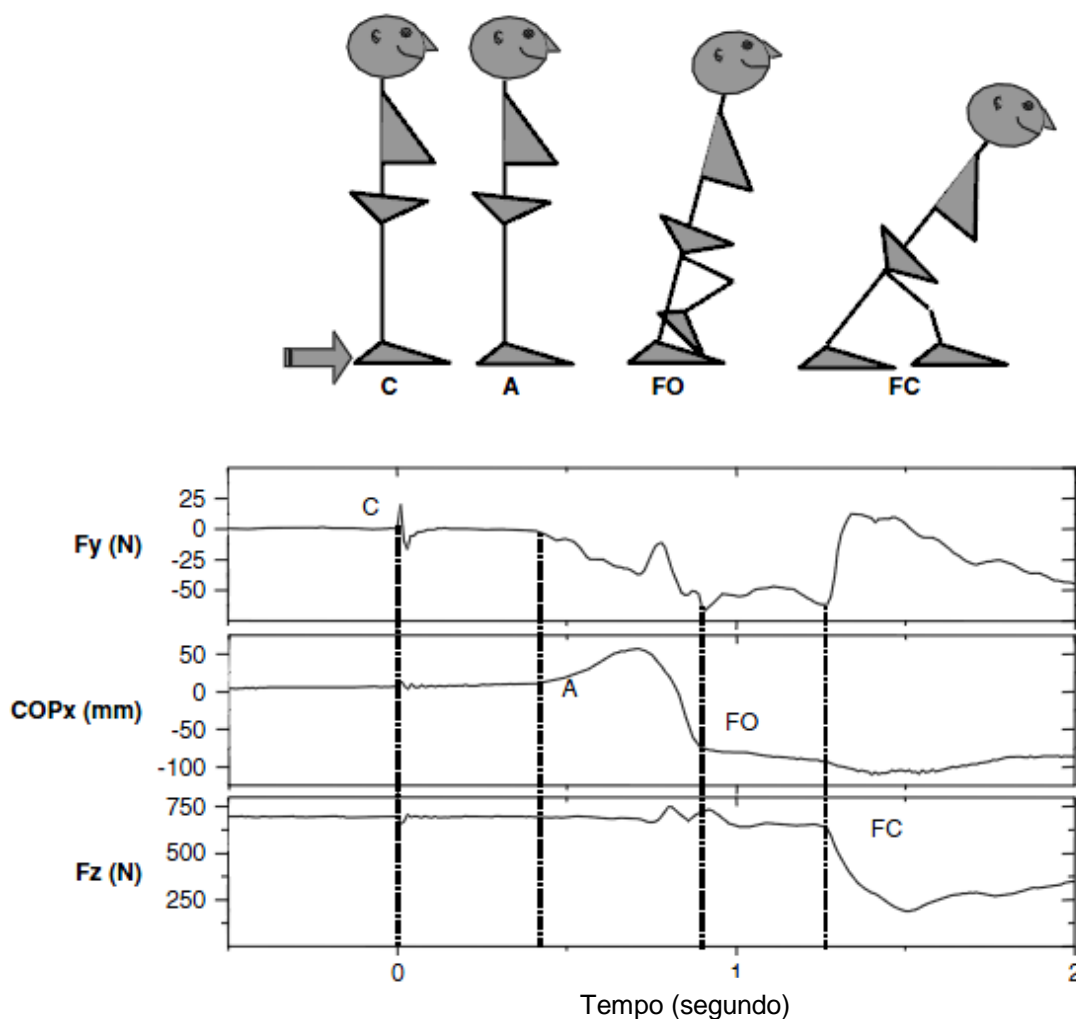


FIGURA 4.4 – Um exemplo dos dados da execução do passo para frente. Os seguintes eventos são marcados: Toque inicial (C); Início do Passo (A); Perda do contato do pé com o solo (FO); Contato do pé com o solo (FC). F_y = Forças de reação em direção antero-posterior, F_z = força de reação vertical do solo, COPx = centro de pressão medio-lateral, N = newton, mm = milímetros. Figura retirada de Melzer et al, 2007.

4.3.4 Teste de força dinâmica máxima

A força dinâmica foi mensurada através do teste de 1RM (uma repetição máxima), que é a quantidade de peso que pode ser movida uma única vez durante toda a amplitude de movimento e de maneira adequada. Foi seguido o modelo proposto por BROWN e WHEIR (2001) para os exercícios de leg-press horizontal, cadeira extensora e cadeira flexora (NakaGym, Brasil) Os participantes realizaram

um aquecimento geral inicial de 5min na esteira, que envolveram duas séries de aquecimentos específicos antes do início do teste. A primeira série consistiu de oito repetições a 50% da carga máxima prevista e a segunda de cinco repetições com 80% da carga máxima. Um intervalo de dois minutos foi imposto entre as séries. Previamente ao teste, foram realizadas duas sessões de familiarização, uma na qual os indivíduos realizaram duas séries de 10 repetições com carga leve para favorecer o aprendizado do movimento. A segunda sessão de familiarização ao teste de 1RM consistiu de um teste de 3RM que permitiu estimar um valor aproximado para predição do teste de 1RM (AMBROSINI *et al.*, 2010). As regulagens foram feitas de maneira que ao apoiar os pés na plataforma do leg-press horizontal, um ângulo de 90° fosse obtido nas articulações do joelho e quadril. As costas e a cabeça foram apoiadas no encosto posterior do equipamento. Os mesmos procedimentos foram feitos na cadeira extensora.

4.3.5 Teste de Potência Muscular – Salto vertical

O salto vertical (SV) foi incluído como um indicador do ganho de potência muscular. O participante permaneceu em posição ortostática idêntica àquela empregada na condição do limite de estabilidade (olhos abertos e base confortável) em cima da plataforma de forças, com as mãos apoiadas sobre os ombros. Os participantes foram instruídos para que ao sinal do avaliador realizassem um contra movimento descendente, flexionando o joelho e o quadril sem o auxílio dos braços e a estender os joelhos e o quadril de novo para saltar verticalmente (LINTHORNE, 2001). Foram coletadas três tentativas, porém apenas aquela de maior desempenho (altura) foi selecionada para efeitos de análise. Antes do início do teste do salto vertical, foi realizado um aquecimento que consistiu em levantar e sentar de uma cadeira (0,43m de altura) o mais rápido possível durante 30s, após o aquecimento foi realizada uma familiarização com o teste fora da plataforma de força, realizando 5 saltos, simulando o salto vertical realizado no teste. As variáveis que refletem a altura do salto vertical foram coletadas por meio de uma plataforma de força com uma frequência de

amostragem de 200 Hz. A altura do salto foi determinada pela altura do centro de massa, calculado pelo impulso - momento.

$$\text{Deslocamento Y} = \text{Deslocamento Inicial} + (\text{velocidade instantânea} \times \text{tempo})$$

4.3.6 Testes de Pico e Taxa de Desenvolvimento de Torque

O pico e a taxa de desenvolvimento de torque foram mensurados isometricamente através de uma contração máxima do membro dominante do participante segundo os procedimentos estabelecidos por Bento *et al.* (2010). Previamente à coleta dos dados de força foi realizada uma sessão de familiarização com os procedimentos, instrumentos e demandas do teste com todas as articulações. Os participantes receberam instruções de realizar as contrações isométricas da forma mais rápida e vigorosa possível, e em seguida manter aproximadamente durante 3 segundos a força máxima. Essa instrução foi reforçada a cada teste. Os valores da força foram captados por meio de uma célula de carga (Kratos, modelo IK-1C, Brasil), com capacidade de 500 kgf e resolução de 0.1 kg fixa a um conjunto de cabos inextensíveis ligados ao segmento avaliado por meio de uma tira de velcro. Os valores da força foram transmitidos para uma placa conversora A/D (National Instruments, modelo NI USB 6218), coletados com uma frequência de 1000 KHz através de um software específico (Labview Signal Express 3.0) e armazenados para posterior análise.

Em todas as posições testadas, um ângulo de aproximadamente 90° entre o segmento corporal e o cabo da célula de carga foi preservado (FIGURA 4.5). Dessa forma, o produto da força (determinado pela célula de carga) pela distância do ponto médio da tira do velcro ao centro articular (mensurado a cada teste) permitiu a determinação do torque muscular. Os participantes realizaram testes para os músculos flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo. Os testes foram executados com os sujeitos posicionados sobre uma maca – vide Figura 4.6. Foram coletadas duas tentativas com diferença de pico entre elas de no máximo 10%. Para efeitos de análise, apenas a tentativa de maior desempenho (maior pico de força) foi considerada. As tentativas em que os indivíduos realizaram contra-movimento foram descartadas e uma nova tentativa realizada. O

pico de torque (N.m) foi definido como o valor máximo encontrado na curva torque-tempo. Um intervalo de um minuto foi empregado entre cada tentativa (BENTO *et al.*, 2010).



FIGURA 4.5 – Disposição do espaço e da posição dos sujeitos para a avaliação da contração isométrica máxima.

A taxa de desenvolvimento de torque (N.m.s^{-1}) foi determinada pelo coeficiente de inclinação da reta que corresponde à 60% da curva torque-tempo. Para essa finalidade, foram descartados os primeiros e os últimos 20% da curva força-tempo a fim de evitar a influência da deformação dos tecidos que pode ocorrer no início do movimento e possíveis artefatos que podem ocorrer próximo ao instante do pico de torque devido à oscilações do aparato e vibrações do cabo. A taxa de desenvolvimento de torque foi àquela derivada da tentativa de maior pico de torque (BENTO *et al.*, 2010).

Uma rotina especificamente elaborada para essa finalidade (Matlab 2007, MathWorks Inc., USA) foi aplicada para calcular as variáveis empregadas para descrever o torque e a taxa de desenvolvimento de torque. As posições empregadas no teste isométrico para a determinação do pico e da taxa de desenvolvimento de torque estão representadas na Figura 4.6.

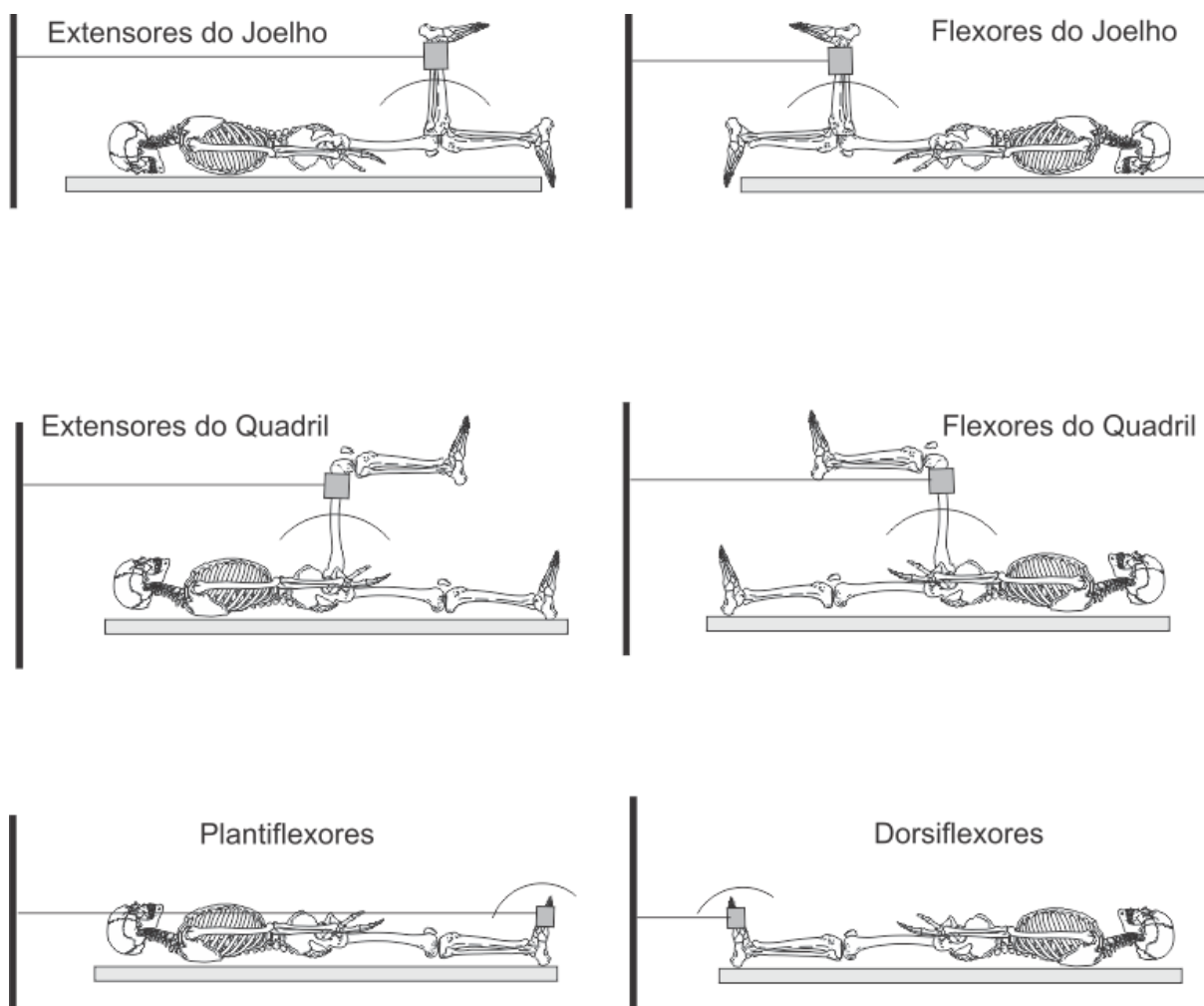


FIGURA 4.6 – Esquema representativo das posições utilizadas para a determinação do pico e da taxa de desenvolvimento de torque. Adaptado de Bento et al. 2010.

4.3.7 Testes funcionais

Os testes funcionais foram realizados de acordo com Rikli e Jones (1999). Foram realizados quatro testes dos propostos por Rikli e Jones (1999), os testes avaliam a aptidão cardiorrespiratória, a flexibilidade, a força de membros inferiores, agilidade e o equilíbrio dos membros inferiores. Os idosos foram submetidos aos testes funcionais de flexibilidade, agilidade, força de membros inferiores, caminhada de 6 minutos.

O teste de flexibilidade usado foi o teste de sentar e alcançar – (SA). O voluntário sentava na borda de uma cadeira com 0,43m de altura, com um joelho flexionado (90), o outro estendido o máximo possível e tornozelo em posição

neutra (90), A partir dessa posição, descia lentamente o tronco com os braços estendidos e as mãos sobrepostas na tentativa de alcançar o hálux. A extremidade do hálux correspondia ao ponto zero. Não alcançando esse ponto, o resultado foi classificado como negativo (distância que faltava até o hálux) e, ultrapassando-o, o resultado foi positivo (distância alcançada depois do hálux). Foi estabelecido o membro direito para todos os participantes, por apresentar na maioria ser o dominante. Duas tentativas foram realizadas e o melhor escore entre elas foi utilizado (RIKLI; JONES, 1999).

O teste de agilidade usado foi o teste de “levantar, ir e voltar” (LIV). O voluntário iniciava o teste sentado em uma cadeira de 0,43m de altura, com os braços estendidos e pés totalmente apoiados no solo. Ao sinal do avaliador, o voluntário levantava-se sem o auxílio das mãos e caminhava o mais rápido possível, sem correr, contornava um cone posicionado a uma distância de 2.44m da cadeira e retornava à posição inicial. O cronômetro foi acionado a partir do sinal do avaliador, novamente quando o voluntário se sentava totalmente na cadeira. Após demonstração, o voluntário fazia uma tentativa do teste para familiarizar-se e após um minuto, foram realizadas duas tentativas, com um minuto de intervalo entre elas. O melhor escore (menor tempo em segundos) foi usado para a análise (RIKLI; JONES, 1998).

A força de membros inferiores foi analisado pelo teste de sentar e levantar de uma cadeira, onde avalia a força de membros inferiores (FMI). O voluntário iniciava o teste sentado em uma cadeira de 43 cm de altura, com as costas apoiadas, os braços cruzados à frente do peito (mantendo-os assim até o final) e os pés bem apoiados no chão. Ao sinal do avaliador, o voluntário tinha de levantar e sentar na cadeira durante 30s, sem tirar os pés do chão o mais rápido possível e estendendo totalmente os joelhos e o tronco. O cronômetro foi acionado no momento que o avaliador desse o comando e foram contadas quantas repetições o voluntário realizava em 30s. Cada repetição correspondeu a cada vez que o voluntário transferia todo seu peso para a cadeira (RIKLI; JONES, 1999).

O teste de seis minutos de caminhada (6MC) foi aplicado para determinar a funcionalidade em termos de mobilidade dos participantes. O individuo caminhava o mais rápido que pudesse, sem correr durante seis minutos em volta de uma área

retangular de aproximadamente 45m posicionados. Caso o voluntário sentisse necessidade, podia parar para descansar, ou até mesmo interromper o teste. Foi considerada a distância percorrida durante este tempo ou até onde o voluntário conseguiu chegar (RIKLI; JONES, 1999).

4.4 Protocolos de treinamento de força e de potência muscular

Os grupos experimentais (GF e GP) foram submetidos a um período de 12 semanas de treinamento composto por três sessões semanais, realizado no período da tarde, totalizando 36 sessões. Os participantes obtiveram 85% de aproveitamento no programa de exercícios. Os exercícios de força e potência foram prescritos a partir do teste de uma repetição máxima (1RM) para alguns dos exercícios dos membros inferiores, tais como cadeira flexora, leg press horizontal e cadeira extensora de joelho. Além desses exercícios foram realizados mais três exercícios para os membros inferiores, como flexão plantar, abductor e adutor de quadril e para os membros superiores foram realizados os seguintes exercícios: remada aberta, polia alta, supino máquina, tríceps máquina e rosca direta com halteres. O detalhamento dos exercícios dos membros inferiores se encontra no APÊNDICE III. Dois professores de Educação Física e três estagiários de Educação Física foram responsáveis pelo treinamento dos idosos durante esse período que compreende o estudo.

Antes do início do treino, todos os indivíduos dos grupos experimentais realizavam um aquecimento geral durante dez minutos em esteira ergométrica a uma velocidade de 5km/h. Os intervalos entre séries e entre exercício foram sempre de, no mínimo, 2 minutos. Após a realização do treino, as participantes realizavam a volta à calma, composta por alongamentos e relaxamentos musculares durante aproximadamente 10min. O reajuste da carga era através do feedback do indivíduo, caso a realização das repetições fosse fácil deveria aumentar a carga progressivamente de acordo também com a periodização. O detalhamento do protocolo de treinamento encontra-se no Quadro 4.2.

Os exercícios de força foram realizados com velocidade média na fase excêntrica e concêntrica, um período aproximadamente de 2 segundos, enquanto

que os exercícios de potência foram realizados com a maior velocidade possível durante a fase concêntrica, em um tempo igual ou inferior a um segundo e velocidade lenta na fase excêntrica. No primeiro dia de treinamento foi realizada uma familiarização com o GP de três séries, uma com velocidade lenta na fase concêntrica e excêntrica, a segunda com velocidade alta na fase concêntrica e excêntrica e a última série, na fase concêntrica velocidade rápida e na fase excêntrica velocidade lenta. A intensidade e o volume de treinamento de ambos os grupos experimentais (GF e GP) seguiram o modelo proposto por Wallerstein (2010) com algumas modificações e podem ser visualizadas no Quadro 4.2. O intervalo entre as séries de exercício foi de, no mínimo, 1min a fim de propiciar a recuperação dos participantes e evitar efeitos pronunciados de fadiga, no grupo potência o intervalo era adequado ao cansaço do indivíduo e compreendia entre 1 min a 3 min. O ajuste da carga durante o período do treinamento foi realizado a cada duas semanas e foi adaptado através do feedback do idoso quanto a dificuldade de execução. Eram instruídos a realizar de 8 a 10 repetições, se ao final realizavam 10 repetições tranquilamente era necessário o aumento da carga.

QUADRO 4.2 - Periodização do treinamento de força (GF) e potência (GP) ao longo de 12 semanas de treinamento.

Semanas	GF (séries e repetições)	GP (séries e repetições)
1 e 2	2 ⁸ (60%)	3 ⁸ (40%)
3 e 4	3 ⁸	3 ⁸
5 a 8	2 ⁸ ; 1 ⁸	3 ⁸ ; 1 ⁶
9 a 12	3 ⁸	2 ⁶ ; 2 ⁶

A base representa o número de séries, enquanto que o expoente representa o número de repetições. Os valores entre parêntesis indicam a intensidade do exercício e estão expressos em percentuais da carga máxima. A cada semana a carga era aumentada conforme o feedback do indivíduo e nas sessões com duas series o aumento também ocorria.

4.5 Análise Estatística

Inicialmente os dados foram tratados através da estatística descritiva padrão (média e desvio padrão) e foi realizada a análise de outliers em cada

variável. Todas as variáveis foram submetidas ao teste de Shapiro-Wilk para confirmar a normalidade dos dados, quando necessário foram utilizadas transformações logarítmicas dos dados. Foi realizado a estatística one-way ANOVAs para comparar os resultados entre os grupos inicialmente e confirmar a homogeneidade dos grupos.

Para comparar o efeito do treinamento de força e potência muscular de membros inferiores sobre o torque, a taxa de desenvolvimento de torque, as variáveis do equilíbrio com e sem perturbação e a funcionalidade antes e após o treinamento e sobre os grupos experimentais (grupo força e grupo potência) e o grupo controle, foi aplicada a análise de ANOVA two-way como fatores grupo (força potência e controle) e avaliação (PRÉ e PÓS) com variáveis independentes. Em seguida foi aplicado o teste post hoc de *TUKEY*, para verificar em quais condições experimentais ocorreram às diferenças.

Caso os dados não fossem homogêneos inicialmente, foi aplicada uma Análise de Covariância – ANCOVA, entre as variáveis de tratamento e tempo, e após essa análise foi aplicado o teste de Bonferroni, para verificar em quais condições experimentais ocorreram às diferenças. Os testes estatísticos foram aplicados através do software STATISTICA® (STATSOFT Inc., versão 7.0) tendo o nível de significância aceito em $p < 0.05$.

5 RESULTADOS

Os três grupos apresentaram características semelhantes ($p>0,05$) em termos de estatura, massa e idade (Tabela 5.1). A adesão do estudo foi de 85% de presença nas 36 sessões de treino oferecidas.

TABELA 5.1 – Características físicas iniciais (média \pm dp) da amostra das mulheres nos grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP).

Grupo	N	Estatura (cm)	Massa (kg)	Idade (anos)
GC	11	154,8 (\pm 5,6)	70,9 (\pm 8,0)	65 (\pm 3,1)
GF	14	155,7 (\pm 7,6)	72,0 (\pm 9,7)	69 (\pm 7,3)
GP	12	153,1 (\pm 5,4)	67,2 (\pm 7,0)	67 (\pm 7,4)

5.1 Força dinâmica máxima (1RM)

Foram encontrados aumentos na força dinâmica máxima dos membros inferiores nos grupos GF e GP, nos exercícios de leg press (26,1% e 25,5% respectivamente; $p<0,01$), cadeira flexora (21,7% e 16,3% respectivamente; $p=0,01$) e na cadeira extensora (33,6% e 28,1% respectivamente; $p=0,01$). O GC se manteve estável ao longo do período do estudo e não apresentou modificações em nenhum dos testes de força dinâmica máxima ($p>0,05$). Não foram encontradas interações para a força dinâmica máxima entre os grupos GF e GP após a intervenção ($p=0,99$), que demonstra que os ganhos foram similares em ambos os grupos experimentais. A Figura 5.1 apresenta os resultados do teste de força dinâmica dos grupos.

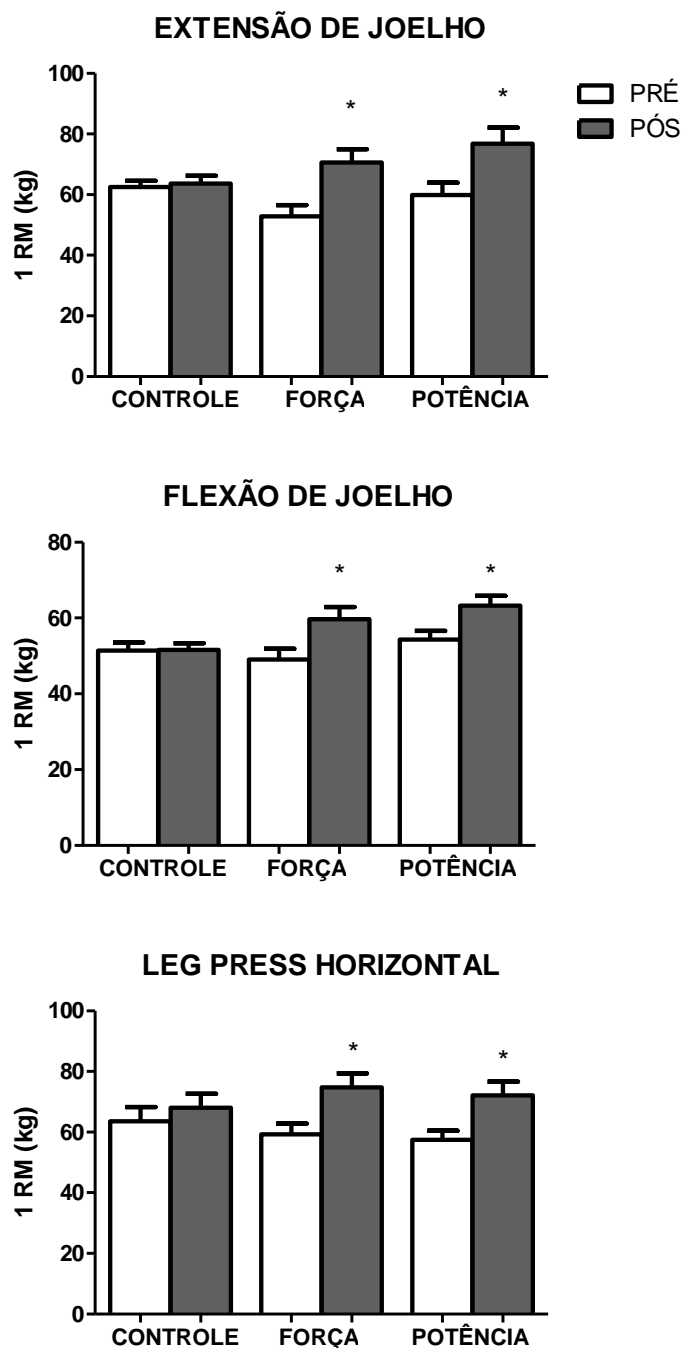


FIGURA 5.1 Teste de uma repetição máxima (1RM) dos exercícios da cadeira extensora de joelho (painel superior), da cadeira flexora de joelho (painel central) e do leg press horizontal (painel inferior) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento. * Indica diferença significante entre o instante pré e pós treinamento ($p < 0,05$).

5.2. Força isométrica máxima

Não foram encontradas diferenças nas condições iniciais dos grupos ($p>0,05$). Após o período de treinamento, o GC não apresentou alterações na força isométrica máxima em nenhum dos grupos musculares testados ($p>0,05$). Ao final do período de treinamento foram observados aumentos no pico de torque em todos os grupos musculares testados em ambos os grupos experimentais ($p<0,05$), exceto para o grupo muscular dos plantiflexores do GF que permaneceu sem alterações ($p>0,05$). Os resultados dos grupos encontram-se na Figura 5.2.

Os aumentos foram de 21,9% para a extensão de quadril no GF e de 38,2% para o GP ($p<0,05$). Na flexão de quadril o aumento foi de 26,2% para o GF e de 44,5% para o GP ($p<0,05$), respectivamente. A extensão de joelho apresentou aumentos de 22,7% para o GF e de 28,2% para o GP ($p<0,05$), enquanto que a flexão apresentou incrementos de 29% no GF e 54% no GP ($p<0,01$). Para os plantiflexores e dorsiflexores, os aumentos foram de 11% no GF e 28% no GP e de 29% no GF e 24% no GP, respectivamente ($p<0,05$).

Foram encontradas interações entre o GP e o GC em todos os grupos musculares, o que indica que os ganhos de força isométrica máxima foram importantes ($p<0,05$). A única exceção ocorreu no grupo dos dorsiflexores que aumentou do pré para o pós no GP, mas não apresentou interação entre o GC. O GF apresentou interações com o GC apenas nos músculos que flexionam e estendem a articulação do joelho ($p<0,05$).

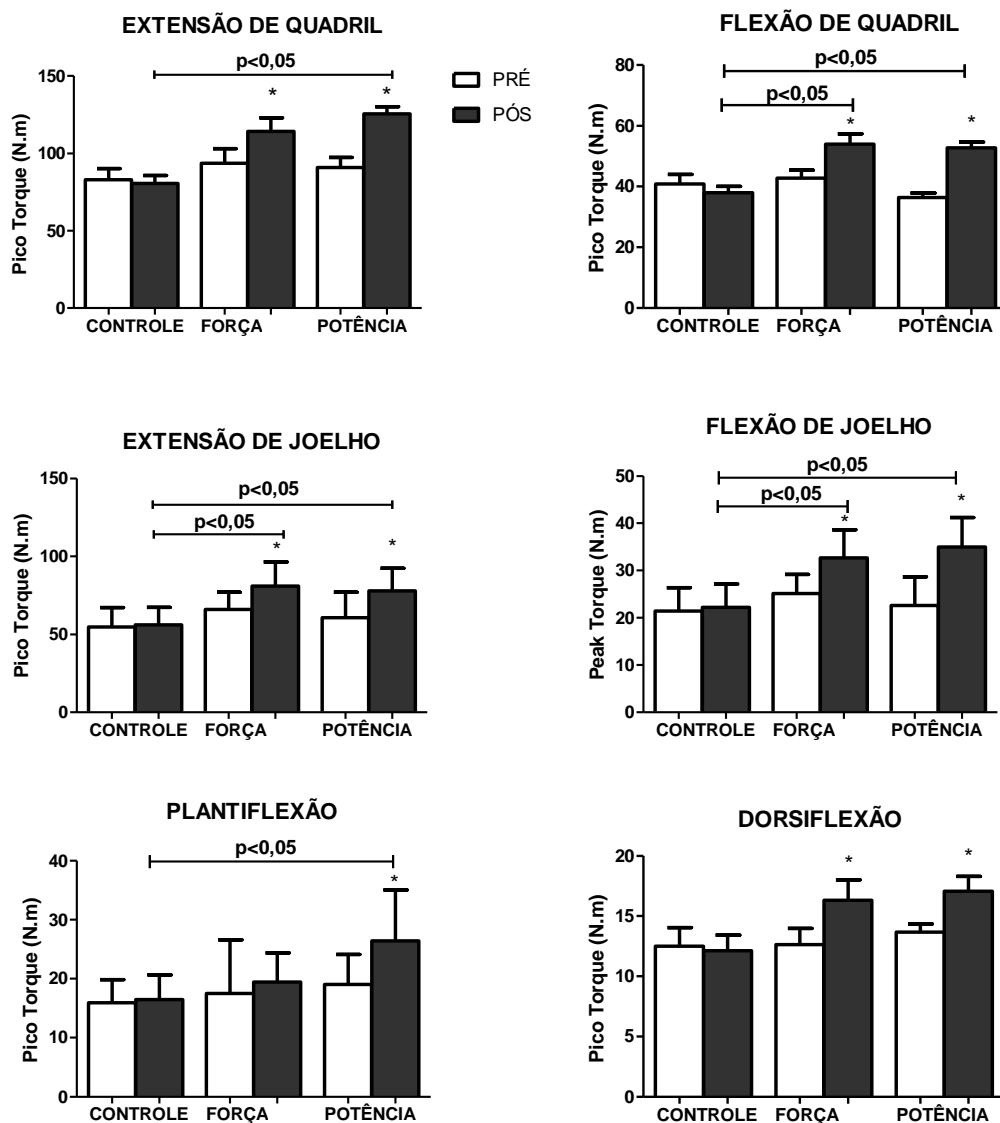


Fig. 5.2 Teste do pico de torque dos exercícios de extensão de quadril (painel superior esquerdo), flexão de quadril (painel superior direito), extensão de joelho (painel central esquerdo), flexão de joelho (painel central direito), plantiflexão (painel inferior esquerdo) e dorsiflexão (painel inferior direito) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento. * Indica diferença significativa entre o instante pré e pós treinamento ($p < 0.05$). As linhas horizontais indicam onde as diferenças entre o grupo experimental e o grupo controle ocorreram.

5.3 Taxa de desenvolvimento de torque

A TDT não foi alterada em nenhum dos músculos testados no GC e no GF ($p>0,05$). Por outro lado, o GP apresentou aumentos em função do treinamento para a extensão de quadril ($p<0,01$) e de joelho ($p=0,03$). Não foram detectados efeitos de interação com o tempo ($p>0,05$). Os resultados dos grupos encontram-se na Figura 5.3.

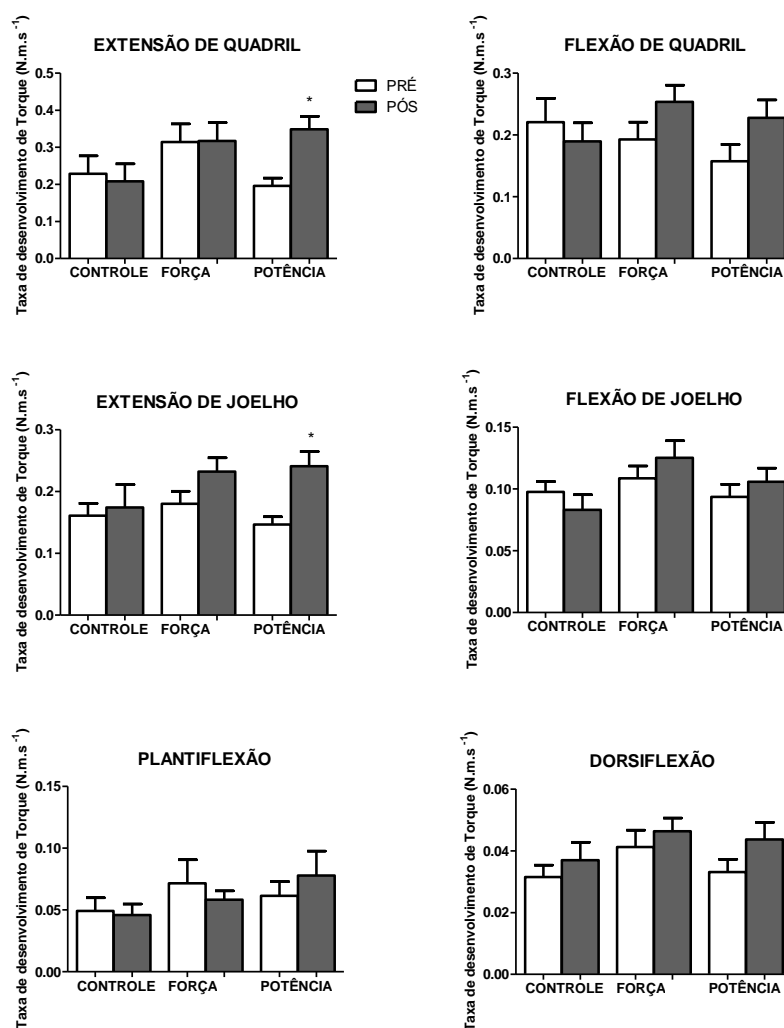


Figura 5.3 Taxa de desenvolvimento de torque (TDT) dos exercícios de extensão de quadril (painel superior esquerdo), flexão de quadril (painel superior direito), extensão de joelho (painel central esquerdo), flexão de joelho (painel central direito), plantiflexão (painel inferior esquerdo) e dorsiflexão (painel inferior direito) dos participantes do grupo potência, força e controle após o período de 12 semanas de treinamento. * Indica diferença significativa entre os instantes pré e pós treinamento ($p<0.05$).

5.4 Teste do Salto Vertical

Não foram encontradas diferença entre os grupos no descolamento vertical do centro de massa no teste do salto vertical ($p>0.05$). O desempenho dos participantes no teste do salto vertical não apresentou mudanças em nenhum dos grupos ($p>0,05$). Os resultados podem ser visualizados na Figura 5.4.

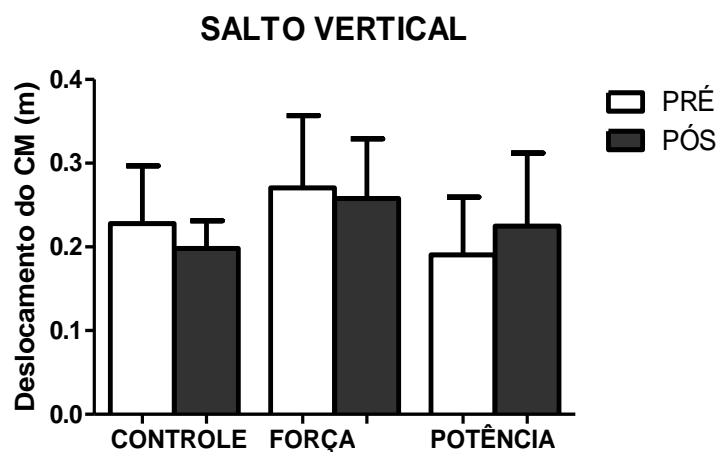


Figura 5.4 Deslocamento vertical do centro de massa (CM) para os grupos força, potência e controle, pré e pós as 12 semanas de treinamento.

5.5 Equilíbrio estático e dinâmico

Não foram encontradas diferenças nas condições iniciais dos grupos ($p>0,05$). O GC não apresentou alterações nas variáveis do equilíbrio estático ($p>0,05$) após o período de treinamento. Ao final do período de treinamento não foram encontradas diferenças nas variáveis de equilíbrio estático (sem perturbação) ($p>0,05$), nos testes estáticos com os olhos abertos (OA) e com os olhos fechados (OF) e no teste de tandem (TD) ($p>0,05$). Os resultados dos testes de equilíbrio estático estão apresentados nas tabelas 5.2 e 5.3.

No teste de equilíbrio do deslocamento do centro de pressão para frente e para trás não foram encontradas diferenças após o período de treinamento ($p=0,47$ e $p=0,11$, respectivamente).

TABELA 5.2 - Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD) de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino (média \pm dp) para a Amplitude de deslocamento, desvio padrão e velocidade média de deslocamento do centro de pressão nas direções antero-posterior e médio lateral.

	TESTES	GC		GF		GP		p
		PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	
Amplitude (ML) cm	OA	2,98 \pm 0,76	3,19 \pm 0,94	3,53 \pm 1,0	3,23 \pm 0,71	3,05 \pm 1,00	3,18 \pm 0,68	0,211
	OF	3,48 \pm 1,51	3,56 \pm 1,41	3,51 \pm 1,14	3,81 \pm 0,86	3,13 \pm 0,75	3,39 \pm 1,02	0,897
	TD	4,87 \pm 2,01	5,23 \pm 1,56	4,62 \pm 0,51	4,69 \pm 0,92	4,64 \pm 0,78	4,31 \pm 0,91	0,384
Amplitude (AP) cm	OA	3,66 \pm 1,31	3,75 \pm 1,65	3,69 \pm 0,97	3,50 \pm 0,841	3,20 \pm 0,79	3,61 \pm 1,03	0,246
	OF	3,54 \pm 1,22	4,00 \pm 1,39	3,33 \pm 1,24	4,07 \pm 1,49	3,27 \pm 1,09	3,35 \pm 0,50	0,58
	TD	4,53 \pm 2,22	4,58 \pm 2,31	4,00 \pm 1,26	4,04 \pm 1,84	3,68 \pm 1,14	2,81 \pm 0,85	0,194
Desvio Padrão CP (ML) cm	OA	0,51 \pm 0,09	0,57 \pm 0,17	0,58 \pm 0,15	0,55 \pm 0,14	0,51 \pm 0,14	0,54 \pm 0,08	0,196
	OF	0,53 \pm 0,16	0,61 \pm 0,25	0,58 \pm 0,21	0,65 \pm 0,19	0,52 \pm 0,10	0,55 \pm 0,15	0,775
	TD	0,83 \pm 0,24	0,91 \pm 0,24	0,81 \pm 0,13	0,84 \pm 0,17	0,81 \pm 0,18	0,73 \pm 0,18	0,152
Desvio Padrão CP (AP) cm	OA	0,69 \pm 0,30	0,70 \pm 0,38	0,68 \pm 0,19	0,65 \pm 0,20	0,58 \pm 0,17	0,63 \pm 0,16	0,54
	OF	0,61 \pm 0,18	0,72 \pm 0,17	0,59 \pm 0,14	0,82 \pm 0,46	0,54 \pm 0,14	0,63 \pm 0,14	0,754
	TD	0,62 \pm 0,26	0,64 \pm 0,19	0,67 \pm 0,31	0,68 \pm 0,27	0,61 \pm 0,21	0,51 \pm 0,21	0,561
Vel media (ML) cm/s	OA	1,43 \pm 0,37	1,55 \pm 0,54	1,65 \pm 0,39	1,57 \pm 0,43	1,62 \pm 0,61	1,70 \pm 0,51	0,464
	OF	1,76 \pm 0,75	1,94 \pm 0,78	2,10 \pm 0,79	1,89 \pm 0,50	1,92 \pm 0,50	1,93 \pm 0,35	0,367
	TD	3,50 \pm 1,33	3,78 \pm 1,19	3,56 \pm 0,68	3,58 \pm 0,89	3,50 \pm 1,03	3,07 \pm 0,70	0,163
Vel media (AP) cm/s	OA	1,20 \pm 0,27	1,31 \pm 0,44	1,37 \pm 0,37	1,28 \pm 0,40	1,35 \pm 0,48	1,39 \pm 0,47	0,363
	OF	1,46 \pm 0,54	1,52 \pm 0,56	1,68 \pm 0,71	1,58 \pm 0,42	1,65 \pm 0,47	1,56 \pm 0,39	0,616
	TD	2,84 \pm 1,65	2,66 \pm 1,35	2,48 \pm 0,65	2,49 \pm 0,94	2,48 \pm 1,04	1,98 \pm 0,62	0,39

Legenda: Amplitude do deslocamento do CP no sentido médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) (cm); desvio padrão do CP na direção ML e AP (cm); valor médio quadrático da componente de velocidade ML e AP do CP (cm/s) nos grupo força GF, grupo potência GP e o grupo controle GC.

TABELA 5.3- Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD) de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino (média \pm dp) para o valor médio da velocidade absoluta do CP nas direções ântero-posterior; valor médio do modulo do vetor de velocidade do CP; comprimento da trajetória do CP (cm); área (cm²) e a frequência mediana da oscilação do CP nas direções ântero-posterior.

	TESTES	GC		GF		GP		p
		PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	
Vel abs media (ML) cm/s	OA	1,08 \pm 0,28	1,18 \pm 0,42	1,23 \pm 0,282	1,17 \pm 0,32	1,23 \pm 0,46	1,26 \pm 0,37	0,477
	OF	1,31 \pm 0,55	1,45 \pm 0,58	1,57 \pm 0,60	1,41 \pm 0,36	1,45 \pm 0,38	1,44 \pm 0,29	0,371
	TD	2,64 \pm 0,96	2,86 \pm 0,86	2,70 \pm 0,52	2,73 \pm 0,66	2,65 \pm 0,79	2,32 \pm 0,54	0,137
Vel abs media (AP) cm/s	OA	0,91 \pm 0,19	0,99 \pm 0,33	1,03 \pm 0,29	0,98 \pm 0,29	1,02 \pm 0,35	1,05 \pm 0,36	0,424
	OF	1,11 \pm 0,40	1,16 \pm 0,41	1,29 \pm 0,53	1,17 \pm 0,33	1,26 \pm 0,36	1,19 \pm 0,29	0,426
	TD	1,95 \pm 0,94	1,89 \pm 0,82	1,84 \pm 0,45	1,83 \pm 0,62	1,87 \pm 0,78	1,48 \pm 0,48	0,264
V abs med cm/s	OA	1,57 \pm 0,36	1,71 \pm 0,57	1,78 \pm 0,39	1,70 \pm 0,46	1,78 \pm 0,61	1,82 \pm 0,55	0,391
	OF	1,91 \pm 0,72	2,06 \pm 0,76	2,26 \pm 0,85	2,04 \pm 0,48	2,13 \pm 0,56	2,08 \pm 0,40	0,378
	TD	3,63 \pm 1,49	3,75 \pm 1,29	3,58 \pm 0,65	3,60 \pm 0,93	3,56 \pm 1,21	3,01 \pm 0,77	0,208
Deslocamento do CP cm	OA	94,37 \pm 21,81	102,76 \pm 34,40	107,20 \pm 23,88	102,11 \pm 27,85	106,87 \pm 36,67	109,60 \pm 33,16	0,392
	OF	114,45 \pm 43,18	123,18 \pm 45,84	135,26 \pm 51,23	128,91 \pm 31,85	128,06 \pm 33,81	124,52 \pm 24,28	0,659
	TD	217,47 \pm 89,29	224,16 \pm 77,85	214,32 \pm 38,78	215,76 \pm 55,90	213,21 \pm 72,53	180,50 \pm 46,10	0,217
Área CP cm ²	OA	5,51 \pm 2,78	6,15 \pm 3,26	6,07 \pm 3,16	5,87 \pm 3,21	4,71 \pm 2,15	5,63 \pm 2,08	0,456
	OF	5,89 \pm 3,64	7,71 \pm 5,24	5,66 \pm 3,36	6,96 \pm 3,14	4,67 \pm 1,64	5,20 \pm 2,59	0,7
	TD	8,17 \pm 5,93	9,28 \pm 4,96	7,27 \pm 2,27	8,37 \pm 4,76	7,57 \pm 4,13	5,36 \pm 2,75	0,055
F Median (ML) Hz	OA	0,22 \pm 0,09	0,23 \pm 0,10	0,17 \pm 0,08	0,20 \pm 0,09	0,21 \pm 0,11	0,19 \pm 0,11	0,904
	OF	0,26 \pm 0,08	0,23 \pm 0,10	0,29 \pm 0,14	0,20 \pm 0,09	0,28 \pm 0,08	0,26 \pm 0,10	0,397
	TD	0,28 \pm 0,11	0,28 \pm 0,13	0,33 \pm 0,17	0,33 \pm 0,15	0,31 \pm 0,15	0,29 \pm 0,14	0,922
F Median (AP) Hz	OA	0,10 \pm 0,03	0,12 \pm 0,06	0,10 \pm 0,03	0,12 \pm 0,06	0,12 \pm 0,06	0,13 \pm 0,08	0,761
	OF	0,16 \pm 0,05	0,13 \pm 0,06	0,14 \pm 0,06	0,12 \pm 0,06	0,20 \pm 0,09	0,14 \pm 0,07	0,508
	TD	0,31 \pm 0,31	0,24 \pm 0,22	0,17 \pm 0,15	0,16 \pm 0,14	0,16 \pm 0,15	0,22 \pm 0,26	0,927

Legenda: Valor médio da velocidade absoluta do CP na direção ML e AP (cm/s); valor médio do modulo do vetor de velocidade do CP; comprimento da trajetória do CP (cm); área (cm²) calcula área do CP e frequência mediana da oscilação do CP na direção ML e AP em relação aos valores encontrados antes do treinamento e do grupo controle.

5.6 Teste do Passo para Frente

Os grupos não apresentaram diferenças em nenhuma das variáveis do teste do passo antes do treinamento (pré; $p > 0,05$). O GC e o GF não apresentaram modificações em nenhuma das variáveis do teste do passo após o treinamento ($p > 0,05$). O GP foi o único que apresentou redução no tempo do passo em relação aos demais grupos (GC e GF; $p < 0,05$). Os resultados das variáveis temporais do teste do passo encontram-se na Figura 5.5.

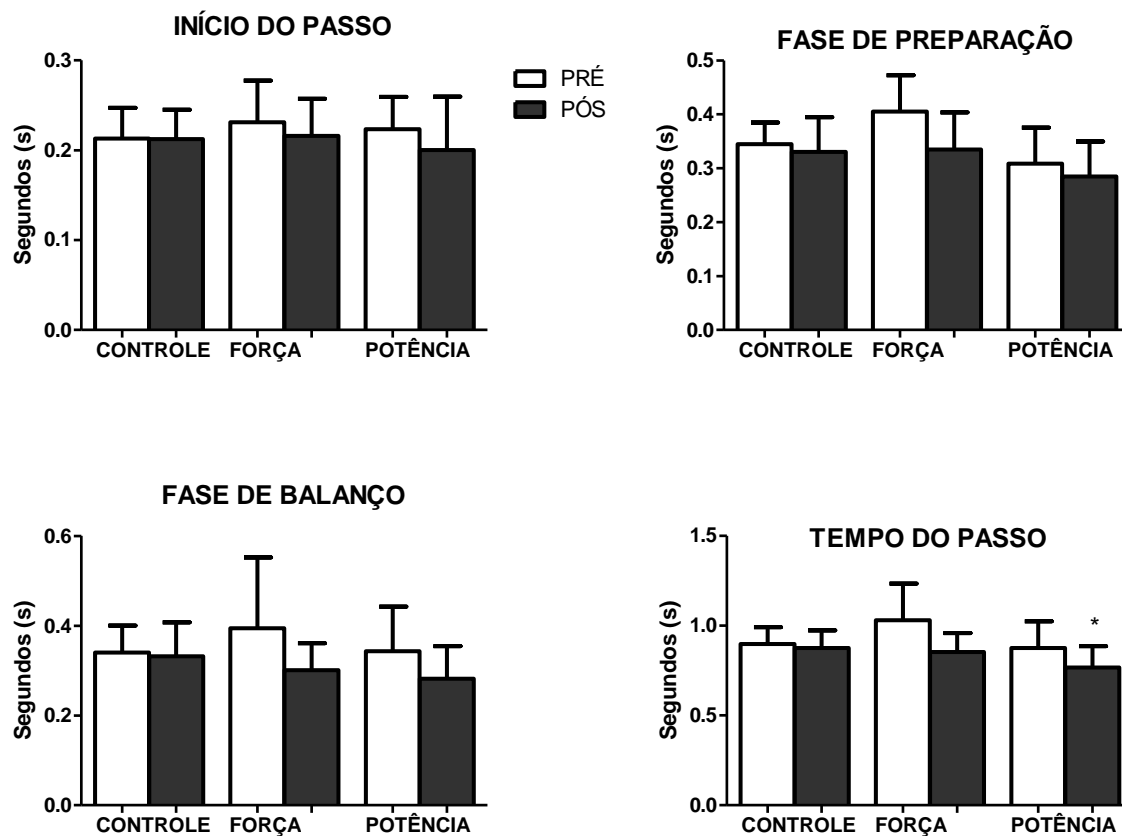


Figura 5.5. Teste do passo para frente e as variáveis apresentadas para análise, início do passo (painel superior esquerdo), fase de preparação (painel superior direito), fase de balanço (painel inferior esquerdo) e tempo total do passo (painel inferior direito) dos participantes do grupo controle, força e potência. * Indica diferença significativa entre pré e pós do grupo ($p < 0,05$).

5.7 Testes funcionais

O desempenho nos testes funcionais antes e depois do treinamento estão apresentados na TABELA 5.4. Nos testes de 6 minutos de caminhada (6MC), levantar ir e voltar (LIV) e sentar e alcançar (SA) não foram encontradas alterações em função do treinamento em nenhum dos grupos experimentais (GF e GP) ou no GC ($P>0,05$). No teste de força dos membros inferiores (FMI), o GP apresentou ganhos após o período de treinamento ($p<0,01$), porém os mesmos não diferiram dos demais grupos ($p>0,05$).

TABELA 5.4- Resultados dos testes funcionais de acordo com os grupos de treinamentos, grupos controle (GC), força (GF) e potência (GP), pré e pós treino, média (\pm DP).

	GC		GF		GP	
	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS
SA (cm)	-7.6 (\pm 9)	-5.5 (\pm 9.9)	-2.8 (\pm 10.1)	- 1.4 (\pm 9.2)	- 1.7 (\pm 6.5)	- 0.04 (\pm 5.6)
FMI (s)	13.4 (\pm 2.8)	13.6 (\pm 3.2)	12.5 (\pm 2.4)	13.1 (\pm 1.29)	11.6 (\pm 2.1)	14.3 (\pm 1.7) *
LIV(s)	5.6 (\pm 0.6)	5.6 (\pm 0.6)	5.8 (\pm 0.7)	5.8 (\pm 0.8)	6.4 (\pm 0.86)	5.78 (\pm 0.9)
6 MC (m)	568.3 (\pm 55)	572.6 (\pm 54.9)	526.7(\pm 59.7)	524.69(\pm 57.2)	541.1(\pm 58.4)	535.8 (\pm 68.4)

*valores no pós-treino maiores que no pré-treino, ($p< 0,05$).

Legenda: SA – sentar e alcançar; FMI – força dos membros inferiores; LIV – levantar, ir e voltar; 6 min – distância percorrida durante 6 minutos de caminhada.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo determinar e comparar a influência do treinamento de força e potência muscular sobre o equilíbrio estático e na capacidade de recuperá-lo. Além disso, o estudo visou investigar se as alterações promovidas pelo treinamento causariam a melhora da funcionalidade. Os principais achados do estudo foi o aumento da taxa de desenvolvimento de torque, a diminuição do teste funcional de sentar e levantar e a diminuição do tempo total do passo no grupo que realizou o treinamento de potência onde os grupos controle e força se mantiveram estáveis. No entanto, essas adaptações não se mostraram relacionadas ao equilíbrio estático.

O grupo controle não apresentou nenhuma alteração nas variáveis analisadas (torque, taxa de desenvolvimento de torque, força dinâmica, equilíbrio estático e dinâmico e funcional). Dessa forma, a hipótese H_1 de que o grupo controle não apresentaria alterações nas variáveis estudadas foi aceita.

6.1 Força muscular

Os aumentos da força dinâmica observados após o período de treinamento foram em torno de 25%, porém não diferiram entre os grupos que realizaram o treinamento de força e potência. Os maiores ganhos observados por Henwood e colaboradores (2008) para os grupos de potência e força (51% e 48%, respectivamente) precisam ser vistos com cautela, visto que a duração do período de treinamento, o uso de sessões de familiarização e o ajuste de cargas de treinamento podem influenciar os aumentos desses parâmetros. A condição inicial dos sujeitos também precisa ser considerada, visto que indivíduos com baixos níveis de aptidão podem apresentar elevados ganhos de força (ORR et al., 2006). Isso explica os elevados ganhos encontrados em idosos frágeis, institucionalizados e mais velhos (85 a 97 anos), que apresentam aumentos de 134% a 174% na força dinâmica dos extensores de joelho (FIATARONE et al., 1994; HARRIDGE, KRYGER & STENSGAARD, 1999). Por outro lado, estudos que envolveram idosos fisicamente ativos sem experiência no treinamento de

força ou potência apresentaram ganhos similares aos do presente estudo, como os reportados por FERRI et al. (2003) e IVEY et al. (2000) que encontraram aumentos médios entre 27 e 30% no teste de 1 RM.

Alguns estudos defendem o treinamento de força com alta intensidade como mais efetivo para o aumento da força dinâmica máxima e o treinamento realizado com baixa intensidade e elevada velocidade de execução para o aumento da potência muscular (KANEKO et al., 1983). O presente estudo não corrobora esses argumentos em sua íntegra, visto a similaridade de ganhos em contrações dinâmicas e isométricas entre os grupos experimentais. Outros estudos têm reportado resultados comparáveis em relação aos efeitos específicos do treinamento de força e potência sobre a força máxima. Por exemplo, Fielding e colaboradores (2002) reportaram ganhos de 36% e 43% no grupo que treinou em alta velocidade e 30% e 39% no grupo de baixa velocidade para o leg press e a cadeira extensora, respectivamente. Wallerstein et al. (2012), também encontraram aumentos ligeiramente maiores do que os encontrados no presente estudo, porém semelhantes entre os regimes de treinamento (GF=42% e GP=38%).

Aumentos no torque muscular dos testes isométricos ocorreram em ambos os grupos experimentais, similarmente ao que ocorreu com os testes de força dinâmica (1RM). Os ganhos sobre a força isométrica foram similares entre os grupos de treinamento de força e potência para os extensores de joelho (GP=28% e GF=22%). Entretanto, os flexores de joelho (GP=54% e GF=30%) e quadril (GP=44% e GF=26%) apresentaram aumentos mais pronunciados no grupo de potência do que no grupo de força. Bean et al. (2004), reportaram resultados na força máxima similares nos grupos de resistência com cargas elevadas (70 a 90% de 1RM, fase concêntrica e excêntrica lenta) e de resistência com alta velocidade de execução (maior velocidade possível fase excêntrica, com 1s na transição da fase concêntrica para a excêntrica e fase excêntrica de 2s) e com cargas baixas, como as aplicadas no presente treinamento de potência (entre 50 a 70% de 1 RM). A semelhança nos ganhos do torque isométrico máximo nos grupos de força e potência tem sido atribuída à velocidade de execução dos movimentos na fase concêntrica (AAGAARD et al., 2002). Movimentos rápidos nessa fase podem

prover ganhos na força máxima que podem ser comparáveis com aqueles obtidos quando intensidades mais elevadas de treinamento são empregadas (entre 60 e 80% de 1RM).

O aumento do torque tem sido descrito como importante para a melhora funcional, visto que adultos saudáveis executam suas atividades diárias perto de suas capacidades máximas de torque, especialmente ao redor da articulação do joelho (HORTOBÁGYI et al., 2003). Skelton et al. (2001), encontraram aumentos próximos aos do presente estudo no pico de torque dos extensores de joelho (27%) após um período de treinamento de força muscular. Assim, os treinamentos de força e potência muscular parecem ser efetivos para aumentar a força máxima isométrica e dinâmica. Tais achados possuem um importante significado para a prescrição de exercícios para os idosos, visto que cargas mais baixas impostas no treinamento de potência representam menor sobrecarga sobre o sistema locomotor (SAYERS, 2007) e podem prover ganhos equivalentes sobre a função muscular e causar incrementos sobre a funcionalidade (LATHAM et al., 2004; HAZELL et al., 2007).

Portanto, a hipótese H₂ de que os grupos experimentais (força e potência) apresentariam melhoras sobre a força máxima dinâmica e isométrica, porém o grupo força apresentaria um aumento maior que o grupo potência foi rejeitada.

6.2 Potência muscular

No presente estudo, foram encontrados aumentos na taxa de desenvolvimento de torque do grupo potência para os extensores de quadril e extensores de joelho. O grupo força e o grupo controle se mantiveram estáveis. Acredita-se que ocorreram mudanças na extensão de quadril pelo fato dos músculos extensores de quadril serem biarticulares e estabilizadores do movimento durante a extensão de joelho (BEHM & SALE, 1993), por isso, ocorreram aumentos no quadril mesmo não realizando nenhum exercício específico para a extensão dessa articulação.

A taxa de desenvolvimento de torque tem sido caracterizada como um indicativo de potência muscular, pois está relacionada com a habilidade de gerar

torque rapidamente. Tal capacidade tem sido descrita como diretamente associada ao controle postural e redução da incidência de quedas em idosos (AAGAARD et al., 2002). A taxa de desenvolvimento de torque possui importantes consequências funcionais, pois influencia a força que pode ser gerada nas fases iniciais de contração muscular (PERSCH, 2008), que são determinantes para capacidade reativa (AAGAARD et al., 2002) e a recuperação do equilíbrio após uma perturbação (ex. tropeços ou escorregões) (OVEREND, et al., 1992).

Estudos prévios indicam que baixos níveis de força e potência muscular em membros inferiores contribuem para as quedas (PERRY et al., 2007; WHIPPLE et al., 1987). O rápido reposicionamento do segmento inferior no solo é um dos principais componentes para a diminuição da estabilidade (MAKI e MCILROY, 2006), que é essencial para diminuir o risco de quedas dessa população. IZQUIERDO et al. (1999) observaram que homens idosos (± 70 anos) apresentaram taxas de desenvolvimento de torque 64% menores que os mais jovens (± 20 anos). De fato, idosos com histórico de quedas têm apresentado taxas de desenvolvimento de torque 20-40% menores nos músculos do joelho e do tornozelo do que em idosos sem histórico de quedas (BENTO et al., 2010; SKELTON et al., 2002; PIJNAPPELS et al., 2007; PERRY et al., 2007; LA ROCHE et al., 2010). Logo, os ganhos médios observados sobre extensores do quadril e dos extensores do joelho (44-77%) podem ser vistos como importantes para o restabelecimento do equilíbrio e, conseqüentemente, para a prevenção de quedas. Além disso, alguns estudos têm sugerido que os extensores de joelho são mais relevantes para a funcionalidade do que seus antagonistas (STEVENS et al., 2003). Ainda que outros tenham apontado a taxa de desenvolvimento de torque dos flexores do joelho (BENTO et al., 2010) e do tornozelo (LA ROCHE et al., 2010) como relevante para a prevenção de quedas.

Existem indícios de que o treinamento de potência é mais eficiente para causar modificações sobre a capacidade de ativar as unidades motoras de características rápida (de alto limiar) (WALLERSTEIN et al., 2012) do que o treinamento de força. Hakkinen e colaboradores (1985) demonstraram aumentos na taxa de desenvolvimento de torque como resultado de um treinamento combinado de resistência e potência muscular de 12 semanas (HAKKINEN &

HAKKINEN, 1995), 21 semanas (HAKKINEN et al., 2001) e 6 meses (HAKKINEN et al., 1998). Dessa forma, observa-se que protocolos destinados ao desenvolvimento da potência muscular parecem ser mais efetivos para causar melhorias sobre a taxa de desenvolvimento de torque do que aqueles destinados ao aumento da força.

Henwood e colaboradores (2008) realizaram dois protocolos de treinamento que envolveram (a) baixa velocidade de execução dos movimentos realizados contra resistências equivalentes a 75% de 1 RM e (b) alta velocidade de execução com resistências menores (entre 40% e 60% de 1 RM). Os resultados apontaram para maiores taxas de desenvolvimento de torque nos grupos que treinaram com maiores velocidades de execução de movimento.

Portanto, a hipótese H_3 de que os grupos experimentais (força e potência) apresentariam aumentos na taxa de desenvolvimento de torque, porém o grupo potência apresentaria valores maiores do que o grupo força foi parcialmente aceita, visto que nem todos os grupos musculares apresentaram a mesma tendência em função do tipo de treinamento aplicado.

O teste do salto vertical foi realizado para quantificar a potência muscular, pois requer uma rápida geração de movimento e constitui uma boa medida funcional de membros inferiores (PIJNAPPLES et al., 2007; DE VITO et al., 1998) e de potência muscular (DE VITO et al., 1999). O pequeno número de estudos que utilizaram esse teste em idosos dificulta a comparação dos resultados. O estudo de Pijnapples et al. (2007) é um dos poucos estudos transversais que avaliou o teste do salto vertical em idosos com e sem histórico de quedas.

Nesse estudo, Pijnapples (2007) criticou que os idosos com histórico de quedas saltaram 0,18m, enquanto aqueles sem histórico de quedas saltaram 0,26m. Tais achados são compatíveis com as alturas de salto encontradas no presente estudo (entre 0,19 e 0,27m). O salto vertical não sofreu influência do treinamento. Assim, parece que as melhorias encontradas nos indicadores da função contrátil (força e potência) não foram traduzidas em melhorias no salto vertical. Talvez, a falta de especificidade do treinamento em relação à demanda do salto vertical possa explicar tais achados. De fato, o salto vertical requer coordenação de múltiplos segmentos, enquanto que os exercícios realizados ao

longo do treinamento envolveram apenas ações isoladas dos segmentos que não se assemelham ao salto vertical. Assim, mesmo que a função muscular seja melhorada, parece que a transferência de tais benefícios para movimentos complexos é relativamente limitada.

O salto vertical não é um movimento frequentemente realizado pelos idosos. Deslocar o centro de massa a uma altura considerável exige uma boa sensibilidade e especificidade do movimento, como também demanda complexa coordenação de múltiplas articulações (PIJINAPPLES, 2007). Pode-se ainda argumentar que as idosas possam ter tido receio em executar o salto vertical, sendo esse tipo de teste relativamente limitado para avaliar a potência muscular em pessoas idosas. Devido à falta de familiarização do pré-teste (WALLERSTEIN, 2010), acredita-se que após uma familiarização de um dia de intervalo entre o teste os idosos apresentariam maior segurança para realizar o salto e pode ser que apresentariam mudanças ao final do pós teste.

6.3 Controle Postural Estático

O presente estudo não evidenciou alterações em nenhum dos testes de equilíbrio estático. Tais achados não acompanham os achados de LORD et al. (2000), RUNGE e HUNTER (2004), MISZKO et al. (2003) e ORR et al. (2006) que encontraram melhoras no equilíbrio estático após um período de treinamento de força e potência muscular.

Comparações devem ser feitas com cautela visto que em alguns estudos a composição e o estado funcional dos idosos podem influenciar de forma relevante os resultados. Por exemplo, Miszko et al. (2003), analisou idosos institucionalizados, que possuem maior capacidade de adaptação do que idosos ativos que vivem na comunidade. Outros estudos (CHANDLER et al., 1998 e HOLVIALA et al. 2011; WOLFSON et al., 1995; BUCHNER et al., 1997) também não encontraram melhoras após o treinamento de força e potência sobre o equilíbrio estático. Um dos argumentos que podem explicar a falta de melhorias sobre o equilíbrio estático está na natureza do teste, não apresentou condições suficientes para desafiar o sistema do controle postural e conseqüentemente não

causa uma oscilação em que o idoso necessite da força e potência muscular adquirida após o treinamento. Boshuizen et al. (2005), sugeriram que posições de base bipodal reduzida com olhos abertos e semi-tandem com os olhos abertos são pouco desafiadoras para idosos saudáveis e um certo “efeito-teto” pode ter ocorrido uma vez que a boa capacidade funcional inicial dos sujeitos pode ter permitido um controle satisfatório do equilíbrio na condição estática.

Baixos níveis de força e potência podem ser suficientes para controlar o centro de pressão em condição estática (LORD e MENZ, 2000; PERRY et al., 2007), onde pequenas mudanças são requeridas. No teste de equilíbrio estático o sujeito é instruído a não movimentar os pés, e manter o centro de massa o mais estável possível (MAKI, MCLROY, FERNIE, 2003). Os testes estáticos parecem que não são efetivos para analisar os efeitos do treinamento, porque não necessitam de elevada força e/ou potência muscular para garantir a permanência nessa posição. Tal argumento não se aplica em testes dinâmicos que envolvem perturbação, visto que demandam ações musculares mais pronunciadas para sustentar e restabelecer o equilíbrio. O controle do centro de massa parece ser mais susceptível às tarefas dinâmicas do que estáticas em função da especificidade da demanda da tarefa.

Portanto, a hipótese H₄ de que nenhum dos grupos (controle, força e potência) apresentaria alterações sobre o equilíbrio estático foi aceita.

6.4 Controle Postural Dinâmico

O teste do passo foi empregado a fim de prover informações sobre a capacidade dos idosos em responderem rapidamente a uma perturbação e restabelecer o equilíbrio. O teste do passo tem sido considerado como um teste funcional e específico para situações em que uma perturbação está presente (MELZER et al., 2007). O presente estudo encontrou redução do tempo total do passo no grupo de potência muscular, enquanto o grupo força e controle permaneceram estáveis.

Os resultados do presente estudo são comparáveis com os encontrados pelo estudo de Melzer et al. (2008) que analisaram a diferença dos idosos

praticantes de atividade física e sedentários em relação ao teste do passo. O início do passo, a fase de preparação e a fase de balanço apresentaram durações comparáveis com os achados de Melzer et al. (2008). Todavia, o tempo total do passo reportado por Melzer et al., (2008) (entre 900 e 1200ms, para praticantes de atividade física e sedentários, respectivamente) foi ligeiramente maior do que no presente estudo (800 e 1000ms nos grupos de potência e força, respectivamente). Isso indica que mesmo idoso melhor condicionado isso é, com menores tempos de resposta, podem obter benefícios decorrentes do treinamento para reposicionar o segmento mais rapidamente no solo. Geralmente, reduções do tempo do passo em idosos com elevado grau de comprometimento são obtidas mais facilmente do que em idosos fisicamente ativos.

Interessantemente, após o treinamento de potência os idosos apresentaram tempo total do passo similar aos tempos encontrados em jovens (MELZER et al., 2007), que são menos propensos à quedas quando comparados aos idosos. A maioria dos estudos que avaliaram o teste do passo em idosos sedentários e com as perdas neurais provindas do envelhecimento (MELZER et al., 2006; 2007a; 2008a; 2008b), porém não são conhecidos estudos que tenham aplicado programas de treinamento para determinar se as características do sistema neuromuscular podem ser moduladas pela atividade física sistematizada. Esse é o primeiro estudo que se propôs a determinar se programas de treinamento são efetivos para modificar a capacidade de resposta às perturbações.

O tempo total do passo do grupo potência é resultado da somatória dos tempos gastos em cada fase do movimento. A redução no tempo total do passo do grupo de potência pode ter sido obtida pelo uso de diferentes estratégias aplicadas pelos idosos em cada uma das fases da recuperação do equilíbrio. Pequenas diferenças nas fases de recuperação não permitiram identificar quais fases do teste sofreram modificações. Por exemplo, a metade dos participantes apresentou redução no tempo da fase do início do passo, enquanto outros apresentaram reduções na duração da fase de balanço (58%). Parece que diferentes estratégias foram empregadas, as quais diferiram entre as fases que compõem o teste do passo e dificultaram a determinação de onde as diferenças ocorreram. Todavia, a combinação das reduções empregadas em cada uma das

fases resultou em uma diminuição do tempo total do passo, que constitui o fator mais relevante para evitar uma queda (MAKI e MCLLROY, 1997; MELZER et al., 2007). Vários fatores podem ter contribuído para a redução do tempo total do teste do passo. A diminuição da velocidade de condução nervosa, aumento dos limiares de detecção sensoriais, aumento do tempo de processamento central, aumento da rigidez dos tecidos passivos, aumento da rigidez muscular da coativação ou do controle postural. O aumento da dependência da visão para o controle postural e diminuição da força muscular e da capacidade de geração de energia (MELZER, ODDSSON, 2004) têm sido associados à diminuição na capacidade de responder rapidamente a estímulos em idosos. O presente estudo não objetivou determinar a influência de tais parâmetros regulatórios internos.

O início do passo está diretamente relacionado com a capacidade reativa em que os estímulos são detectados pelos sensores periféricos e transmitidos pelas vias aferentes (MELZER et al., 2007, MELZER et al., 2008). A diminuição progressiva da velocidade de condução nervosa que ocorre com o envelhecimento é descrita como da ordem de 10% a 15% para sujeitos entre 30 e 75 anos de idade (RICE et al., 1993). Assim, diminuições na velocidade de condução nervosa podem explicar parcialmente os atrasos no início do passo nos idosos. O maior tempo para o processamento de informações em níveis mais altos também tem sido descrito (MAKI e MCLLROY, 1997). Alguns estudos (CAMICIOLI, HOWIESON, LEHMAN, 1997; TEASDALE, SIMONEAU, 2001) têm demonstrado menores velocidades de transmissão de impulsos nervosos, condução dos estímulos efetores, em idosos. É amplamente reconhecido que os idosos com distúrbios do equilíbrio sofrem de deficiências múltiplas, tais como perda sensorial, fraqueza, limitações ortopédicas e deficiências cognitivas (LORD et al., 1994; TINETTI et al., 1993). Pressupõe-se que estas deficiências levam às perdas funcionais, como a incapacidade para andar com segurança, subir escadas e se vestir de forma independente.

A detecção sensorial e a velocidade de condução nervosa são modificadas com o treinamento (SCAGLIONI et al., 2002). Isso indica que um rápido início do passo está altamente relacionada com o rápido processamento neural em idosos ativos (MELZER et al., 2008). É difícil determinar a influência do

treinamento sobre os diversos fatores que influenciam o início do passo. A similaridade na resposta entre os grupos submetidos ao treinamento de força e potência necessitam de outros estudos que visem determinar os componentes neurais que determinam o tempo de início do passo a fim de determinar o efeito de cada protocolo de treinamento.

A fase de preparação do teste do passo é caracterizada pela rápida remoção do segmento do solo e é fortemente influenciada pela capacidade contrátil dos músculos flexores do quadril, joelho e tornozelo (MELZER et al., 2007). Essa fase é relevante, pois diminuições na capacidade de produzir torque rapidamente determinam a capacidade de elevar o segmento do solo após o início da resposta.

O tempo de deformação dos tecidos elásticos necessários ao aparecimento das primeiras respostas contribuem para o aumento na duração do aparecimento de uma resposta contrátil após o instante em que os limiares excitatórios são atingidos. Nesse sentido, a maior complacência dos tecidos conjuntivos dos idosos pode contribuir para um aumento do atraso eletromecânico, que tem sido reportado em idosos (MELZER et al., 2007). Maiores atrasos eletromecânicos representam maiores latências de resposta muscular.

Provavelmente, a taxa de desenvolvimento de torque influencia mais a capacidade dos sujeitos de recuperar o equilíbrio e evitar uma queda após uma perturbação do que a capacidade máxima de força (ou seja, o pico de torque) como evidenciada por BENTO et al, (2010). A falta de alterações na fase inicial do teste do passo pode ser explicada pelo fato dos grupos submetidos ao treinamento não apresentarem modificações na taxa de desenvolvimento de torque dos músculos flexores do joelho e tornozelo, pois as ações desses músculos são importantes para a redução do tempo da fase de preparação.

A fase de balanço depende principalmente dos mecanismos neuromusculares relacionados à capacidade contrátil dos flexores do quadril e do joelho. Os flexores do joelho permitem que o comprimento do segmento do membro inferior seja reduzido e que o raio de giro seja gradativamente diminuído (BENTO et al., 2010). A redução do raio de giro do membro inferior permite que os flexores do quadril possam aumentar a velocidade angular da articulação e pode

resultar em um menor tempo de resposta. Menores tempos de resposta parecem estar associados à capacidade de produzir torque rapidamente (taxa de desenvolvimento de torque). Dessa forma, as mudanças similares que ocorreram na taxa de desenvolvimento de torque do quadril decorrentes entre os dois tipos de treinamento podem explicar as respostas comparáveis que ocorreram na fase de balanço. A fase de balanço também depende da velocidade com que os extensores de joelho movem a perna à frente para que a extremidade inferior seja posicionada no solo (MAKI, MCLROY, FERNIE, 2003). Não foi possível determinar se a taxa de desenvolvimento de torque influenciou de maneira importante essa fase do movimento, visto que nenhum dos grupos experimentais foram capazes de reduzir o tempo dessa fase, apesar da maior taxa de desenvolvimento de torque encontrada nos grupo submetido ao treinamento de potência.

A literatura tem apontado que aumentos no equilíbrio dinâmico podem ser maiores quando exercícios para os membros inferiores são inseridos nos programas de treinamento não somente para prover aumentos da força muscular, mas também para incrementar a habilidade de produzir força rapidamente (HOLVIALA et al., 2006). A força muscular não é o principal mecanismo que caracteriza a perda de equilíbrio com o envelhecimento e outros fatores parecem influenciar a estabilidade postural, como o estado funcional dos sistemas vestibular, somatosensorial, visual e o sistema motor (ORR, RAYMOND, FIATARONE, 2008).

A potência muscular e a velocidade de contração são fortes contribuintes para a velocidade da caminhada do que a força muscular, aumentos na potência muscular e na velocidade do movimento podem ser importantes para a manutenção da velocidade da caminhada e para a prevenção de acidentes como os tropeços, escorregões e falsos passos (SAYERS, 2007). Portanto, as reduções do tempo total do passo após o treinamento de potência são um achado importante para a prevenção das quedas dessa população.

Dessa forma, a hipótese H₅ de que o treinamento de potência apresentaria melhorias na capacidade de restabelecer o equilíbrio quando comparado aos outros grupos foi parcialmente aceita.

6.5 Funcionalidade dos idosos

A melhora funcional não foi identificada para a maioria dos testes empregados, exceto no teste de sentar e levantar em que o grupo submetido ao treinamento de potência apresentou melhor desempenho (23%) após o treinamento, enquanto os grupos de força e controle permaneceram relativamente estáveis. Os resultados são similares aos encontrados por Miszko et al. (2003) e Hortobágyi et al. (2003), que também observaram melhoras na funcionalidade após o treinamento de potência.

Por outro lado, Earles et al. (2001) e Henwood et al. (2008), não observaram alterações nos testes funcionais após um período de treinamento de potência e atribuíram tais resultados ao elevado grau de funcionalidade no início do estudo. Ao comparar os dados iniciais do teste de 6 minutos de caminhada com outros estudos (EARLES et al., 2001; JUDGE, UNDERWOOD, GENNOSA, 1993) pode-se concluir que os idosos do presente estudo possuíam alto grau de funcionalidade, o que pode explicar parcialmente as pequenas alterações encontradas nos testes funcionais. Steib, Schoene e Pfeifer (2009), analisaram vários estudos que empregaram treinamento de força e potência e concluíram que o treinamento que envolve pequenas cargas em ações rápidas é mais efetivo para aumentar a potência muscular e a funcionalidade (sentar e levantar, subir e descer da escada) do que o treinamento de força. Esses achados reforçam a idéia de que movimentos com alta velocidade e baixa intensidade possuem maior influência sobre a funcionalidade do que o treinamento de força (MISZKO et al., 2003).

O treinamento com baixa carga e de alta velocidade é uma forma eficaz de aumentar a capacidade funcional de idosos destreinados (HENWOOD, RIEK, TAAFFE, 2008). Além disso, a melhora funcional não está exclusivamente relacionada ao treinamento explosivo, visto que alguns estudos que envolveram o treinamento de força foram eficazes para melhorar o desempenho no teste de sentar e levantar da cadeira (HENWOOD, RIEK, TAAFFE, 2008). Parece que, embora o treinamento de alta velocidade seja eficaz para aumentar a capacidade funcional, as alterações são similares a aquelas obtidas com treinamento de força

(HAZELL, KENNO, JAKOBI, 2007). De fato, no presente estudo apenas o teste de sentar e levantar da cadeira diferiu em função do tratamento experimental.

O teste de sentar e levantar de uma cadeira, exige força e potência muscular dos membros inferiores (ROGERS *et al.*, 2003). A habilidade de levantar de uma cadeira ou da cama, embora pareça simples, é uma ação funcional que exige considerável esforço, principalmente para aqueles acometidos por distúrbios músculo-esqueléticos ou neuromotoras (LUSARDI, PELLECCCHIA, SCHULMAN, 2003). Portanto, o aumento do torque e da força dinâmica são importantes para a melhora funcional. Hortobágyi *et al.*, (2006) acreditam que o esforço durante as atividades diárias aumenta, pois é associado aos déficits de condução neural, bem como a coativação do músculo antagonista que também é reduzida com o envelhecimento.

A avaliação da força dos membros inferiores parece estar relacionada com as ações funcionais mais globais, como o equilíbrio, a velocidade da marcha e a caminhada (RIKLI e JONES, 1999). A diminuição da força muscular tem sido associada à deterioração de inúmeras atividades do dia a dia, como caminhar, subir escadas, sentar em uma cadeira e manter o equilíbrio (BASSEY *et al.*, 1992; BOHANNON, 2005). Orr *et al.*, (2006) reportaram que cargas baixas executadas rapidamente, como no treinamento de potência, resultam em um ótimo aumento da funcionalidade e do equilíbrio. O treinamento de potência muscular melhora a força e a velocidade de contração muscular, contribuindo para o aumento da função músculo-esquelética e da capacidade funcional, reduzindo os efeitos do envelhecimento (HAZELL, KENNO, JAKOBI, 2007). Os achados reportados no presente estudo confirmam esses argumentos, pois o grupo potência apresentou melhorias nas respostas à perturbação do equilíbrio e funcionalidade, os quais estão relacionados à prevenção das quedas.

Dessa forma, a hipótese H₆ de que os grupos experimentais (força e potência) apresentariam maiores ganhos sobre a funcionalidade do que o grupo controle, sendo que o grupo potência obteria maiores ganhos na funcionalidade do que o grupo força foi parcialmente aceita.

O presente estudo é pioneiro a evidenciar a equivalência na capacidade em elaborar respostas de reposicionamento do segmento inferior após uma perturbação em função do treinamento de força e potência muscular em idosas.

6.6 Limitações do estudo

Uma das maiores limitações do presente estudo foi à dificuldade em selecionar indivíduos em idade avançada (>70 anos). Portanto, futuros estudos que envolvam idosos mais velhos são necessários, visto que os efeitos do envelhecimento são mais pronunciados após a sétima década de vida. Além disso, foram selecionadas idosas com pequeno número de co-morbidades e limitações importantes de sua funcionalidade. Se por um lado é difícil identificar idosos sem co-morbidades, esses critérios podem ter excluído sujeitos que poderiam ter maior benefício do treinamento. Logo, generalizações dos achados desse estudo devem ser vistas com cautela.

A quantidade de indivíduos que participaram do estudo também pode ser considerada como um fator limitante, apesar de estudos que envolvem intervenção e aplicam testes complexos empregarem amostras relativamente pequenas.

7 CONCLUSÕES

Com base nos objetivos do estudo e nos resultados encontrados podemos concluir que o treinamento de força muscular e potência muscular foram efetivos para alterar a força dinâmica, isométrica, porém o treinamento de potência foi mais efetivo para incrementar a taxa de desenvolvimento de torque e o equilíbrio dinâmico.

Constatou-se que o treinamento de potência apresentou melhorias na capacidade de recuperar o equilíbrio, maiores do que o treinamento de força. Por outro lado, no equilíbrio sem perturbação não ocorreu diferenças após o tratamento em nenhum dos grupos. Apenas, o teste de sentar e levantar melhorou após o treinamento de potência, que mostra um ganho relativamente limitado

sobre a funcionalidade, não sendo possível concluir qual treinamento foi mais eficaz para a funcionalidade. As alterações que o programa de exercícios de potência muscular induziu sobre o equilíbrio e a funcionalidade demonstram que exercícios com alta velocidade aplicados para aumento da velocidade de reação e aumento da força muscular constituem importante recurso para atenuar e reverter os efeitos degenerativos associados ao envelhecimento.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P., E. B. SIMONSEN, J. L. ANDERSEN, P. MAONUSSON, and P. DYHRE-POULSEN. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Appl. Physiol**, v.93, p.1318-1326, 2002.

AMBROSINI, A.B., BRENTANO, M.A., COERTJENS M., KRUEL L.F.M. The Effects of Strength Training in Hydrogymnastics for Middle-Age Women. **International Journal of Aquatic Research and Education**, v.4, p.153-162, 2010.

BALOH, R.W. FIFE, T.D, ZWELING, L., JACOBSON, K., BELL, T., BEYKIRCH, K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **J Am Geriatr Soc**, v.42, n.4, p.405–12, 1994.

BARAFF, L.J.; DELLA PENNA, R.; WILLIAMS, N. Practice guideline for the ED Management of falls in community – dwelling elderly persons. **Annals of Emergency Medicine**, v.30, p.480-92, 1997.

BARRY BK, WARMAN GE, CARSON RG. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. **Exp Brain Res**, v.162, p.122–132, 2005.

BARRY B.K., CARSON R.G. The Consequences of Resistance Training for Movement Control in Older Adults. **Journal of Gerontology: Medical sciences**, v. 59A, n. 7, p. 730–754, 2004.

BASSEY, E.J. FIATARONE, M.A., O'NEILL, E.F., KELLY, M., EVANS, W.J. & LIPSITZ, L.A. Leg extensor power and functional performance in very old, men and women. **Clan. Sci**, v.82, p.321–327, 1992.

BEAN J.F., KIELY D.K., LAROSE, S.; GOLDSTEIN, R.; FRONTERA, W.R.; LEVEILLE, S.G. et al. Are Changes in Leg Power Responsible for Clinically Meaningful Improvements in Mobility in Older Adults? **The American Geriatrics Society**, v. 58, p.2363–2368, 2010

BEAN, J.F.; HERMAN, S.; KIELY, D.K, FREY, I.C.; LEVEILLE, S.C.; FRONTERA, W.R. Increased velocity exercise specific to task 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, p.799-804, 2004.

BENTO, P. C. B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A.L. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v.25, p.450-454, 2010.

BENTO, P.C.B., PEREIRA, G., UGRINOWITSCH, C., RODACKI, A.L.F. The effects of a water-based exercise program on strength and functionality of elderly subjects. **Journal of Aging and Physical Activity**, *in press*, 2012.

BRANDON, L.J., BOYETTE, L.W., GAASCH, D.A., LLOYD, A. Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.8, p.214-222, 2000.

BROOKS, S.V., FAULKNER, J.A. Skeletal muscle weakness in old age: Underlying mechanisms. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, p.432–439, 1994.

BROOKS, S.V., FAULKNER, J.A., MCCUBBREY, D.A. Power outputs of slow and fast skeletal muscles of mice. **Journal of Applied Physiology**, v.68, p.1282–1285, 1990.

BROWN L.E.; WEIR J.P. Asep procedures recommendation; accurate assessment of muscular strength and power. **Official Journal of The American Society of Exercise Physiologists (ASEP)**, v. 4, n. 3, p. 1097-9751, 2001.

BOHANNON RW, SCHAUBERT K. Long-term reliability of the timed up-and-go test among community-dwelling elders. **J Phys Ther Sci**, v.17, n.2, p.93-6.

BOSCO C, KOMI PV. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. **Eur J Appl Physiol**, v. 45, p. 209–219, 1980.

BOSUIZEN HC, STEMMERIK L., WESTHOFF MH, HOPMAN-ROCK, M. The effects of physical therapists' guidance on improvement in a strength-training program for the frail elderly. **J Aging Phys Act**, v.13, n.1, p.5-22, 2005.

BUCHNER, D. M., CRESS M. E., LATEUR B. J., ESSELMAN P. C., MARGHERITA A.J., PRICE R., WAGNER E. H. The Effect of Strength and Endurance Training on Gait, Balance, Fall Risk, and Health Services Use in Community-Living Older Adults. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v. 52A, n. 4, M218-M224, 1997.

CAMICIOLLI, R., PANZER, V.P., KAYE, J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. **Arch Neurol**, v.54, n.8, p.976–81, 1997.

CAMICIOLI R, HOWIESON D, LEHMAN S. Talking while walking: the effect of a dual task in ageing and Alzheimer's disease. **Neurol**, v.48, p.955–8, 1997.

CHARETTE, S. L. MCEVOY, L.; SNOW-HARTER, C.; GUIDO, D.; WISWELL, R.R.; MARCUS, R. Muscle hypertrophy response to resistance training in older women. **J Appl Physiol**, v.70, p.1912–1916, 1991.

CHANDLER JM, DUNCAN PW, KOCHERSBERGER G, STUDENSKI S. Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and

disability in frail, community-dwelling elders? **Arch Phys Med Rehabil**, v.79, p.24–30, 1998.

CLARK BC, MANINI TM. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. **Clinical Nutrition and Metabolic Care**, v.14, p.271-276, 2010.

CLARK BC, MANINI TM. Sarcopenia ≠ Dynapenia. **The Gerontological Society of America**, v. 63A, n.8, p.829–834, 2008.

COUTINHO E S F; BLOCH K; RODRIGUES L C. Characteristics and circumstances of falls leading to severe fractures in elderly people in Rio de Janeiro, Brazil. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 25, n.2, p. 455-459, 2009.

CRUZ DT, RIBEIRO LC, VIEIRA MT, TEIXEIRA MTB, BASTOS RR, LEITE ICG. Prevalência de quedas e fatores associados em idosos. **Rev Saúde Pública**, 2011.

DE VITO G, BERNARDI M, FORTE R, PULEJO C, MACALUSO A, FIGURA F. Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50–75 years. **Eur J Appl Physiol**, v.78, p.59–64, 1998.

DE VITO G, BERNARDI M, FORTE R, PULEJO C, FIGURA F. Effects of a low-intensity conditioning programme on VO₂max and maximal instantaneous peak power in elderly women. **Eur J Appl Physiol**, v.80, p.227–232, 1999.

DOHERTY, T.J. Physiology of Aging Invited Review: Aging and sarcopenia. **J Appl Physiol**, v.95, p.1717–1727, 2003.

DORFMAN, L.J., BOSLEY, M.D. Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man. **Neurology**, v.29, p.38-44, 1979.

DREY M, ZECH A, FREIBERGER E, BERTSCH T, UTER W, SIEBER C.C., PFEIFER K, BAUER J.M. Effects of Strength Training versus Power Training on Physical Performance in Prefrail Community-Dwelling Older Adults. **Gerontology**, v. 11, p. 0304–324, 2011.

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

DU PASQUIER, D.A.; BLANC, Y.; LANDIS, T.; BURKHARD, P., VINGERHOETS, F.J. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie Clinique**, v.33, p.213–218, 2003.

DUNNING, D., HAYES, A. F. Evidence for egocentric comparison in social judgment. **Journal of Personality and Social Psychology**, v.71, p.213-229, 1996.

EARLES, D.R., JUDGE, J.O., GUNNARSSON, O.T. Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, p.872-878, 2001.

EVANS, W. J. Exercise strategies should be designed to increase muscle power. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v.55A, p.309-310, 2000.

EXTON-SMITH, AN. Functional consequences of ageing: clinical manifestations. Grimley Evans J editors. Care of elderly; meeting the challenge of dependency. **London: Academic Press**, 1977.

FABRÍCIO, S.C.C.; RODRIGUES, R.A.P.; COSTA JÚNIOR, M.L. Falls among older adults seen at a São Paulo State public hospital: causes and consequences. **Rev Saúde Pública**, v. 38, n.1, 2004

FAULKNER J.A., CLAFLIN D.R., MCCULLY K.K. Power output of fast and slow fibers from human skeletal muscles. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, eds. **Human Muscle Power**; p. 81–94, 1986

FERNIE, G.R.; GRYFE, C.I.; HOLLIDAY, P.J.; LLEWELLYN, A. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. **Age Ageing**, v.1:11-16, 1982.

FERRI, A.; SCAGLIONI, G.; POUSSON, M.; CAPODAGLIO, P.; VAN HOECKE, J.; NARICI, M.V. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.177, p.69–78, 2003.

FIATARONE, M.A.; O'NEILL, E.F.; RYAN, N.D.; CLEMENTS, K.M.; SOLARES, G.R.; NELSON, M.E.; ROBERTS, S.B.; KEHAYIAS, J.J.; LIPSITZ, L.A.; EVANS, W.J. Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. **N Engl J Med**, v.330, p.1769–1775, 1994.

FIELDING, R.A.; LEBRASSEUR, N.K.; CUOCO, A.; BEAN, J.; MIZER, K.; FIATARONE, S.M.A. High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.50, p.655-662, 2002.

FLYN, M.A.; NOLPH, G.B.; BAKER, A.S.; MARTIN, W.M.; KRAUSE, G. Total body potassium in aging humans: a longitudinal study. **Am. J. Clin. Nutr**, v.50, p.713-717, 1989.

FOLDVARI M., CLARK, M., LAVIOLETTE, L.C., BERNSTEIN, M.A., KALITON, D., CASTANEDA, C., PU, C.T.; HAUSDORFF, J.M; FIELDING, R.A.; SINGH, M.A. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 55A, p. M192-M199, 2000.

FREITAS, P.J., BARELA, J.A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Rev Port Cien Desp**, v.6, n.1, p.94–105, 2006

FREITAS, SMSF; DUARTE, M. Métodos de análise de controle postural. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, **Universidade de São Paulo**; 2005. Disponível em: <http://demotu.org/pubs/Estabilografia.pdf>

FREITAS, P.B., KNIGHT, C., BARELA, J.A. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.4, p.696-700, 2010

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

FRONTERA, W. R.; MEREDITH, C.N.; O'REILLY, K.P.; KNUTTGEN, H.G.; EVANS, W.J. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. **Journal of Applied Physiology**, v. 64, p.1038-1044, 1988.

FRONTERA, W.R., BIGARD, X. The benefits of strength training in the elderly. **Sci. Sport**, v.17, n.3, p.109–116, 2002.

GOODPASTER, B H.; PARK, S.W., HARRIS, T.B.; KRITCHEVSKY, S.B.; NEVITT, M.; SCHWARTZ, A.V.; SIMONSICK, E.M.; TYLAVSKY, F.A.; VISSER, M.; NEWMAN, A.B. The Loss of Skeletal Muscle Strength, Mass, and Quality in Older Adults: The Health, aging and body composition study. **The Gerontological Society of America**, v. 61A, n.10, p.1059–1064, 2006.

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MÄLKIÄ E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **J Appl Physiol**, v.84, p.1341–1349, 1998.

HAKKINEN, K., P. V. KOMI, M. ALEN. Effect of explosive type strength training on isometric force and relaxation time, EMG and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. **Acta PhysioZ. Stand**, v.125, p.587-600, 1985.

HAKKINEN, K., HAKKINEN, A. Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Limerick, v.35, n.3, p.137-147, 1995.

HAKKINEN, K., KRAEMER, W. J., NEWTON, R. U. e ALEN, M. 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**, Stockholm, v.171, n.1, p.51-62, 2001.

HARRIDGE, S.D., KRYGER, A., STENSGAARD, A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. **Muscle & Nerve**, v.22, p.831– 839, 1999.

HAZELL, T; KENNO, K; JAKOBI, J. Functional Benefit of Power Training for Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.15, p.349-359, 2007.

HENWOOD TR, RIEK S, TAAFFE DR. Strength Versus Muscle Power-Specific Resistance Training in Community-Dwelling Older Adults. **Gerontological Society of America**, v.63A, n.1, p.83-91, 2008.

HOLVIALA JHS, SALLINEN JM, KRAEMER WJ, ALEN, M.J.; HAKKINEN, K.K. Effects of strength training on muscle strength characteristics, functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. **J Strength Cond Res**, v.20, n.2, 336-44, 2006.

HONEYCUTT, P.H.; RAMSEY, P. Factor contributing to falls in elderly men living in the community. **Geriatric Nursing**, v.23, n.5, 2002.

HORAK, F.B., MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. **Physiological Society**, p.255-292, 1996.

HORAK, FB. Clinical assesement of balance disorders. **Gait & Posture**, Amsterdam, p. 76-84, 1997.

HORTOBÁGYI T., MIZELLE C., BEAM S., DEVITA P. Older Adults Perform Activities of Daily living near their maximal Capabilities. **J. Gerontologi Med. Sciences**, v.58A, n.5, p.453-460, 2003.

HUANG, HC.; GAU, M.L.; GEORGE, K. Assessing Risk of Falling in Older Adults. **Public Health Nursing**, v.20, n.5, p.399–411, 2003.

HUBERT, H. B., BLOCH, D. A., OEHLERT, J.W., FRIES, J. F. Lifestyle habits and compression of morbidity. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 57A, p. M347-M351, 2002.

IBGE. Estimativas de projeção da população. Projeções 1980-2050. 2008.

IVEY FM, TRACY BL, LEMMER JT, NESSAIVER M, METTER EJ, FOZARD JL, and HURLEY BF. Effects of strength training and detraining on muscle quality: age and gender comparisons. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.55, p.B152–B157, 2000.

IZQUIERDO, M., AGUADO, X., GONZALEZ, R., LOPEZ, J.L., HAKKINEN, K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology Occup Physiol**, v.79, p.260–267, 1999.

JONES D.A., ROUND J.M. Skeletal muscle in health and disease. A textbook of muscle physiology. **Manchester University Press**, Manchester, p. 23–25, 105–107, 1990.

JOZSI, A.C.; CAMPBELL, W.W.; JOSEPH, L.; DAVEY, S.L.; EVANS, W.J. Changes in power with resistance training in older and younger men and women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.54A, p.591-596, 1999.

JUDGE JO. Balance Training to Maintain Mobility and Prevent Disability. **Am J Prev Med**, v. 25, n.33Sii, p.150–156, 2003.

JUDGE JO, UNDERWOOD M, GENNOSA T. Exercise to improve gait velocity in older persons. **Arch Phys Med Rehabil**, v.74, p.400-6, 1993.

KALACHE A, VERAS RP, RAMOS LR. O envelhecimento da população mundial. Um desafio novo. **Rev Saúde públ.**, v 21, n.3, p 200-10, 1987.

KALAPOTHARAKOS VI, MICHALOPOULOS M, TOKMAKIDIS SP, GODOLIAS G, GOURGOULIS V. Effects of a heavy and a moderate resistance training on functional performance in older adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, n.3, p 652-657, 2005.

KANEKO M, FUCHIMOTO T, TOJI H, SUEI K. Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. **Scand J Sports Sci**, v.5, p.50-55, 1983.

KEOGH, J.W.L.; KILDING, A.; PIDGEON, P.; ASHLEY, L.; GILLIS, D. Physical Benefits of Dancing for Healthy Older Adults: A Review. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, p.479-500, 2009.

KERRIGAN DC, XENOPOULOS-ODDSSON A, SULLIVAN MJ, LELAS JJ, RILEY PO. Effect of a hip flexor–stretching program on gait in the elderly. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p.1-6, 2003.

KLEIN, C.S.; ALLMAN, B.L.; MARSH, G.D.; RICE, C.L. Muscle size, strength, and bone geometry in the upper limbs of young and old men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v.57A, p.455-459, 2002.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, p. 520-526, 2003.

LA ROCHE, D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and non-fallers: A comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.482–488, 2010.

LATHAM, N.K., BENNETT, D.A., STRETTON, C.M., ANDERSON, C.S. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v.59A, p.48-61, 2004.

LEXELL J., TAYLOR C.C. Variability in muscle fiber areas in whole human quadriceps muscle: Effects of increasing age. **J Anat**, v. 174, p. 239-249, 1991.

LEE, I M, HSIEH, C C, PAFFENBAERGER, R S JR. Exercise intensity and longevity in men. **The Harvard Alumni Health Study**, v.273, n.15, p.1179-1184, 1995.

LEXELL, J., HENRIKSSON-LARSEN, K., SJOSTROM, M. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis, **Acta Physiol. Scand**, v.117, p.115–122, 1983.

LEXELL J, DOWNHAM D, SJOSTROM M. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. Fibre type arrangement in m. vastus lateralis from three groups of healthy men between 15 and 83 years. **J Neurol Sci**, v. 72, p.211–222, 1986.

LEXELL J; TAYLOR CC. Variability in muscle fiber areas in whole human quadriceps muscle: **Effects of increasing age**. **J Anat**, v. 174, p. 239-249, 1991.

LEBRÃO ML, LAURENTI R. Saúde, bem-estar e envelhecimento: o estudo no Município de São Paulo. **Rev Bras Epidemiol**, v.8, n.2 p. 127-41, 2005.

LIN, S.I., WOOLLACOTT, M.H. Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. **J Motor Behav**, v.34, n.1, p.37-44, 2002.

LINTHORNE, N.P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **Am. J. Phys**, v. 69, n. 11, p. 1198- 1204, 2001.

LORD SR, WARD JA, WILLIAMS P.; ANSTEY, K.J. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. **J Am Geriatr Soc**, v.42, 1110-1117, 1994.

LORD S., SHERRINGTON C., MENZ H.B. Falls in older people: risk factors and strategies for prevention. **Cambridge University Press**, p.258, 2000.

LUSARDI MM, PELLECCIA GL, SCHULMAN M. Functional Performance in community living older adults. **J Geriatr Phys Ther**, v.26, n.3, p.14-22, 2003.

MACALUSO A, NOMMO MA, FOSTER JE, COCKBURN M, MCMILLAN NC, DE VITO G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between younger and older women. **Muscle Nerve**, v. 25, p. 858-863, 2002.

MAKI, B.E; MCILROY, W.E; FERNIE, G.R. Change-in-Support Reactions for Balance Recovery. **Ieee Engineering in Med. And Biology Magazine**, v.39, p.7175-03, 2003.

MAKI BE, MCLLROY WE. Postural control in the older adult. **Clin Geriatric Med**, v.12, p.635-658, 1996.

MAKI, B E, HOLLIDAY, P J, TOPPER, A K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **J Gerontol**, v.49, n.2, p.72–84, 1994.

MAKI BE, MCILROY WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age Ageing**, v.35, n.S2, p.ii12–ii18, 2006.

MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUER-HYLTON N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **J Gerontol**, v.44, n.4, p.118-27, 1989.

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

MANSFIELD, A.; PETERS, A.L.; LIU, B.A.; MAKI, B.E. Effect of a Perturbation-Based Balance Training Program on Compensatory Stepping and Grasping Reactions in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. **Physical Therapy**, v.90, n.4, 2010

MARSH, A.P.; MILLER, M.E.; REJESKI, W.J.; HUTTON, S.L.; KRITCHEVSKY, S.B. Lower Extremity Muscle Function After Strength or Power Training in Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, p.416-443, 2009

MATSUDO, S.M.; MATSUDO, V.K.R.; BARROS, T.L.N.; ARAÚJO, T.L. Evolução do perfil neuromotor e capacidade funcional de mulheres ativas de acordo com a idade cronológica. **Rev Bras Med Esporte**, v.9, n.6, p.365-376, 2003.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano. 4. ed. Rio de Janeiro: **Guanabara Koogan**, 1996.

MELZER, I.; ODDSON, L.I.E. The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly individuals. **J Am Geriatr Soc**, v.52, p.1255-1262, 2004

MELZER I, ELBART, O., TSEDEK I, ODDSSON L. A water-based training program that include perturbation exercises to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial. **BMC Geriatrics**, p.8:19, 2008.

MELZER, I.; SHTILMAN, I.; ROSENBLATT, N.; ODDSSON, L.I. Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. **J Neuroeng Rehabil**, v.4, p.16, 2007.

MELZER, I.; MARX, R.; KURZ, I. Regular Exercise in the Elderly Is Effective to Preserve the Speed of Voluntary Stepping under Single-Task Condition but Not under Dual-Task Condition A Case-Control Study. **Gerontology**, v.55, p.49-57, 2009.

METTER, E.J.; CONWIT, R. TOBIN, J.; FOZARD, J.L. Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v.52, p.267-276, 1997.

MISIC, M. M.; VALENTINE, R.J.; ROSENGREN, K.S.; WOODS, J.A.; EVANS, E.M. Impact of training modality on strength and physical function in older adults. **Gerontology**, v.55, p.411-416, 2009.

MISZKO, T.A.; CRESS, M.E.; SLADE, J.M.; COVEY, C.J.; AGRAWAL, S.K.; DOERR, C.E. Effect of Strength and Power Training on Physical Function in Community-Dwelling Older Adults. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v.58A, n.2, p.171-175, 2003.

MONTEIRO W; MONTEIRO, F.F.S.; OLIVEIRA, A.V.; JESUS, A.P.; BUENO, C.S.; OLIVEIRA, C.S. Análise do equilíbrio dinâmico em idosas praticantes de dança de salão. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 125-136, 2007.

MURRAY, P.M.; DUTHIE, E.H.; GAMBERT, S.R.; SEPIC, S.B.; MOLLINGER, L.A. Age-related differences in knee muscle strength in normal women. **J. Gerontol**, v.40, p.275-280, 1985.

NASHNER, L.M. Analysis of stance posture in humans. **Handbook of Behavioral Neurology**, v.5. p.527-565, 1981.

NEVITT, MC.; CUMMINGS, S.R.; KIDD, S.; BLACK, D. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study. **Journal of the American Medical Association**, 261:2663-8, 1989.

NUFFIELD INSTITUTE FOR HEALTH, University of leeds ans NHS Centre for Reviews and Dissemination. Preventing falls and subquent injury in older people. **Effective Healthcare**, v. 2, n. 4, p. 1-16, 1996.

OCHALA, J.; LAMBERTZ, D.; VAN HOECKE, J.; POUSSON, M. Effect of strength training on musculotendinous stiffness in elderly individuals. **Eur J Appl Physiol**, v.94, p.126-133, 2005.

OKADA, S.; HIRAKAWA, K.; TAKADA, Y.; KINOSHITA, H. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. **Eur J Appl Physiol**, v.85, n.1-2, p.10-8, 2001.

ORR R., RAYMOND J., SINGH M.F. Efficacy of Progressive Resistance Training on Balance Performance in Older Adults A Systematic Review of Randomized Controlled Trials. **Sports Med**; v.38, n.4, p.317-343, 2008.

ORR R, DE VOS N, SINGH N, ROSS, D.A.; STAVRINOS, T.M.; FIATARONE-SINGH, M.A. Power training improves balance in healthy older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.61^a, n.1, p.78-85, 2006.

OVEREND, T.J.; CUNNINGHAM, D.A.; KRAMER, J.F.; LEFCOE, M.S.; PATERSON, D.H. Knee extensor and knee flexor strength: cross-sectional area ratios in young and elderly men. **J. Gerontol.: Med. Sci**, v.47, p.204-210, 1992.

PAJALA, S.; ERA, P.; KOSKENVUO, M.; KAPRIO, J.; TORMAKANGAS, T.; RANTANEN, T. Force Platform Balance Measures as Predictors of Indoor and Outdoor Falls in Community-Dwelling Women Aged 63–76 Years. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v.63A, n.2, p.171–17, 2008.

PATLA, A.E. Age-related changes in visually guided locomotion over different terrains: major issues. **Journal of Aging and Physical Activity**, p.231-252, 1993.

PERACINNI MR, RAMOS LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saude Publica**, v.36, n.6, p. 709-16, 2002.

PEREIRA, S.R.M. O idoso que cai. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**. Caminhos do envelhecer. Rio de Janeiro: Revinter; p. 217-21, 1994.

PEREIRA, S.R.M. Quedas em Idosos: Prevenção. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, 2001.

PERRY, M.C.; CARVILLE, S.F.; SMITH, I.C.; RUTHRFORD, O.M.; NEWHAM, D.J. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. **Eur. J. Appl. Physiol**, v.100, p.553–561, 2007.

PERSCH, L.N. Efeito do treinamento da força muscular sobre parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosas. Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal do Paraná - UFPR, Universidade Federal do Paraná, Paraná, 2008

PERSCH, L. N.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A.L. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics**, v.24, n.10, p.819-825, 2009.

PIJNAPPELS M, REEVES ND, MAGANARIS C, VAN DIEËN J. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. *J Electromyogr Kinesiol*. doi:10.1016/j.jelekin.2007.06.004, 2007.

PIJNAPPELS, M.; VAN DER BURG, P.J.; REEVES, N.D.; VAN DIEËN, J.H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *Eur J Appl Physiol*, v.102, n.5, p.585-592, 2007.

RESENDE, S.M., RASSI, C.M., VIANA, F.P. Efeitos da hidroterapia na recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosas. *Rev Bras Fisioter*, v.12, n.1, p.57-63, 2008.

RIKLI, R.E.; JONES, C.J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. *J. Aging and Physical Activity*, v.7, p. 129-161, 1999.

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

ROGERS ME, ROGERS NL, TAKESHIMA N, ISLAM MM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev Med.*, v.36, n.3, p.255-64, 2003.

ROSENBERG, I.H. Summary comments. *The American Journal of Clinical Nutrition*, v.50, p.1231–1233, 1989.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. 3. ed. Baltimore : **Williams & Wilkins**, 2006.

RUBENSTEIN, L.Z.; JOSEPHSON, K.R.; TRUEBLOOD, P.R.; LOY, S.; HARKER, J.O.; PIETRUSZKA, F.M.; ROBBINS, A.S. Effects of a Group Exercise Program on Strength, Mobility, and Falls Among Fall-Prone Elderly Men. *Journal of Gerontology: Med Sciences*, v. 55A, n.6, p.317–321, 2000.

RUNGE, C. F.; SHUPERT, C.L.; HORAK, F.B.; ZAJAC, F.E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999.

RUNGE, M.; RITTWEGER, J.; RUSSO, C.R.; SCHIESSL, H.; FELSENBURG, D. Is muscle poweroutput a key factor in the age related decline in physical performance? A comparison of muscle cross-section, chair-rising test, and jumping power. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v.24, p.335-340, 2004.

SALE DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*, v. 20, p. S135–S145, 1988.

SANTANA, R.L.F. A Previdência Social e o Censo 2000: Perfil dos Idosos. v.14, n.09, 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. **J Strength Cond Res**; v. 21, p. 518–526, 2007.

SCAGLIONI G, FERRI A, MINETTI AE, MARTIN A, VAN HOECKE J, CAPODAGLIO P, SARTORIO A, NARICI MV. Plantar flexors activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **J Appl Physiol**, v.92, p.2292–2302, 2002.

SHIMBA, T. An estimation of center of gravity from force platform data. **J Biomech**, v.17, n.5, p.60, 1984.

SHUMWAY-COOK, A.; GRUBER, W.; BALDWIN, M.; LIAO, S. The effect of multidimensional exercises on balance, mobility and fall risk in community-dwelling older adults. **Physical Therapy**, v.77, n.1, p.46-57, 1997.

SINAKI M, MCPHEE MC, HODGSON SF, MERRITT JM, OFFORD KP. Relationship between bone mineral density of spine and strength of back extensors in healthy postmenopausal women. **Mayo Clinic Proc**, v.61, p.116–122, 1986.

SIQUEIRA, F.V.; FACCHINI, L.A.; SILVEIRA, D.S.; PICCINI, R.X.; TOMASI, E.; THUMÉ, E.; SILVA, S.M.; DILÉLIO, A. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. **Cad. Saúde Pública**, v.27, n.9, p.1819-1826, 2011.

SKELTON, D.A., KENNEDY, J., RUTHERFORD, O.M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. **Age Ageing**, v.31, p.119–25, 2002.

SKELTON D.A., KENNEDY J., RUTHERFORD O.M. Lower limb muscle strength and power in community dwelling female fallers and non-fallers aged over 65. **J. Physiol**, p.531-48, 2001.

STALBERG, E.; BORGES, O.; ERICSSON, M.; ESSÉN-GUSTAVSSON, B.; FAWCETT, P.R.; NORDESJO, L.O.; NORDGREN, B.; UHLIN, R. The quadriceps femoris muscle in 20-70 year-old subjects: Relationship between knee extension torque, electrophysiologic parameters and muscle fiber characteristics. **Muse. Nerv**, v.12, p.382-389, 1989.

STEIB, S., SCHOENE D., PFEIFER K. Dose-response relationship of resistance training in older adults: Meta-analysis. **Med Science in Sports Exercise**, v.10, p.0195-9131, 2010

STEVENS JE, STACKHOUSE SK, BINDER-MACLEOD SA, SNYDER-MACKLER L. Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? **Muscle Nerve**, v.27, p.99–101, 2003.

TEASDALE N, SIMONEAU M. Attentional demands for postural control: the effects of ageing and sensory reintegration. **Gait Posture**, v.14, p.203-10, 2001.

THELEN, D.G.; SCHULTZ, A.B.; ALEXANDER, N.B.; ASHTON-MILLER, J.A. Effects of age on rapid ankle torque development. **J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci**, v.51, p.226–232, 1996.

TINETTI ME, WILLIAMS CS. The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *J Gerontol Series A Biol Sci Med Sci* 1998, v.53, n.2, p.112-119, 1998.

TINETTI M, LIU WL, CLAUS E. Predictors and prognosis of inability to get up after falls among elderly persons. **JAMA**, v.70, p.269-65, 1993.

TOPPER, P.A., MAKI B.E., HOLLIDAY, P.J. Are activity-based assessment of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? **J Am h i a t r Soc**, v.41, p.479-487, 1993.

TSCHOPP, M.; SATTELMAYER, M.K.; HILFIKER, R. Is power training or convetional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. **Age and Ageing**, v.0, p. 1-8, 2011.

UNITED NATIONS, Department of Economic and Social Affairs. World Population Prospects: The 2004 Revision, vol. II, **Sex and Age Distribution of the World Population**.

VAN CUTSEM, M., DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. **J. Physiol**, v.513, p.295–305, 1988.

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

VANDERVOORT, A.A. Effects of ageing on human neuromuscular function: Implications for exercise. **Can J Sport Sci**, v.17, p.178-184, 1992.

WALLERSTEIN, L F. Influência dos Treinamentos de Força e de Potência nas Adaptações Neurais, Morfológicas e na Funcionalidade em Idosos. Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade de São Paulo - USP, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

WALLERSTEIN L.F., TRICOLI V., BARROSO R., RODACKI A.L.F., RUSSO L., AIHARA Y., FERNANDES R.C., DE MELLO M.T., UGRINOWITSCH C. Effects of Strength and Power Training on Neuromuscular Variables in Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 20, p. 171-185, 2012.

WEIGELT, J.A. Trauma. In: *Advanced Trauma Life Support for Doctors: ATLS*. 6th ed. **Chicago: American College of Surgeons**, p.26, 1997.

WHIPPLE R, WOLFSON L, AMERMAN PM. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **J Am Geriatr Soc**, v.35, p.13-20, 1987.

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

WOLFSON, L., JUDGE J., WHIPPLE R., KING M. Strength Is a Major Factor in Balance, Gait, and the Occurrence of Falls. **The Journals of Gerontology SeriesA**, v. 50A (Special Issue), p.64-67, 1995.

WOLLACOTT M.H., SHUMWAY-COOK A., NASHNER L.M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **J Aging Hum Dev**, v. 23, p. 97–114, 1986.

WOLF, S.L.; SATTIN, R.W.; KUTNER, M.; O'GRADY, M.; GREENSPAN, A.L.; GREGOR, R.J. Intense Tai Chi exercise training and fall occurrences in older, transitionally frail adults: a randomized, controlled trial. **J Am Geriatr Soc**, v.51, p.1693-1701, 2003.

WOLFSON, L.; JUDGE, J.; WHIPPLE, R.; KING, M. Strength Is a Major Factor in Balance, Gait, and the Occurrence of Falls. **The Journals of Gerontology**, v.50A, p.64-67, 1995.

APÊNDICE I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

- a) O Senhor(a) está sendo convidado(a) a participar voluntariamente do estudo intitulado **“INFLUÊNCIA DOS TREINAMENTOS DE FORÇA E POTÊNCIA SOBRE A CAPACIDADE DE MANTER E RECUPERAR O EQUILÍBRIO EM IDOSOS”**. E não esqueça que é através das pesquisas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental.
- b) O objetivo do presente estudo é determinar e comparar a influência de um programa de doze semanas de dois tipos de treinamento com pesos: 1) maior sobrecarga e execução dos movimentos de forma lenta (força); 2) menor sobrecarga e execução dos movimentos de forma rápida (potência), na capacidade de manter e recuperar o equilíbrio, na força muscular, nas atividades da vida diária e na sua qualidade de vida.
- c) Caso o Senhor (a) participe da pesquisa, será necessário comparecer **quatro dias** ao Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) no departamento de educação física para realizar os testes e responder a questionários (pré-testes). As avaliações tem duração de aproximadamente 1 (uma) hora por dia. **No primeiro dia** será realizada uma sessão de testes para avaliar o equilíbrio que será avaliado numa plataforma de força testes estáticos (sem perturbação) e dinâmicos (com perturbação); **No segundo dia** será realizada uma sessão de familiarização com o instrumento de medida de força e uma bateria de testes funcionais como caminhar, levantar e sentar em uma cadeira, levantar da cadeira e caminhar (ir e voltar); **No terceiro dia** será realizada a segunda sessão de familiarização do teste de força e **no quarto e último dia** será realizado o teste de força de membros inferiores. Ao final do período das avaliações o senhor (a) será sorteado para participar de um dos programas de treinamento (força ou potência), que compreende em 12 semanas de exercícios, 3 vezes semanais. Após esse período o senhor (a) deverá realizar esses testes novamente (pós-testes).
- d) Como em qualquer tratamento, o senhor (a) poderá experimentar algum desconforto, principalmente relacionado à dores musculares após ou durante a realização dos exercícios. No entanto, não haverá necessidade de maiores preocupações, pois os exercícios serão adaptados de acordo com a capacidade de cada indivíduo, verificada nas avaliações. Além disso, se for observado qualquer sinal de esforço adicional durante a realização dos exercícios, os mesmos serão readaptados ou encerrados.
- e) Ao participar de um treinamento físico o senhor(a) pode em algum momento ter alguma lesão (machucar-se), sentir dores no corpo devido ao esforço, para prevenir estas ocorrências, as aulas terão um período de aquecimento com atividades leves e a carga dos exercícios será individualizada e o esforço será aumentado gradativamente à medida que o senhor (a) se acostume com o esforço.
- f) Os benefícios esperados do treinamento são: melhora no equilíbrio, melhora na força muscular, melhora na caminhada, melhora na capacidade do corpo de suportar exercícios prolongados e melhora no desempenho das atividades diárias que podem contribuir para evitar ou reduzir o risco de quedas acidentais e melhorar a sua qualidade de vida.

Rubrica do Pesquisador Principal _____

Rubrica do Orientado ou Colaborador _____

Rubrica do Sujeito ou Representante _____

- g) Os pesquisadores Paula Born Lopes e André Luiz Félix Rodacki, mestranda do programa de pós-graduação da UFPR e professor do departamento de Educação Física, são os responsáveis pelo seu treinamento e poderão esclarecer eventuais dúvidas a respeito desta pesquisa, pessoalmente no CECOM ou por telefone 3360-4333 de segunda à sexta-feira das 8:00 as 12:00 e das 13:30 as 17:30 horas ou pelo telefone pessoal (41) 91836040.
- h) Estão garantidas todas as informações que o senhor (a) necessite, antes durante e após o estudo.
- i) Neste estudo será utilizado um grupo controle. Haverá a possibilidade do senhor (a) participar apenas de encontros semanais que compreenderão exercícios resistidos de baixa intensidade e flexibilidade para os membros superiores durante o período do estudo. Neste caso, após 12 semanas de encontros semanais, você terá a oportunidade de participar dos programas de atividade física ofertados por outros projetos da universidade.
- j) A sua participação neste estudo é *voluntária* e o senhor (a) terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete em qualquer prejuízo. Caso isso aconteça o senhor (a) poderá solicitar de volta o termo de consentimento livre e esclarecido assinado.
- k) As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que seu sigilo seja mantido. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.
- l) As despesas necessárias para a realização da pesquisa não são da sua responsabilidade.
- m) Pela sua participação no estudo, o senhor (a) não receberá qualquer valor em dinheiro.
- n) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

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

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, _____, de _____, de _____

(Assinatura do sujeito de pesquisa)

Profa. Paula Born Lopes.
Pesquisadora responsável

Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da
UFPR

APÊNDICE II

QUESTIONÁRIO DE HISTÓRICO DE QUEDAS

1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Nome:		Data: / /
Nasc: / /	Idade:	Sexo: () F () M
Peso:	Est:	IMC:

2. OCORRÊNCIA DE QUEDAS:

Você teve alguma queda nos últimos 12 meses? () sim () não
 Quantas vezes? () 1 () 2 () 3 () mais que 3

2.1 ONDE OCORREU A QUEDA?

Em casa, no quintal ou área externa? () sim () não

Dentro de casa? () sim () não

Fora de casa em local conhecido? () sim () não

Fora de casa em local desconhecido? () sim () não

2.2 POR QUE VOCÊ CAIU?

Tropeçou? () sim () não

Escorregou? () sim () não

Escurecimento da visão / síncope? () sim () não

Tontura / vertigem? () sim () não

Outros: _____

2.3 VOCÊ USA MEDICAMENTOS?

() sim () não

Quais?

() diuréticos () anti-depressivo () pressão arterial () Anti-inflamatórios

() analgésicos () cardiovasculares

() outros: _____

2.5 VOCÊ TEM HISTÓRICO DE FRATURAS? () sim () não

2.6 CIRURGIAS ARTICULARES OU LOMBALGIAS? QUE POSSAM INTERFERIR NA SUA VIDA DIÁRIA? () sim () não

APÊNDICE III

ROTINAS E OS EXERCÍCIOS DOS TREINAMENTOS DE FORÇA E POTÊNCIA

O treinamento de força e potência muscular foi desenvolvido com o auxílio de alguns equipamentos específicos para os grupos musculares selecionados dos membros inferiores, nos quais os participantes realizaram o treinamento específico para cada grupo. A carga foi controlada conforme o teste de 1RM nos aparelhos leg-press, cadeira extensora e cadeira flexora, no grupo de potência variaram de 40% a 65% e no grupo força de 50% a 80% de 1RM. Os exercícios utilizados são descritos a seguir, apresentando a posição inicial (lado esquerdo) e a posição final (lado direito) do movimento:

EXTENSÃO DE JOELHO: Participante foi posicionada sentada, com flexão de 115° da articulação do quadril e de 90° da articulação do joelho. Participante realizou o movimento de extensão da articulação do joelho contra resistência, para exercitar os seguintes músculos: quadríceps femoral.



FLEXÃO DE JOELHO: Participante foi posicionada sentada, com flexão de 90° da articulação do joelho. Participante realizou o movimento de flexão da articulação do joelho contra resistência, para exercitar os seguintes músculos: Isquiotibiais, gastrocnêmios, sartório e grácil.



ADUTOR: Participante foi posicionada sentada com 90° de flexão da articulação dos joelhos (apoiados medialmente) e quadril (partindo de uma abdução de 30°), tornozelos neutros. Participante realizou o movimento de adução do quadril contra resistência, para exercitar os seguintes músculos: adutor curto, adutor longo, adutor magno, grácil e pectíneo.



ABDTOR: Participante foi posicionada sentada com 90° de flexão da articulação dos joelhos (apoiados lateralmente) e quadril, tornozelos neutros. Participante realizou movimento de abdução do quadril contra resistência, para exercitar os seguintes músculos: glúteo médio, glúteo mínimo e tensor da fáscia lata.



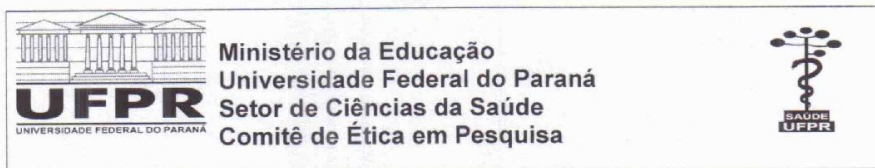
LEG-PRESS: Participante foi posicionada sentada com 90° de flexão da articulação do quadril, extensão máxima da articulação de joelho e superfície dos pés apoiadas na superfície metálica. Participante realizou o movimento de extensão e flexão da articulação do joelho, sem retirar a superfície dos pés do apoio, contra resistência, visando exercitar os seguintes músculos: quadríceps femoral, isquiotibiais, gastrocnêmio, sóleo



PANTURRILHA: Participante foi posicionada em pé, ombros apoiados superiormente, e pés sobre a superfície metálica. Participante realizou o movimento de flexão plantar da articulação do tornozelo, para exercitar os seguintes músculos: gastrocnêmio, sóleo e plantar (flexão plantar) e tibial anterior e fibular longo e curto (extensão dorsal).



ANEXO I



Curitiba, 26 de julho de 2011

Ilmo (a) Sr. (a)
Paula Born Lopes
André Luiz Félix Rodacki

Nesta

Prezados Pesquisadores,

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado “**Influência dos treinamentos de força e potência sobre a capacidade de manter e recuperar o equilíbrio em idosos**” está de acordo com as normas éticas estabelecidas pela Resolução CNS 196/96, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR, em reunião realizada no dia 29 de junho de 2011 e apresentou pendência(s). Pendência(s) apresentada(s), documento(s) analisado(s) e projeto aprovado em 25 de julho de 2011.

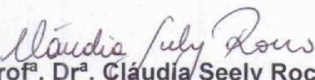
Registro CEP/SD: 1149.074.11.06

CAAE: 0072.0.091.000-11

Conforme a Resolução CNS 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do 1º relatório parcial: 25/01/2012.

Atenciosamente


Prof.ª Dr.ª Cláudia Seely Rocco
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde
Prof.ª Dr.ª Cláudia Seely Rocco
Coordenadora do Comitê de Ética
em Pesquisa - SD/UFPR