UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

MATHEUS MACHADO GOMES

INFLUÊNCIA DA FORÇA E DA POTÊNCIA MUSCULAR NO CONTROLE
POSTURAL DE IDOSAS DE DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS

Ribeirão Preto - SP

2012

MATHEUS MACHADO GOMES

INFLUÊNCIA DA FORÇA E DA POTÊNCIA MUSCULAR NO CONTROLE
POSTURAL DE IDOSAS DE DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS

Tese apresentada a Faculdade de Medicina
de Ribeirão Preto, Universidade de São
Paulo, para obtenção do título de Doutor em
Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho
Locomotor.

Área de concentração: Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Daniela Cristina
Carvalho De Abreu

Ribeirão Preto - SP

2012

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Gomes, Matheus Machado

Influência da força e da potência muscular no controle postural de idosos de diferentes faixas etárias. Ribeirão Preto, 2012.

131 p.: Il.; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação.

Orientadora: Daniela Cristina Carvalho De Abreu

1. Envelhecimento. 2. Força muscular. 3. Equilíbrio postural. 4. Eletromiografia

FOLHA DE APROVAÇÃO

Matheus Machado Gomes

Influência da força e da potência muscular no controle postural de idosas de diferentes faixas etárias

Tese apresentada a Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

É com muito amor e gratidão que dedico este trabalho a minha mãe, Maria De Lourdes Falcucci. Meu melhor exemplo de luta e dignidade. Minha maior incentivadora. A grande companheira que sempre esteve ao meu lado, principalmente nos momentos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que sempre iluminou o meu caminho e guiou meus passos para que Eu alcançasse esta graça.

A minha orientadora **Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu**, pelos ensinamentos, pela oportunidade e confiança. Agradeço também a “**professora Daniela**”, pela amizade e orientação não só para o desenvolvimento deste trabalho, mas para a vida toda.

Aos **professores da banca examinadora (Débora Bevilaqua Grossi, Eduardo Ferriolli, Paulo Roberto Pereira Santiago, Renato de Moraes e Rinaldo Roberto de Jesus Guirro)** pela contribuição a este estudo.

Aos **professores da pós-graduação da FMRP – USP** que auxiliaram no meu desenvolvimento científico e acadêmico.

Ao **laboratório de Bioengenharia**, por disponibilizar recursos essenciais à execução deste trabalho.

Aos **professores e funcionários da Bioengenharia**, pelo apoio técnico, pelas reflexões científicas e, principalmente, pela amizade e respeito construídos neste período.

Ao **Prof. Dr. Miguel Angelo Hyppolito** pela colaboração na execução desta pesquisa.

Ao **Centro de Estudos e Pesquisa em Reabilitação da Audição e Equilíbrio, Divisão de Otorrinolaringologia, FMRP-USP** por disponibilizar equipamentos utilizados neste estudo.

Aos **funcionários da Casa 20** pela cooperação e receptividade.

Aos **funcionários da Oficina de Precisão da FMRP-USP** pela confecção de alguns equipamentos utilizados neste estudo.

A **Fundação De Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pelo apoio financeiro.

As **voluntárias do estudo**, que gentilmente aceitaram participar deste projeto.

A minha **Avó Lúcia**, que além de ser voluntária no estudo piloto, recrutou várias amigas para participarem deste trabalho.

Aos **médicos, enfermeiros e demais colaboradores do Hospital Especializado** que contribuíram para a recuperação da minha saúde, permitindo assim, que eu concluísse esta pesquisa.

Aos **alunos de graduação e pós-graduação** integrantes do laboratório de Bioengenharia, pela amizade e colaboração científica.

A todos **integrantes do LARE**, pela ajuda no desenvolvimento deste estudo e, principalmente, pela amizade durante todos estes anos.

Aos **meus amigos**, que sempre me ajudaram a encarar as dificuldades com alegria.

A **Patrícia Soares**, pela compreensão e companheirismo.

A **minha família** pelo amor e apoiou em todos os momentos.

Em especial, a **minha mãe Lourdes**, pelo amor e dedicação incondicionais.

RESUMO

O controle postural de idosos tem sido estudado com o objetivo de melhor entender os fatores que levam esta população a sofrer mais quedas que os indivíduos jovens. A redução da força e da potência muscular está entre os aspectos que contribuem para o declínio do controle postural. Entretanto, faltam esclarecimentos sobre a capacidade de produzir força e potência muscular em idosos de diferentes idades. Adicionalmente, faltam informações sobre a relação entre força e potência muscular com o desempenho do controle postural em idosas de diferentes faixas etárias. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar a força e a potência muscular e sua relação com o desempenho do sistema de controle postural de mulheres idosas de diferentes faixas etárias. Participaram do estudo 80 mulheres que foram divididas em 4 grupos de acordo com a idade: Grupo Jovens (n=20) com idade entre 18 e 30 anos; Grupo 60-64 anos (n=20) com idade entre 60 e 64 anos; Grupo 65-69 anos (n=20) com idade entre 65 e 69 anos; Grupo 70-74 anos (n=20) com idade entre 70 e 74 anos. A força (uma repetição máxima – 1RM) e a potência dos músculos extensores e flexores de joelho produzida nas intensidades de 40%, 70% e 90% de 1-RM foram avaliadas através de uma cadeira extensora/flexora. A oscilação do centro de pressão (plataforma de força) e a atividade muscular (Vasto Lateral, Tibial Anterior, Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Lateral) foram avaliadas durante a manutenção do controle postural em situação estática, dinâmica e com perturbação da base de suporte. Os resultados revelaram que idosas nas faixas etárias 60-64, 65-69 e 70-74 anos apresentam força e potência muscular semelhantes, porém inferiores em comparação com as jovens. Além disso, mostraram que o desempenho do controle postural de idosas nestas

faixas etárias é semelhante, mas inferior em relação às jovens. Não houve diferença entre os grupos para a ativação muscular. Análises de regressão linear múltipla apontaram que a força e a potência muscular estiveram fracamente relacionadas com o desempenho do controle postural. Portanto, estes resultados indicam que, para mulheres com idade entre 60 e 74 anos, a força e a potência muscular são semelhantes e exercem pouca influência no desempenho do controle postural que também é similar nesta faixa etária.

Descritores: Envelhecimento, força muscular, equilíbrio postural, eletromiografia.

ABSTRACT

The postural control of elderly has been studied with the aim of better understanding the factors that lead these women to have more falls than young individuals. The reduction in the muscle strength and power are among the aspects that contribute to the impairment of postural control. However, it is still unclear if the capacity of elderly to produce strength and muscle power is distinctive when comparing different ages. In addition, there is little information about the relationship between muscle strength and power with the performance of postural control in older women of different ages. Thus, the purpose of this study was to evaluate the muscular strength and power and its relation with the performance of postural control in elderly of different ages. Eighty women were divided into four groups according to their ages: Group Young (n=20) aged between 18 and 30 years; Group 60-64 (n = 20) aged between 60 and 64 years, Group 65-69 (n = 20) aged between 65 and 69 years and Group 70-74 (n = 20) aged between 70 and 74 years. The subjects performed tests for maximal strength (1-RM) and muscle power produced by knee extensor and flexor muscles in the intensities 40%, 70% and 90% of 1-RM using an extensor/flexor equipment. The sway of center of pressure (force plate) and the muscle activity (Vastus lateralis, Tibialis Anterior, Biceps Femoris and Gastrocnemius Lateralis) were analyzed during the maintenance of postural control in static, dynamics and with disturbance of the support base situations. The results revealed that women from three elderly groups (60-64, 65-69 and 70-74 years) have similar muscle strength and power, but lower compared to young group. Moreover, the results showed that women from three elderly groups are also similar with respect to

the performance of postural control, but worse than young. There was no difference between groups for muscle activity. Multiple linear regression analyzes indicated that the strength and muscle power were weakly related to the performance of postural control. Therefore, these results indicate that for women aged between 60 and 74 years, muscular strength and power are similar and have little influence on the performance of postural control that is also similar in this age group.

Key words: Ageing, muscle strength, postural balance, electromyography.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

	Páginas
Figura 1 – Representação esquemática do desenho experimental do estudo	26
Figura 2: Cadeira flexora/extensora (a) e posicionamento da voluntária no teste de extensão do joelho (b)	30
Figura 3: Polia acoplada ao potenciômetro	32
Figura 4: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força (a) e posicionamento dos eletrodos nos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio lateral (b)	36
Figura 5: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força no teste de controle postural em situação dinâmica.	39
Figura 6: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força no teste de controle postural após perturbação mecânica (a) e padronização para colocação dos pés (b).	42
Figura 7: Médias e desvios-padrão da força dos músculos extensores e flexores do joelho para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos	48
Figura 8: Médias e desvios-padrão da potência dos músculos extensores do joelho nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos	49

Figura 9: Médias e desvios-padrão da potência dos músculos flexores do joelho nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.....	50
Figura 10: Exemplos de séries temporais das oscilações corporais na direção AP referentes a uma tentativa de uma participante de cada grupo na condição PFOA (plataforma fixa com olhos abertos).	51
Figura 11: Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação AP nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	52
Figura 12: Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação ML nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	53
Figura 13: Médias e desvios-padrão da velocidade de oscilação AP nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	54
Figura 14: Médias e desvios-padrão da velocidade de oscilação ML nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos	

fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	55
Figura 15: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PFOA (plataforma fixa com olhos abertos).	56
Figura 16: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PFOF (plataforma fixa com olhos fechados).	57
Figura 17: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PIOA (plataforma instável com olhos abertos).	58
Figura 18: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PIOF (plataforma instável com olhos fechados).	59
Figura 19: Exemplos de séries temporais das trajetórias do CP na direção AP referentes a uma tentativa de uma participante de cada grupo no experimento de equilíbrio dinâmico.	60

Figura 20: Médias e desvios-padrão do deslocamento nas direções AP e ML para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	61
Figura 21: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos nos movimentos de levantar (a) e sentar (b).....	62
Figura 22: Médias e desvios-padrão do tempo de recuperação AP nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	64
Figura 23: Médias e desvios-padrão do tempo de recuperação ML nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	65
Figura 24: Médias e desvios-padrão do ganho nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	66

LISTA DE TABELAS

Páginas

Tabela 1: Média $\pm$ desvio padrão da Idade (anos), massa corporal (Kg), estatura (metros) e Índice de Massa Corporal (IMC) (Kg/m ²) das participantes dos grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.	27
Tabela 2: Média $\pm$ desvio padrão da capacidade funcional, aptidão física, atividade física semanal e percentual de indivíduos fisicamente ativos, com quedas e com medo de cair para os grupos 60-64, 68-69 e 70-74 anos.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVDs	Atividades da vida diária
CP	Centro de pressão
IMC	Índice de massa corporal
BOMFAQ	Brazilian Multidimensional Functional Assessment Questionnaire
1-RM	Uma repetição máxima
PFOA	Plataforma fixa com olhos abertos
PFOF	Plataforma fixa com olhos fechados
PIOF	Plataforma instável (espuma) com olhos abertos
PIOF	Plataforma instável (espuma) com olhos fechados
EMG	Atividade eletromiográfica
VL	Vasto lateral
TA	Tibial anterior
BF	Bíceps Femoral
GL	Gastrocnêmio lateral
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
A/D	Analógica/Digital
RMS	Raiz quadrada média
MANOVA	Análise de multivariância
ANOVA	Análise de variância
AP	Ântero-posterior
ML	Médio-lateral

CG	Centro de gravidade
Ag/Agcl	Cloreto de prata
Kg	Quilograma
m	Metro
cm	Centímetro
Kg/m^2	Quilograma por metro quadrado
Hz	Hertz
s	Segundos
ms	Milissegundos

SUMÁRIO

	Páginas
1. INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1 ENVELHECIMENTO.	4
2.2 CONTROLE POSTURAL.	6
2.2.1 Controle Postural em idosos	8
2.3 FORÇA E POTÊNCIA MUSCULAR EM IDOSOS	16
3 OBJETIVOS.....	22
3.1 OBJETIVO GERAL	22
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	22
3.2.1 Experimento 1	22
3.2.2 Experimento 2	23
3.2.3 Experimento 3	23
3.2.4 Experimento 4	23
3.2.4 Regressão linear	24
4 MÉTODOS	25
4.1 PARTICIPANTES	25
4.2 PROCEDIMENTOS	27
4.2.1 Experimento 1 – Força e Potência Muscular.....	28
4.2.1.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 1	32
4.2.1.2 Análise Estatística do Experimento 1	33

4.2.2 Experimento 2 – Situação Estática.....	33
4.2.2.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 2	36
4.2.1.2 Análise Estatística do Experimento 2	37
4.2.3 Experimento 3 – Situação Dinâmica	38
4.2.3.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 3	39
4.2.3.2 Análise Estatística do Experimento 3	40
4.2.4 Experimento 4 – Perturbação Mecânica	41
4.2.4.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 4	42
4.2.4.2 Análise Estatística do Experimento 4	43
4.2.5 Demais Análises Estatísticas	43
5. RESULTADOS.....	46
5.1 EXPERIMENTO 1- FORÇA E POTÊNCIA MUSCULAR.....	47
5.2 EXPERIMENTO 2- SITUAÇÃO ESTÁTICA	50
5.3 EXPERIMENTO 3- SITUAÇÃO DINÂMICA	59
5.4 EXPERIMENTO 4- PERTURBAÇÃO MECÂNICA.....	62
5.5 QUESTIONÁRIOS.....	66
5.6 RELACIONAMENTO ENTRE FORÇA, POTÊNCIA E CONTROLE POSTURAL	67
6. DISCUSSÃO	71
7. CONCLUSÃO	84
8. REFERÊNCIAS.....	86
APENDICE A	103
ANEXO A	105

ANEXO B	106
ANEXO C	108
ANEXO D	110

1. INTRODUÇÃO

Nos próximos doze anos a população idosa no Brasil poderá ultrapassar os 30 milhões de indivíduos e estima-se que no ano de 2050 um quinto da população mundial será de idosos (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Acesso: 01 ago. 2011). Em paralelo a esta crescente população, aumentam as preocupações da sociedade em relação aos comprometimentos inerentes ao envelhecimento. Neste contexto, as quedas aparecem como um dos fatores que desencadeiam maiores prejuízos à saúde do idoso trazendo como consequência a incapacidade funcional e o isolamento social. Além disso, as quedas aumentam as despesas governamentais devido à hospitalização e a redução na produtividade do idoso (FABRÍCIO;RODRIGUES;COSTA JUNIOR, 2004). Por esta razão, pesquisas ligadas ao campo da gerontologia tem buscado exaustivamente examinar os fatores que tornam os idosos mais susceptíveis a quedas (GAMA;GOMEZ-CONESA, 2008).

O declínio no desempenho do sistema de controle postural tem sido apontado com um dos principais aspectos relacionados à ocorrência de quedas

(MATSUMURA;AMBROSE, 2006). Estudos revelam que idosos apresentam pior equilíbrio postural em comparação com adultos jovens (AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; PRIOLI et al., 2006; ABRAHAMOVA;HLAVACKA, 2008), mas os resultados são contraditórios quando considera-se o desempenho de idosos de diferentes idades (FUJITA et al., 2005; HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009). Há relatos de que a diminuição no desempenho do controle postural está associada à redução na capacidade de produzir força e potência muscular (BEAN et al., 2003; ORR et al., 2006; ORR;RAYMOND;FIATARONE SINGH, 2008; ORR, 2010). e que a força muscular diminui com o avanço da idade (IZQUIERDO et al., 1999; LANDERS et al., 2001; EL HABER et al., 2008; TOLEDO, 2008). Adicionalmente, têm sido sugerido que diferentes habilidades funcionais (ex levantar da cadeira e caminhar) demandam potência muscular gerada em específicas intensidades relativas à força máxima (BEAN et al., 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007). Neste sentido, parece razoável considerar que quanto mais velho for o indivíduo, menor será sua capacidade de produzir força e potência muscular e, conseqüentemente, pior será o seu equilíbrio corporal e sua habilidade funcional.

Entretanto, os efeitos do envelhecimento no sistema de controle postural parecem não ocorrer de forma linear (OVERSTALL et al., 1977; EL HABER et al., 2008), por isso, faltam informações sobre o desempenho do controle postural e suas possíveis associações com a força e a potência muscular em idosos de diferentes faixas etárias. Além disso, é desconhecida a capacidade que idosos de diferentes idades têm para gerar potência muscular em intensidades relativas específicas. Nesta perspectiva, o presente estudo analisou a força e a potência muscular

produzida em diversas intensidades e sua relação com o desempenho do controle postural em mulheres idosas de diferentes faixas etárias. Estas informações poderiam ser úteis para a elaboração de programas de atividade física designados especificamente para atuar nesta interface.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Envelhecimento.

O envelhecimento pode ser definido como um conjunto de alterações biológicas que afetam a fisiologia do organismo. Em função da complexidade etiológica, diversas teorias têm sido propostas para explicar os mecanismos subjacentes ao envelhecimento. As teorias evolutivas explicam o processo do envelhecimento a partir das proposições da seleção natural. As teorias moleculares caracterizam o envelhecimento em decorrência de alterações celulares e genéticas. As teorias sistêmicas consideram o envelhecimento como resultado de alterações nas funções exercidas pelos sistemas nervoso, endócrino e imune (TEIXEIRA;GUARIENTO, 2010). Independentemente dos diferentes conceitos embutidos em cada teoria, o resultado final é que o envelhecimento acarreta ao ser humano efeitos deletérios nos sistemas sensoriais, cognitivo e motor que levam a

perda de adaptabilidade e ao prejuízo funcional (SPIRDUSO;FRANCIS;MACRAE, 2005).

As questões relacionadas ao envelhecimento têm sido cada vez mais discutidas tendo em vista que o número de idosos na população mundial tem aumentado em proporções nunca vistas (KALACHE;VERAS;RAMOS, 1987). No Brasil, os recentes levantamentos demográficos também têm evidenciado um aumento na expectativa de vida e expansão da população idosa. Para se ter uma ideia, no ano de 1991 o número de pessoas acima dos 60 anos representava 7,3% da população brasileira, em 2000 esse número subiu para 8,6% e estima-se que em 2020 aproximadamente 13% da população brasileira seja de idosos (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Acesso: 01 ago. 2011).

Dentre os diversos fatores que afetam a saúde do idoso, a queda é um dos eventos que gera mais prejuízos. Além das fraturas, as quedas trazem como consequências para o idoso a incapacidade funcional, o isolamento social e o declínio da saúde podendo levar até à morte (FABRÍCIO;RODRIGUES;COSTA JUNIOR, 2004; SILVA GAMA;GOMEZ CONESA;SOBRAL FERREIRA, 2008). Adicionalmente, a queda gera custos ao governo devido à hospitalização e a redução na produtividade do idoso (FABRÍCIO;RODRIGUES;COSTA JUNIOR, 2004; Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Acesso: 01 ago. 2011)

O estudo de Fabrício et al. (2004) mostrou que após uma queda, idosos relatavam abandono de atividades, perda de autonomia e surgimento de doenças como osteoporose e artrite. Ainda, indicou que atividades como caminhar em superfície plana, subir/descer escadas e deitar/levantar estavam entre as atividades da vida diária (AVDs) mais prejudicadas após a queda. O medo de cair faz com que

os idosos realizem cada vez menos AVDs e esta redução de atividade acarreta em um progressivo comprometimento da capacidade funcional ao longo do tempo (PERRACINI;RAMOS, 2002). Através de um modelo elaborado para prever os fatores associados à ocorrência de quedas em idosos, Perracini e Ramos (2002) verificaram que a ocorrência de uma queda anterior é um fator que aumenta a vulnerabilidade dos idosos a novos episódios de quedas. Tinetti e colaboradores (1988) revelaram que cerca de 30% dos idosos caem pelo menos uma vez ao ano e que a chance de reincidência de queda é de 50%.

Sendo assim, evitar que a primeira queda aconteça parece essencial para minimizar a possibilidade de novos episódios. Tendo em vista os enormes prejuízos que a queda traz a saúde e a autonomia do idoso, torna-se relevante buscar esclarecimentos quanto aos fatores que predisõem esta população a sofrer mais quedas que seus pares jovens. Estudos apontam que indivíduos que caem apresentam alterações no desempenho do controle postural (MELZER;BENJUYA;KAPLANSKI, 2004; PAJALA et al., 2008; PETRELLA et al., 2012; RIBEIRO et al., 2012). Por isso, o tema seguinte aborda os mecanismos inerentes ao funcionamento do sistema de controle postural.

2.2 Controle Postural.

O controle postural é resultante da interação entre múltiplos sistemas neurais com o objetivo de atingir duas metas principais: equilíbrio e orientação postural. A

orientação postural é definida como a posição relativa entre os segmentos corporais e destes em relação ao ambiente. Já o equilíbrio postural é definido como o estado em que todas as forças agindo sobre o corpo são balanceadas de tal forma que o corpo tende a permanecer na posição desejada (equilíbrio estático) ou a mover de forma controlada (equilíbrio dinâmico) (HORAK;MACPHERSON, 1996). Assim, o termo controle postural refere-se ao controle da posição do corpo no espaço com a finalidade de buscar orientação e estabilidade (SHUMWAY-COOK;WOOLLACOTT, 2003).

Para que o indivíduo seja capaz de manter a orientação e o equilíbrio postural, o sistema de controle postural deve organizar e sincronizar as contrações musculares de forma apropriada, com base nas informações sensoriais referentes à posição e a velocidade de movimento corporal (DIJKSTRA;SCHÖNER;GIELEN, 1994; JEKA et al., 1998; JEKA et al., 2004). As informações sensoriais são fornecidas por células especializadas (receptores sensoriais), reunidas principalmente em três complexos sistemas sensoriais: visual, vestibular e somatossensorial (NASHNER, 1981). A integridade destes sistemas sensoriais implica diretamente na exatidão das informações sensoriais. Quanto mais exatas forem as informações sensoriais maiores são as possibilidades de corrigir um movimento corporal indesejado. Por exemplo, se o corpo de um indivíduo estiver inclinando para a direita involuntariamente, as informações referentes à magnitude e a velocidade desta inclinação serão utilizadas para retificar a posição corporal. Porém, para que isto ocorra, o sistema motor deve promover as contrações musculares adequadas e correspondentes às informações sensoriais recebidas. Desta forma, pode-se dizer que o desempenho do sistema de controle postural

depende do relacionamento entre informação sensorial (percepção) e ação motora (ação). Quanto mais coerente e refinado estiver o relacionamento entre percepção e ação, melhor será o desempenho do sistema de controle postural (BARELA, 1999).

É importante ressaltar que diversos elementos integram o sistema de controle postural. Horak (2006) sugere que os principais componentes do sistema de controle postural são as estratégias de movimento, o controle dinâmico do centro de massa, o processamento cognitivo, a orientação no espaço, as estratégias sensoriais e as restrições biomecânicas. O déficit em qualquer destes elementos implicará na instabilidade postural.

O envelhecimento parece desencadear prejuízos em todos os componentes que integram o sistema de controle postural e na capacidade de relacionar esses subsistemas. Em conjunto, essas alterações repercutem no desempenho do sistema de controle postural do idoso tornando-os mais instáveis.

2.2.1 Controle Postural em idosos

O sistema de controle postural de idosos tem sido estudado com o objetivo de entender, principalmente, os fatores que levam esta população a apresentar um pior equilíbrio e sofrer mais quedas em comparação aos adultos jovens (BALOH et al., 1998; AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; DU PASQUIER et al., 2003; PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005) e de meia idade (GILL et al., 2001; DU PASQUIER et al., 2003; FRANSSON et al., 2004; ABRAHAMOVA;HLAVACKA,

2008). Em geral, o déficit do sistema de controle postural é evidenciado pelo maior deslocamento e velocidade de deslocamento do centro de pressão (CP) observado tanto em tarefas estáticas quanto em tarefas dinâmicas (BALOH et al., 1998; GILL et al., 2001; HATZITAKI;AMIRIDIS;ARABATZI, 2005; PRIOLI;FREITAS JÚNIOR;BARELA, 2005; FREITAS JÚNIOR;BARELA, 2006).

Entretanto, a natureza da tarefa é um fator importante que pode influenciar nas interpretações quando se compara o controle postural de idosos e jovens. Alguns estudos indicam que, em tarefas mais simples (ex. manter a postura ereta em apoio bipodal com visão), o desempenho do sistema de controle postural de idosos e jovens parece ser similar (MAKI;HOLLIDAY;FERNIE, 1990; PETERKA;BLACK, 1990; PRIOLI et al., 2006). Neste tipo de tarefa existe abundância de informações sensoriais e o sistema de controle postural não é estressado o suficiente para revelar diferenças em função da idade (PETERKA;BLACK, 1990; PRIOLI et al., 2006).

As diferenças entre jovens e idosos tornam-se mais evidentes em situações que proporcionam um maior desafio para o sistema de controle postural, por exemplo, em situações com diminuição das informações sensoriais, com base de suporte reduzida e com perturbação mecânica da base de apoio (BALOH et al., 1998; MOUREY et al., 1998; GILL et al., 2001; AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; PRIOLI et al., 2006; ABRAHAMOVA;HLAVACKA, 2008). A ausência da informação visual, por exemplo, exige que o sistema de controle postural se reorganize e aumente o peso atribuído as informações proprioceptivas e vestibulares (OIE;KIEMEL;JEKA, 2002), o que não ocorre em situações em que todas as informações sensoriais estão disponíveis. Já o movimento inesperado da base de

suporte promove um grande e abrupto deslocamento do centro de gravidade do corpo (CG) e isto demanda ajustes rápidos do sistema de controle postural para reposicionamento do CG a fim de evitar uma queda. Por isso, nestas situações mais complexas, mesmo sutis alterações no sistema de controle postural são mais facilmente observadas.

No estudo de Abrahamova et al. (2008) o controle postural de jovens, adultos de meia idade e idosos foi avaliado durante a manutenção da postura ereta (bipodal) nas condições com olhos abertos e fechados e com os pés apoiados sobre uma espuma e sobre uma superfície rígida. Os resultados indicaram que nas situações com redução das informações sensoriais (olhos fechados e pés sobre a espuma) os idosos apresentavam pior desempenho que os jovens e adultos de meia idade. Para as situações sem manipulação sensorial (olhos abertos e pés sobre a superfície rígida) algumas variáveis indicaram que o controle postural dos idosos, jovens e adultos de meia idade era similar.

O trabalho de Amiridis e colaboradores (AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003) analisou o controle postural de jovens e idosos durante a manutenção da postura ereta nas condições: apoio bipodal com os pés paralelos (Romberg), com um pé na frente do outro (tandem) e em apoio unipodal. Os resultados revelaram que o estreitamento da base de suporte promoveu maior oscilação corporal no grupo de idosos em comparação com os jovens.

Prioli et al. (2006) observaram diferenças na oscilação corporal entre jovens e idosos na situação em que os voluntários ficavam em pé sobre uma base de suporte reduzida (pedaço de madeira com 9 cm de largura). Porém, na situação de base de

suporte normal (pés sobre o solo) os jovens e idosos apresentaram comportamento similar.

Mourey et al. (1998) avaliaram o controle postural de jovens e idosos durante a tarefa de levantar e sentar na cadeira de forma rápida ou natural nas situações com e sem visão. Os resultados indicaram que as diferenças entre os grupos foi maior na situação mais desafiadora, ou seja, movimento executado de forma rápida e sem visão.

Diversas causas têm sido sugeridas para explicar o déficit do controle postural demonstrado por idosos (MATSUMURA;AMBROSE, 2006; PERRACINI;FLÓ, 2009). A deterioração dos sistemas sensoriais (vestibular, visual e proprioceptivo) (WHIPPLE et al., 1993; STURNIEKS;ST GEORGE;LORD, 2008; TOLEDO;BARELA, 2010), a diminuição da força (SZULC et al., 2005; BEAN et al., 2007), as mudanças no padrão de ativação muscular (AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; LAUGHTON et al., 2003) e as alterações no relacionamento sensoriomotor (PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005; FREITAS JÚNIOR;BARELA, 2006; TOLEDO, 2008) estão entre os fatores mais citados.

O estudo de Toledo e Barela (2010) analisou o desempenho dos sistemas sensoriais e motor de jovens e idosos através de uma bateria de testes. Os resultados indicaram que os idosos apresentavam desempenho inferior para acuidade visual, sensibilidade ao contraste visual, sensibilidade cutânea, sensibilidade cinestésica de joelho e tornozelo e torque de extensão e flexão do joelho e tornozelo. Além disso, revelaram que os idosos demoravam mais tempo para ativar os músculos da perna para responder a uma perturbação da base de

suporte. Os idosos iniciavam a resposta muscular cerca de 20 ms mais tarde em comparação com os jovens (TOLEDO;BARELA, 2010). Este atraso para iniciar a resposta muscular faz com que o CP desloque por uma maior distância aumentando a instabilidade postural nos idosos. Por isso, para manter o equilíbrio, o sistema de controle postural deve ativar a musculatura no instante apropriado. Mais ainda, deve organizar a ordem de ativação dos grupos musculares (sincronização), a magnitude e o tempo de ativação de cada músculo (HORAK;MACPHERSON, 1996).

Estudos revelam que, para manter o equilíbrio durante situação estática ou diante de perturbações externas, idosos ativam mais os músculos que adultos jovens (MAKI;EDMONDSTONE;MCILROY, 2000; LAUGHTON et al., 2003). Idosos chegam a ativar três vezes mais os músculos que adultos jovens (LAUGHTON et al., 2003). Além disso, o padrão de ativação e a sincronização de ativação dos músculos agonistas e antagonistas é diferente entre idosos e jovens (BILLOT et al., 2010).

Apesar de várias pesquisas demonstrarem que idosos apresentam pior equilíbrio comparados a indivíduos jovens (PETERKA;BLACK, 1990; BALOH et al., 1994; BALOH et al., 1998; MAKI;EDMONDSTONE;MCILROY, 2000; GILL et al., 2001; LIN;WOOLLACOTT, 2002; AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; LAUGHTON et al., 2003; FRANSSON et al., 2004; PRIOLI;FREITAS JÚNIOR;BARELA, 2005; FREITAS JÚNIOR;BARELA, 2006; PRIOLI et al., 2006; ABRAHAMOVA;HLAVACKA, 2008; TOLEDO;BARELA, 2010), poucos estudos têm buscado avaliar o controle postural de idosos de diferentes faixas etárias (OVERSTALL et al., 1977; FUJITA et al., 2005; HAIBACH et al., 2007; EL HABER et al., 2008; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009).

No estudo de Haibach et al. (2007), o controle postural de idosos (homens e mulheres) de duas faixas etárias 60-69 anos e 70-79 anos foi avaliado frente a perturbações visuais produzidas por uma “sala móvel”. Os resultados revelaram que os idosos mais velhos (70-79 anos) foram mais influenciados pela perturbação visual que os idosos mais jovens (60-69 anos) demonstrando maior velocidade e maior deslocamento do CP (HAIBACH et al., 2007). Em outro estudo mais recente, Haibach et al. (2009) novamente avaliaram o equilíbrio de idosos (ambos os gêneros) nas faixas etárias 60-69 anos e 70-79 anos diante de perturbações visuais, mas desta vez manipulando o fluxo óptico através de óculos que ocluíam partes do campo visual. Novamente, os idosos mais velhos (70-79 anos) apresentaram pior controle postural que idosos mais jovens (60-69 anos) em todas as condições de informação visual. Além disso, os dois estudos (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009) revelaram que mesmo nas condições controle, em que nenhuma perturbação visual era fornecida, idosos mais velhos (70-79 anos) apresentaram pior equilíbrio que idosos mais jovens (60-69 anos).

A diferença de desempenho do sistema de controle postural em idosos de diferentes faixas etárias também foi demonstrada por Fujita et al. (2005). Neste estudo, o controle postural de homens e mulheres com idade entre 22 e 88 anos foi avaliado durante a manutenção da postura ereta sem qualquer perturbação sensorial. Os participantes foram agrupados em décadas para avaliar o efeito da idade. Os resultados revelaram que idosos acima de 80 anos apresentavam pior equilíbrio que idosos mais jovens (60-69 e 70-79 anos), porém, nenhuma diferença foi encontrada entre os idosos nas faixas etárias de 60-69 e 70-79 anos.

Outros estudos também revelaram similaridade para o desempenho do sistema de controle postural entre idosos de determinadas faixas etárias (OVERSTALL et al., 1977; EL HABER et al., 2008). El Harber et al. (2008) examinaram o controle postural de 212 mulheres com idade entre 21 e 82 anos em diferentes situações experimentais (com olhos abertos e fechados, sobre superfície rígida, espuma ou com inclinação). Os resultados demonstraram que o desempenho do controle postural não diminui linearmente em função do avanço da idade e que para algumas variáveis, o desempenho de idosos mais velhos (71-82 anos) era similar ao de idosos mais novos (61-70 anos). O estudo de Overstall e colaboradores também sugere que o declínio do controle postural não ocorre de forma linear e indica que o desempenho do controle postural de mulheres idosas na faixa etária entre 60 a 74 anos é semelhante.

Considerando os resultados contraditórios dos estudos anteriores podemos observar que não está claro se o desempenho do sistema de controle postural é diferente entre idosos com idade entre 60 e 80 anos (OVERSTALL et al., 1977; FUJITA et al., 2005; HAIBACH et al., 2007; EL HABER et al., 2008; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009). Diversos estudos que examinam o controle postural classificam o grupo de idosos como pessoas com idade acima de 65 anos (GROSS et al., 1998; AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; LAUGHTON et al., 2003; HATZITAKI;AMIRIDIS;ARABATZI, 2005; PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005) sem levar em conta possíveis diferenças no controle postural entre idosos mais velhos e mais jovens. Diante deste fato, algumas questões foram levantadas: Será que idosos de diferentes faixas etárias apresentam semelhanças no controle postural que justificaria serem colocados num único grupo?

Por outro lado, será que a idade cronológica poderia ser utilizada para se estabelecer parâmetros de referência com relação ao controle postural de idosos? A análise do controle postural de idosos de diferentes idades e em diferentes situações de equilíbrio poderia trazer informações importantes sobre o comportamento do sistema de controle postural ao longo do envelhecimento que ajudariam a responder estas questões.

Uma possível explicação para a divergência de resultados relacionados ao controle postural de idosos poderia ser devido ao desenho experimental e as características físicas e funcionais dos voluntários. Enquanto alguns estudos consideravam homens e mulheres no mesmo grupo de idosos (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009) outros analisaram separadamente homens e mulheres (OVERSTALL et al., 1977; FUJITA et al., 2005; EL HABER et al., 2008). Alguns estudos indicam diferenças no controle postural entre homens e mulheres idosas, com homens demonstrando melhor desempenho (WOLFSON et al., 1994; WOJCIK et al., 2001; PEDRERO-CHAMIZO et al., 2012). Isto parece ocorrer em função da diminuição da força e da potência muscular que ocorre de maneira mais acentuada nas mulheres em comparação com os homens (WOLFSON et al., 1994; WOJCIK et al., 2001; PEDRERO-CHAMIZO et al., 2012). Também tem sido demonstrado na literatura que idosos ativos apresentam melhor desempenho do sistema de controle postural que idosos sedentários (PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005). O nível de força e potência muscular também apresenta relação com o equilíbrio postural (CORRIVEAU et al., 2004; HESS;WOOLLACOTT, 2005; SZULC et al., 2005; MATSUMURA;AMBROSE, 2006; ALENCAR et al., 2007; BEAN et al., 2007; ORR, 2010). Hess e Woollacott (2005) sugerem que a força do

quadríceps é importante para controlar a oscilação posterior do corpo e que força dos isquiotibiais é importante para controlar a oscilação anterior do corpo. Por esta razão, torna-se necessário examinar a aptidão física e, principalmente, o nível de força e potência muscular quando se pretende avaliar o controle postural de idosos.

2.3 Força e Potência Muscular em Idosos

As restrições biomecânicas que acompanham o envelhecimento tem forte correlação com o declínio do controle postural no idoso (HORAK, 2006). Especificamente, tem sido verificado que idosos apresentam uma redução na capacidade de gerar força e potência muscular (sarcopenia) e que isto parece aumentar a instabilidade postural e a propensão a quedas (BASSEY et al., 1992; HURLEY; REES; NEWHAM, 1998; MOXLEY SCARBOROUGH; KREBS; HARRIS, 1999; LANDERS et al., 2001; BEAN et al., 2003; SZULC et al., 2005; ALENCAR et al., 2007; BEAN et al., 2007; PUTHOFF; NIELSEN, 2007).

O termo sarcopenia refere-se à progressiva e generalizada perda de massa e função muscular (força e potência) (CRUZ-JENTOFT et al., 2010). A sarcopenia tem uma etiologia complexa que engloba aspectos hormonais, metabólicos, nutricionais e imunológicos. Ao longo do envelhecimento, a redução da massa muscular é maior nas mulheres, que aos 80 anos apresentam uma diminuição de aproximadamente 27% da massa magra em comparação com a segunda década de vida. O comprometimento da massa e função muscular ocorre principalmente nos membros

inferiores o que influencia no controle postural, na mobilidade e independência funcional do idoso (NARICI;MAFFULLI, 2010).

Estudos têm verificado que a capacidade de gerar potência muscular é mais prejudicada nos idosos que a força muscular (BASSEY et al., 1992; IZQUIERDO et al., 1999). Izquierdo e colaboradores (1999) avaliaram a força e a potência muscular dos membros superiores e inferiores de adultos de meia idade (idade entre 35 e 46 anos) e idosos (idade entre 60 e 74 anos). Os resultados indicaram que os idosos apresentaram uma redução de aproximadamente 27% para a potência e de 20% para a força muscular, comparados aos adultos de meia idade. O envelhecimento parece desencadear maior atrofia nas fibras musculares tipo II (contração rápida) em detrimento das fibras tipo I (contração lenta) (BOSCO;KOMI, 1979; BASSEY et al., 1992; IZQUIERDO et al., 1999), o que explicaria o maior déficit na produção de potência muscular verificado em idosos.

Além disso, tem sido demonstrado que a potência muscular é melhor preditora da capacidade funcional e da susceptibilidade a queda em idosos que a força muscular (SKELTON et al., 1994; FOLDVARI et al., 2000; BEAN et al., 2002; SKELTON;KENNEDY;RUTHERFORD, 2002; BEAN et al., 2003; LAUGHTON et al., 2003; MISZKO et al., 2003; BEAN et al., 2007; HAZELL;KENNO;JAKOBI, 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007; ORR, 2010). Para realizar AVDs e, principalmente, para manter o equilíbrio após uma perturbação externa, produzir força simplesmente não evita uma queda, para isto, é necessário gerar força com velocidade, ou seja, potência ($P = F.V$) (BEAN et al., 2007).

O estudo de Bean et al.(2007) demonstrou haver correlação entre a potência muscular produzida pelos membros inferiores e uma bateria de testes funcionais que

incluíam as tarefas de sentar/levantar, caminhar 4 metros e manter o equilíbrio em situação estática com e sem informação visual. A natureza desta relação pode ser explicada pela constatação de que a produção de força com velocidade (potência) possibilita rápidas respostas às ameaças que acometem a estabilidade postural (ORR, 2010). Isto ocorre constantemente quando o CG está sendo deslocado para fora do limite de estabilidade seja em situações estáticas ou dinâmicas. Entretanto, a influência da potência muscular no controle postural parece variar em função da intensidade relativa à força máxima em que a potência é produzida.

Os resultados do estudo de Bean et al.(2007) indicaram maior coeficiente de correlação entre o controle postural e a potência muscular gerada na intensidade de 70% da carga máxima ($r = 0,44$) comparado com a potência muscular gerada na intensidade de 40% da carga máxima ($r = 0,42$). Puthoff e Nielsen (2007) também encontraram correlação entre o déficit de força e potência muscular com a diminuição no desempenho do controle postural verificado em testes funcionais semelhantes aos do estudo de Bean et al. (2007). Porém, neste estudo, os resultados indicaram que ao invés da potência muscular produzida na intensidade de 70%, a potência muscular a 90% da carga máxima foi o fator com maior correlação com os valores obtidos nos testes clínicos, principalmente na tarefa de sentar/levantar (PUTHOFF;NIELSEN, 2007).

No estudo de Orr et al. (2006), homens e mulheres idosas foram submetidos a 20 sessões de treinamentos de potência muscular em diferentes intensidades relativas (20%, 50% e 80% de 1-RM) e os resultados indicaram que o treinamento de potência com baixa intensidade (20% de 1RM) foi o que promoveu mais benefícios para o equilíbrio postural. O contraste entre os resultados do estudo de

Orr et al. (2006) e dos estudos prévios (BEAN et al., 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007) sobre qual intensidade relativa da potência estaria mais associada ao controle postural, pode estar relacionado à diferenças nos métodos de avaliação do equilíbrio. No estudo de Orr et al. (2006), o equilíbrio foi determinado a partir da mensuração das oscilações do CP durante a manutenção da postura ereta em 18 situações experimentais, que incluíam inclinação e translação de uma estreita base de apoio. Nos estudos de Bean et al. (2007) e Puthoff et al. (2007), o equilíbrio foi determinado com base no tempo em que o voluntário permanecia em determinadas posições (pés unidos, semitandem e tandem). Apesar das divergências quanto a qual intensidade relativa da potência está mais associada ao equilíbrio, os resultados dos estudos anteriores apontam que a potência está relacionada com o desempenho do controle postural (ORR et al., 2006; BEAN et al., 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007).

Por outro lado, os resultados do estudo de Alencar et al.(2007) não indicaram qualquer relação entre a potência muscular e a ocorrência de quedas nos idosos. Neste trabalho, mulheres acima de 65 anos que possuíam ou não histórico de queda realizaram o movimento de extensão de joelho nas velocidades de 60, 120 e 180°/s e foram avaliadas a potência, o trabalho e o pico de torque produzidos. Os resultados não apontaram diferenças entre os idosos caídores e não caídores em nenhuma das variáveis, indicando, portanto, que os idosos que apresentavam histórico de quedas tinham a mesma capacidade de gerar potência muscular que os idosos caídores (ALENCAR et al., 2007).

Os resultados contraditórios dos estudos prévios (ORR et al., 2006; ALENCAR et al., 2007; BEAN et al., 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007) deixam claro

que ainda faltam esclarecimentos sobre a relação entre potência muscular, equilíbrio postural e ocorrência de quedas em idosos, principalmente, se considerarmos qual intensidade de potência relativa seria necessária para manter o equilíbrio em situações estáticas e dinâmicas. Estas informações poderiam ser úteis para a elaboração de programas de exercícios que visem melhorar a potência muscular produzida por idosos na intensidade específica, que melhor se ajustaria a manutenção do equilíbrio e a prevenção de quedas.

Apesar de diversos estudos demonstrarem que idosos apresentam menor força e potência muscular que adultos jovens (IZQUIERDO et al., 1999; LANDERS et al., 2001; EL HABER et al., 2008; TOLEDO, 2008), poucas pesquisas buscaram examinar se estas capacidades são diferentes entre idosos de diferentes faixas etárias (EL HABER et al., 2008; PEDRERO-CHAMIZO et al., 2012). Em um recente estudo, Pedrero-Chamizo et al. (2012) examinaram 2412 mulheres com idade superior a 65 anos. As voluntárias foram separadas em cinco grupos de acordo com a idade seguindo um intervalo de 5 anos para cada grupo etário. A força muscular dos membros inferiores foi mensurada indiretamente através do número de repetições do movimento de levantar e sentar em uma cadeira no período de 30 segundos. Os resultados indicaram que as idosas mais velhas apresentavam menos força que as idosas mais jovens. Em contrapartida, os resultados do estudo de El Harber et al. (2008) indicaram que a força muscular isométrica dos extensores de joelhos de idosas nas faixas etárias de 61-70 anos e 71-82 anos era similar.

Diante do exposto, pode-se verificar que os escassos estudos existentes na literatura não deixam claro como é o comportamento da força e da potência muscular em idosos de diferentes idades. Sendo assim, faltam informações sobre a

capacidade de gerar força e, principalmente potência muscular, em idosos de diferentes faixas etárias. Mais ainda, existe uma lacuna na literatura referente à capacidade de idosos de diferentes idades produzirem potência muscular, sobretudo, considerando distintas intensidades relativas à carga máxima. Como mencionado anteriormente, estas informações poderiam ser úteis para a elaboração de programas de exercícios que visem melhorar a potência muscular produzida por idosos na intensidade específica, que melhor se ajustaria a manutenção do equilíbrio e a prevenção de quedas.

Com base no que foi apresentado na revisão de literatura, algumas questões relacionadas ao envelhecimento merecem ser analisadas, entre as quais: 1) Será que idosos mais velhos apresentariam menor força e potência muscular quando comparados com idosos mais jovens? 2) Idosos de diferentes idades apresentariam potência similar diante das variações nas intensidades relativas? 3) Será que idosos de diferentes faixas etárias apresentariam desempenho do sistema de controle postural diferente? 4) O tipo de tarefa (estática, dinâmica ou com perturbação mecânica) influenciaria de forma semelhante o equilíbrio corporal de idosos de diferentes faixas etárias? 5) A força e a potência muscular estariam associadas ao desempenho do controle postural, ao histórico de quedas, as habilidades funcionais e a aptidão física em mulheres idosas? Buscando esclarecimentos sobre estas perguntas os objetivos foram definidos a seguir.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Avaliar a força e a potência dos músculos extensores e flexores de joelho e sua relação com o desempenho do sistema de controle postural de mulheres com idade entre 60 e 74 anos.

3.2 Objetivos específicos

3.2.1 Experimento 1

- Avaliar a força dos músculos flexores e extensores de joelho (1-RM) em idosas de diferentes faixas etárias.

- Avaliar a potência dos músculos flexores e extensores de joelho produzida por idosas de diferentes faixas etárias nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM

3.2.2 Experimento 2

- Analisar o desempenho do sistema de controle postural, por meio da oscilação do centro de pressão, de idosas de diferentes faixas etárias em situação estática.

- Examinar a influência da informação visual e proprioceptiva no desempenho do sistema de controle postural de idosas de diferentes faixas etárias em situação estática.

- Avaliar a magnitude de ativação muscular (RMS) dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio lateral durante a manutenção da postura em situação estática em idosas de diferentes faixas etárias.

3.2.3 Experimento 3

- Analisar o desempenho do sistema de controle postural, por meio da oscilação do centro de pressão, de idosas de diferentes faixas etárias na tarefa de levantar e sentar.

- Avaliar a magnitude de ativação muscular (RMS) dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio lateral na tarefa de levantar e sentar em idosas de diferentes faixas etárias.

3.2.4 Experimento 4

- Analisar o desempenho do sistema de controle postural de idosas de diferentes faixas etárias em situação com perturbação mecânica da postura através de uma plataforma de força móvel.

3.2.4 Regressão linear

- Analisar a relação da força e da potência muscular com o desempenho do sistema de controle postural, a habilidade funcional, a aptidão física e o histórico de quedas de idosos de diferentes faixas etárias.

4 MÉTODOS

4.1 Participantes

Inicialmente foram recrutadas 148 mulheres com idade entre 18 e 74 anos, porém 68 voluntárias não completaram todas as etapas do estudo. Sendo assim, participaram do estudo 80 mulheres que foram divididas em 4 grupos de acordo com a idade: Grupo Jovens (n=20) constituído por mulheres com idade entre 18 e 30 anos; Grupo 60-64 anos (n=20) formado por mulheres com idade entre 60 e 64 anos; Grupo 65-69 anos (n=20) composto por mulheres com idade entre 65 e 69 anos; Grupo 70-74 anos (n=20) constituído por mulheres com idade entre 70 e 74 anos. A figura 1 apresenta o desenho experimental do estudo indicando a divisão dos grupos e a ordem em que foram realizadas as avaliações.

Figura 1 – Representação esquemática do desenho experimental do estudo

Todas participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A), devidamente aprovado pelo comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto Ribeirão Preto nº 12922/2008 (Anexo A). Os critérios de exclusão foram: fratura ou lesão nos membros inferiores nos últimos 6 meses, vestibulopatia, neuropatia, problemas neurológicos ou qualquer outro problema musculoesquelético que interferisse nas habilidades de manter a postura em pé ou levantar e sentar em uma cadeira.

As médias e desvios padrão da idade, massa corporal e estatura das participantes dos quatro grupos são apresentadas na Tabela 1. As voluntárias com

idade superior a 60 anos foram recrutadas na comunidade. As participantes do grupo controle eram alunas de graduação e pós-graduação da USP de Ribeirão Preto e também jovens da comunidade de Ribeirão Preto.

Tabela 1: Média $\pm$ desvio padrão da Idade (anos), massa corporal (Kg), estatura (metros) e Índice de Massa Corporal (IMC) (Kg/m²) das participantes dos grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

Características	Jovens	60-64 anos	65-69 anos	70-74 anos
Idade	22,50 $\pm$ 2,69 *	62,80 $\pm$ 1,28 *	66,65 $\pm$ 1,39 *	73,20 $\pm$ 1,11 *
Massa corporal	57,12 $\pm$ 8,23 ^	64,84 $\pm$ 10,98	68,78 $\pm$ 11,41	67,43 $\pm$ 9,29
Estatura	1,61 $\pm$ 0,06 *	1,54 $\pm$ 0,06	1,54 $\pm$ 0,06	1,53 $\pm$ 0,04
IMC	22,50 $\pm$ 2,69 *	27,14 $\pm$ 4,01	29,04 $\pm$ 4,82	28,72 $\pm$ 4,09

* P < 0,05 comparado aos outros grupos.

^ P < 0,05 comparado aos grupos 65-69 anos e 70-74 anos.

4.2 Procedimentos

As participantes compareceram ao Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Equilíbrio (LARE – Bioengenharia, USP – Ribeirão Preto) onde as medidas de massa corporal e estatura foram verificadas. Em seguida as voluntárias receberam explicações sobre os procedimentos que seriam realizados e preencheram o termo de consentimento. Após isto, as participantes responderam a três questionários: 1) Brazilian Multidimensional Functional Assessment Questionnaire - BOMFAQ (PERRACINI;RAMOS, 2002) sendo utilizada somente a dimensão que avalia as

habilidades funcionais (ANEXO B); 2) Questionário de Baecke Modificado para Idosos (MAZO et al., 2001) que foi utilizado para avaliar a aptidão física (ANEXO C); 3) Questionário de quedas (TOLEDO, 2008) que foi aplicado para avaliar a ocorrência, circunstâncias e consequências das quedas (ANEXO D). A queda foi definida como um movimento de cair ao solo involuntariamente sem ser ocasionado por colisão com outras pessoas ou estruturas (ex. parede, carro) (BUCHNER et al., 1993). Para avaliar o histórico de quedas foi considerado o período de 12 meses anteriores à data da avaliação. Estes questionários foram empregados com a finalidade de obter maior controle sobre as características sociodemográficas, físicas e funcionais das participantes idosas e não foram aplicados para o grupo de jovens. O grupo de jovens respondeu somente as questões relacionadas à prática de atividade física.

Após responderem aos questionários as voluntárias participaram de quatro experimentos. Os experimentos foram aplicados em dois dias para evitar a fadiga e o estresse das participantes. No primeiro dia de avaliação foram realizados os Experimentos 2 e 3 e no segundo dia os Experimentos 1 e 4 (Figura 1). A ordem dos experimentos foi definida com base no tempo necessário para realizar cada teste.

4.2.1 Experimento 1 – Força e Potência Muscular

Este experimento foi realizado para avaliar a força e a potência muscular dos músculos extensores e flexores de joelho. A força e a potência muscular foram

mensuradas por meio de uma cadeira flexora/extensora (Figura 1a), confeccionada especificamente para esta finalidade na Oficina de Precisão da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, através de recursos fornecidos pela Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). A cadeira possui regulagem do encosto traseiro e do apoio onde se aplica a força com a perna. Durante as avaliações da força e da potência muscular o encosto traseiro era ajustado de maneira que as participantes mantivessem o ângulo de quadril a 90 graus e o eixo do equipamento coincidindo com o eixo do joelho. O apoio da perna era posicionado acima da articulação do tornozelo. As voluntárias eram instruídas a segurarem no apoio lateral para obterem maior estabilidade durante o teste (Figura 1b). Os movimentos de extensão e flexão do joelho eram realizados de forma unilateral e os valores do membro inferior direito foram utilizados para comparação tendo em vista que este era o lado dominante relatado para aproximadamente 95% das voluntárias.

a)

b)

Figura 2: Cadeira flexora/extensora (a) e posicionamento da voluntária no teste de extensão do joelho (b)

A força muscular concêntrica dos músculos extensores e flexores do joelho foi mensurada através do teste de Uma Repetição Máxima (1-RM). 1-RM foi definida como a maior carga que pode ser levantada não mais que uma vez de maneira correta (GROSS et al., 1998). Antes do teste, as voluntárias realizaram uma série de 10 repetições com carga mínima para aquecimento muscular e familiarização com o equipamento. Em seguida, a carga foi progressivamente aumentada, com intervalos de 90-120 segundos de descanso até atingir a carga equivalente a 1-RM. A carga inicial era de aproximadamente 10% da massa corporal podendo ser maior ou menor dependendo das características individuais das voluntárias. O valor de 1 RM foi atingido em no máximo 5 tentativas para cada movimento (flexão e extensão).

A potência muscular concêntrica dos extensores e flexores do joelho foi mensurada nas intensidades de 40%, 70% e 90% de 1RM. As voluntárias foram

instruídas a realizarem o movimento de extensão ou flexão do joelho o mais rápido possível. A potência foi computada como o produto do torque pela velocidade angular em cada instante. O torque foi calculado multiplicando-se a carga relativa a 1-RM pela distância perpendicular entre o eixo da cadeira e o local de aplicação da carga. Para calcular a velocidade angular, uma polia foi acoplada junto ao eixo da cadeira e ligada através de uma correia a um potenciômetro de 10k (Figura 2). Durante os movimentos de extensão ou flexão do joelho a correia presa na polia girava o potenciômetro que produzia uma corrente elétrica correspondente à magnitude de deslocamento do eixo da cadeira. Os dados fornecidos pelo potenciômetro foram adquiridos através de um condicionador de sinais (EMG system do Brasil, São José dos Campos, SP) com frequência de amostragem de 2000 Hz e processados por meio do programa EMGLab (EMG system do Brasil, versão 1.1, São José dos Campos, SP) para obter-se o deslocamento angular do eixo da cadeira. A partir disso, foi desenvolvida uma rotina no programa MATLAB (Math Works, versão 7, Natick, MA) para calcular a velocidade angular, o torque e a potência. Cada voluntária realizou duas tentativas em cada intensidade relativa e a média aritmética foi utilizada na análise estatística.

Figura 3: Polia acoplada ao potenciômetro

4.2.1.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 1

As variáveis dependentes do experimento 1 mensuraram a força e a potência dos músculos extensores e flexores de joelho do membro inferior direito. A força foi definida como a máxima carga (Kg) atingida no teste de 1-RM. A potência foi determinada como o produto do torque pela velocidade angular. O maior valor encontrado (Potência Pico), em cada intensidade relativa (40%, 70% e 90% de 1-RM), foi utilizado para descrever a potência muscular gerada pelos extensores e flexores de joelho das voluntárias.

4.2.1.2 Análise Estatística do Experimento 1

Para o Experimento 1 foram realizadas duas análises de multivariância (MANOVA). A primeira MANOVA teve como fator grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e como variáveis dependentes a força dos músculos flexores e extensores de joelho. A segunda MANOVA teve como fatores grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e intensidade (40% x 70% x 90% de 1-RM) sendo o fator intensidade tratado como medida repetida. As variáveis dependentes desta segunda MANOVA foram a potência dos músculos flexores e extensores de joelho. Quando houve necessidade análises univariadas e testes Post Hoc (Tukey) foram realizados. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows, V16.0 – SPSS Inc., USA) e o nível de significância foi mantido em 0,05. O mesmo programa estatístico e os mesmos critérios foram adotados nos experimentos seguintes.

4.2.2 Experimento 2 – Situação Estática

Este experimento foi conduzido com o objetivo de examinar o desempenho do sistema de controle postural durante a manutenção da postura ereta em diferentes condições de informação sensorial. Para isso, as voluntárias permaneceram em apoio bipodal, descalças e com os pés paralelos e alinhados com o quadril (Figura 3a) em quatro condições experimentais:

- 1 - Em pé sobre uma plataforma fixa, com os olhos abertos (PFOA);
- 2 - Em pé sobre uma plataforma fixa, com os olhos fechados (PFOF);
- 3 - Em pé sobre uma espuma de 5 cm de espessura e densidade de 30g/dm^3 com os olhos abertos, (PIOA) (GUERRAZ et al., 2000);
- 4 - Em pé sobre a espuma com os olhos fechados (PIOF).

A instrução foi que permanecessem o mais estáticas possível. Nas situações com olhos abertos as voluntárias foram orientadas a olharem para um círculo preto com 5 cm de diâmetro que estava fixado na parede da frente, a uma distância de 1,5 metros, na altura dos olhos. Tendo em vista que a acuidade visual é um fator que pode influenciar na estabilidade postural (PAULUS;STRAUBE;BRANDT, 1984), os indivíduos que precisavam usaram lentes corretivas durante o experimento.

Para cada condição experimental foram realizadas duas tentativas de 60 segundos. Desta forma, no experimento 2 cada voluntária realizou 8 tentativas. Estas tentativas foram divididas em dois blocos. No primeiro bloco a ordem das tentativas foi PFOA, PFOF, PIOA e PIOF. No segundo bloco a ordem das tentativas foi PIOA, PIOF, PFOA e PFOF. Entre cada tentativa, ocorria um intervalo para ajuste dos equipamentos e um descanso adicional era fornecido quando a participante necessitava.

O desempenho do sistema de controle postural foi determinado a partir da oscilação do centro de pressão (CP). Os dados do CP foram adquiridos através de uma plataforma de força (EMG System do Brasil, São José dos campos, SP) com frequência de aquisição de 100 Hz e filtrados com filtro digital Butterworth de 4 ordem, passa-baixa com frequência de corte em 10 Hz.

Além disso, a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmico lateral (GL) do membro inferior direito foi registrada através de um eletromiógrafo (EMG System do Brasil, Modelo 16 canais, São José dos Campos, SP) (Figura 3b). O lado direito foi escolhido porque mais de 95% das participantes apresentavam preferência podal direita. Para a captação do sinal EMG a pele foi devidamente preparada e os eletrodos foram afixados nos referidos músculos conforme orientações da “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM). Foram utilizados eletrodos bipolares de superfície e auto-adesivos de Ag/AgCl com geometria circular (distância entre centros dos eletrodos = 2 cm). Os eletrodos foram conectados a um modo condicionador de sinais de 16 canais (EMG System do Brasil, Modelo 16 canais, São José dos Campos, SP). Os sinais eletromiográficos dos músculos foram então digitalizados por uma placa conversora A/D de 16 bits de faixa de resolução dinâmica e a frequência de amostragem foi ajustada em 2000 Hz, com faixa de entrada de $\pm 10V$. O sinal EMG foi filtrado por um filtro Butterworth passa- banda (20Hz-500Hz).

a)

b)

Figura 4: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força (a) e posicionamento dos eletrodos nos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio lateral (b).

4.2.2.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 2

Neste experimento, foram utilizadas variáveis referentes ao controle postural e a atividade muscular. As variáveis utilizadas para examinar o desempenho do controle postural foram a amplitude média e a velocidade média de oscilação do CP.

A amplitude média de oscilação foi calculada subtraindo a posição média dos valores dentro de uma tentativa e, então, calculando a variância média dos valores desta tentativa. Ela corresponde à variabilidade ao redor da média de uma série temporal e tem sido usada para estimar a estabilidade do CP (BONFIM et al., 2008; DUTIL et al., 2012).

A velocidade média foi determinada dividindo o deslocamento total do CP (somatório do deslocamento escalar) em cada direção pelo período total da tentativa. Estudos têm sugerido que a velocidade média é uma das mais consistentes e sensíveis medidas do controle postural (RAYMAKERS;SAMSON;VERHAAR, 2005; LIN et al., 2008). A amplitude e a velocidade média foram calculadas para a direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML).

A atividade dos músculos VL, TA, BF e GL foi representada pela raiz quadrada média (RMS) do período total de cada tentativa (60s). Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS de repouso (SODERBERG;KNUTSON, 2000; LAUGHTON et al., 2003). O RMS de repouso correspondia ao RMS de um período de 0,5 segundos em que as voluntárias ficavam confortavelmente sentadas em uma cadeira com ângulos de quadril, joelho e tornozelo mantidos a 90 graus. As variáveis referentes ao deslocamento do CP e a atividade muscular foram calculadas pelo programa EMGLab (EMG system do Brasil, Versão 1.1, São José dos Campos, SP).

4.2.1.2 Análise Estatística do Experimento 2

Para o Experimento 2 foram realizadas duas MANOVAs tendo como fatores grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) visão (olhos abertos x olhos fechados) e superfície (estável x instável) sendo os fatores visão e superfície tratados como medidas repetidas. As variáveis dependentes para a primeira MANOVA foram a amplitude média de oscilação AP e ML e para a segunda a velocidade média AP e

ML. Para comparar a EMG dos grupos, foram realizadas dezesseis análises de variância (ANOVA) todas tendo como fator grupo (controle x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos). As variáveis dependentes das ANOVAs foram o RMS dos músculos VL, TA, BF e GL nas condições PFOA, PFOF, PIOA e PIOF, respectivamente. Para as análises de EMG, não foi possível realizar comparações entre as condições (PFOA x PFOF x PIOA x PIOF) porque a colocação da espuma sobre a plataforma de força alterava a quantidade de ruído elétrico que era transmitido da plataforma de força para o sinal de EMG.

4.2.3 Experimento 3 – Situação Dinâmica

Este experimento buscou analisar o desempenho do sistema de controle postural em situação dinâmica. Para isso, foi solicitado a participante que permanecesse sentada em uma cadeira com os braços cruzados na frente do tronco sem apoiar as costas na cadeira. A altura da cadeira era ajustada de forma que os ângulos de tornozelo, joelho e quadril ficassem próximos de 90 graus (JANSSEN;BUSSMANN;STAM, 2002; RIBEIRO et al., 2012). Os pés das participantes estavam posicionados sobre a mesma plataforma de força utilizada no Experimento 2 e alinhados com o quadril (Figura 5). As voluntárias foram orientadas para levantarem naturalmente após o comando “Levanta” e permanecerem em pé com os braços cruzados e olhando para o alvo (círculo preto com 5 cm de diâmetro) que estava fixado na parede da frente, a uma distância de 1,5 metros, na altura dos

olhos. Após ouvirem o comando “Senta” as participantes deveriam sentar sem olhar para trás e sem descruzar os braços até que o avaliador dissesse “Pronto”. Cada tentativa durava 40 segundos, sendo aproximadamente 5 segundos sentada, 30 segundos em pé e os segundos restantes sentada novamente. Duas tentativas foram realizadas sendo a média dos valores utilizada para comparação.

Os dados referentes à oscilação do CP e a atividade elétrica dos músculos VL, TA, BF e GL foram adquiridos da mesma forma descrita no Experimento 2.

Figura 5: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força no teste de controle postural em situação dinâmica.

4.2.3.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 3

Neste experimento foram avaliados o controle postural e a atividade muscular, entretanto, devido à diferença na tarefa motora o cálculo de algumas variáveis foi diferente do experimento 2. Para avaliar o desempenho do sistema de controle postural na situação dinâmica foi calculado o deslocamento do CP. O deslocamento corresponde à diferença entre o valor máximo e o valor mínimo da trajetória do CP durante uma tentativa e foi calculado para as direções AP e ML.

A atividade muscular dos músculos VL, TA, BF e GL foi representada pelo RMS do sinal eletromiográfico. Foi calculado o RMS durante o movimento de levantar e durante o movimento de sentar na cadeira. Para isso, utilizamos o sinal eletromiográfico (0,5 segundos) referentes aos momentos em que eram dados os comandos “levanta” e “senta” para as voluntárias, respectivamente. Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS de repouso da mesma forma que no experimento 2. O cálculo das variáveis foi realizado pelo programa EMGLab (EMG system do Brasil, Versão 1.1, São José dos Campos, SP).

4.2.3.2 Análise Estatística do Experimento 3

Para o Experimento 3 foi realizada uma MANOVA e quatro ANOVAs. A MANOVA teve como fator grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e como variáveis dependentes o deslocamento AP e ML. As ANOVAs tiveram como fatores grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e movimento (levantar x sentar) sendo o fator movimento tratado como medidas repetidas. As variáveis dependentes das ANOVAs foram o RMS dos músculos VL, TA, BF e GL, respectivamente.

4.2.4 Experimento 4 – Perturbação Mecânica

Este experimento foi conduzido com o objetivo de examinar o desempenho do sistema de controle postural frente à perturbação mecânica da base de suporte. Para isso, as voluntárias foram posicionadas sobre uma plataforma de força (Synapsys Posturography System – Synapsys S/A, Marseille, France) (Figura 5a). Este equipamento foi disponibilizado pelo CEPRAE (Centro de Estudos e Pesquisa em Reabilitação da Audição e Equilíbrio, Divisão de Otorrinolaringologia, FMRP-USP). Esta plataforma era inesperadamente movimentada na direção AP ou ML de acordo as seguintes situações:

1 - Translação AP. Nesta condição a plataforma deslocava para frente com velocidade de 3,0 cm/s e amplitude de 6,0 cm e após um intervalo de 8 segundos deslocava para trás na mesma velocidade e amplitude. Uma tentativa compreendia 3 movimentos para frente e 3 para trás com um tempo total de 51,2 segundos.

2 - Translação ML. Nesta condição a plataforma deslocava para a direita com velocidade de 3,0 cm/s e amplitude de 6,0 cm e após um intervalo de 8 segundos deslocava para a esquerda na mesma velocidade e amplitude. Uma tentativa incluía 3 movimentos para a esquerda e 3 para a direita com um tempo total de 51,2 s.

3 - Sinusoidal. Nesta condição a plataforma movimenta-se continuamente para frente e para trás com velocidade de 1,0 cm/s, amplitude de 2,0 cm e frequência de 0,25 Hz durante 25,6s.

As voluntárias permaneceram em apoio bipodal, descalças e com os pés posicionados de acordo com o tamanho, respeitando a padronização do fabricante da plataforma (Figura 5b). Foram realizadas 2 tentativas em cada condição de perturbação sendo a primeira com olhos abertos e a segunda com olhos fechados totalizando 6 tentativas.

a)

b)

Figura 6: Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força no teste de controle postural após perturbação mecânica (a) e padronização para colocação dos pés (b).

4.2.4.1 Tratamento e Análises dos dados do Experimento 4

Neste experimento, buscou-se examinar o tempo necessário para recuperar o equilíbrio após uma perturbação mecânica e a influência desta perturbação na

oscilação corporal da voluntária. Para isto foram calculados o tempo de recuperação e o ganho.

O tempo de recuperação corresponde ao tempo transcorrido entre o início da perturbação e a recuperação do equilíbrio da voluntária. A recuperação do equilíbrio é atingida quando o CP retorna para uma posição entre -2 e + 2 milímetros do posicionamento anterior ao início da perturbação.

O ganho é a razão entre a oscilação do CP e a oscilação da plataforma. Esta variável representa a influência da perturbação na oscilação corporal do indivíduo. Quanto maior o ganho, maior a influência da perturbação no controle postural. O cálculo destas variáveis foi realizado utilizando o programa do fabricante da plataforma (Synapsys Posturography System – Synapsys S/A, Marseille, France).

4.2.4.2 Análise Estatística do Experimento 4

Para o Experimento 4 foram realizadas uma MANOVA e uma ANOVA, ambas tendo como fatores grupo (jovens x 60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e visão (olhos abertos x olhos fechados) sendo o fator visão tratado como medida repetida. As variáveis dependentes da MANOVA foram o tempo de recuperação AP e ML e da ANOVA o ganho.

4.2.5 Demais Análises Estatísticas

Para comparação da idade e das características antropométricas dos grupos foram realizadas quatro ANOVAs tendo como fator grupo (60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e como variáveis dependentes a idade, a massa corporal, a estatura e o IMC, respectivamente.

Com relação às variáveis obtidas através dos questionários foram realizadas três ANOVAs tendo como fator grupo (60-64 x 65-69 x 70-74 anos) e como variáveis dependentes as habilidades funcionais, a aptidão física e as horas de atividade física, respectivamente. Ainda, para a ocorrência de quedas, o medo de cair e a prática de atividade física que são variáveis de escala nominal foram realizados testes Qui quadrado para examinar diferenças entre os grupos (60-64 x 65-69 x 70-74 anos).

Para analisar o relacionamento entre a força e a potência muscular e as variáveis obtidas nas avaliações do controle postural e com os questionários, foram realizadas análises de regressão linear múltipla. As variáveis referentes à força e a potência dos músculos flexores e extensores de joelho foram utilizadas como variáveis preditoras (independentes) e as variáveis referentes aos questionários, ao controle postural nas situações estática, dinâmica e após perturbação foram incluídas como variáveis dependentes na regressão. Nesta análise, o procedimento *Stepwise* foi utilizado para identificar as variáveis relacionadas à força e a potência que explicam significativamente a variância das variáveis dependentes. O procedimento *Stepwise* tem como critério para a introdução das variáveis preditoras no modelo de regressão, aquelas cujo $p \leq 0,05$ e, como critério de remoção do modelo de regressão, aquelas cujo $p \geq 0,1$. Desta forma, as variáveis que atendem a esse critério são adicionadas uma a uma para a análise e, para cada modelo, é

apresentado um valor de F, de p e de R^2 , que representa, em porcentagem, o quanto cada modelo contribui para explicar a variância da variável dependente. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows, V16.0 – SPSS Inc., USA) e o nível de significância foi mantido em 0,05.

5. RESULTADOS

Para facilitar a visualização, os resultados foram divididos de acordo com os quatro experimentos. Com relação às características antropométricas (Tabela 1), análises univariadas revelaram diferença para massa corporal [$F(3,76)=5,36$, $p<0,05$, $\eta^2=0,17$, $\text{power}=0,92$], estatura [$F(3,76)=8,89$, $p<0,05$, $\eta^2=0,26$, $\text{power}=0,99$], e IMC [$F(3,76)=12,84$, $p<0,05$, $\eta^2=0,33$, $\text{power}=1,0$]. Testes post hoc indicaram que as voluntárias do grupo jovens apresentavam menor massa corporal que as dos grupos 65-69 e 70-74 anos, menor IMC e maior estatura que todos os outros grupos. Ainda, indicaram que as características antropométricas das mulheres dos grupos 60-64, 65-69 e 70-74 eram similares. Para a idade ANOVA apontou diferença entre os grupos [$F(3,76)=350,60$, $p<0,05$, $\eta^2=0,99$, $\text{power}=1,0$]. Testes post hoc indicaram que a idade era diferente entre todos os grupos justificando o critério utilizado para divisão de grupos do presente estudo.

5.1 Experimento 1- Força e Potência muscular

De forma geral, os resultados revelaram que as mulheres idosas dos três grupos apresentavam força e potência similares, porém inferiores aos valores atingidos pelas jovens.

A Figura 7 apresenta os valores médios e o desvio padrão para a força dos músculos extensores e flexores de joelho para os quatro grupos estudados. MANOVA apontou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,48, $F(6,150)=10,86$, $p<0,05$, $\eta^2=0,30$, power=1,0]. Análises univariadas indicaram diferença para os músculos extensores [$F(3,76)=22,76$, $p<0,05$, $\eta^2=0,47$, power=1,0] e flexores de joelho [$F(3,76)=20,50$, $p<0,05$, $\eta^2=0,40$, power=1,0]. Testes post hoc indicaram que as mulheres jovens apresentavam maior força tanto de extensores quanto de flexores de joelho em comparação com as idosas dos outros três grupos (60-64, 65-69 e 70-74 anos), mas não revelaram diferença dos grupos de idosas entre si.

Figura 7: Médias e desvios-padrão da força dos músculos extensores e flexores do joelho para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

As Figura 8 e 9 apresentam os valores médios e o desvio padrão para a potência produzida pelos músculos extensores e flexores de joelho, respectivamente, nas intensidades de 40%, 70% e 90% de 1-RM para os quatro grupos estudados. MANOVA indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,42, $F(6,150)=13,22$, $p<0,05$, $\eta^2=0,34$, power=1,0], para intensidade [Wilks' Lambda=0,12, $F(4,73)=124,90$ $p<0,05$, $\eta^2=0,87$, power=1,0] e interação grupo e intensidade [Wilks' Lambda=0,52, $F(12,193)=4,41$ $p<0,05$, $\eta^2=0,19$, power=0,99].

Com relação à potência dos músculos extensores de joelho (Figura 8) análises univariadas apontaram diferença para grupo [$F(3,76)=19,59$, $p<0,05$, $\eta^2=0,43$, power=1,0], intensidade [$F(2,152)=146,19$, $p<0,05$, $\eta^2=0,65$, power=1,0] e interação grupo e intensidade [$F(6,152)=2,49$, $p<0,05$, $\eta^2=0,09$, power=0,82]. Testes post hoc indicaram que o grupo jovens apresentou maior potência que os outros três

grupos, mas não revelaram diferença entre os grupos 60-64, 65-69 e 70-74 anos. Ainda, mostraram que a potência na intensidade de 40% foi maior que a potência atingida nas intensidades de 70% e 90% de 1-RM para todos os grupos estudados. Com relação à interação entre grupo e intensidade, testes post hoc apontaram que, somente para o grupo jovens, a potência na intensidade de 70% foi maior que a potência produzida na intensidade de 90% de 1-RM.

Figura 8: Médias e desvios-padrão da potência dos músculos extensores do joelho nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

Para a potência dos músculos flexores de joelho (Figura 9) análises univariadas apontaram diferença para grupo [$F(3,76)=28,57$, $p<0,05$, $\eta^2=0,53$, power=1,0], intensidade [$F(2,152)=313,76$, $p<0,05$, $\eta^2=0,80$, power=1,0] e interação grupo e intensidade [$F(6,152)=13,57$, $p<0,05$, $\eta^2=0,35$, power=1,0]. Testes post hoc indicaram que o grupo jovens apresentou maior potência que os outros três grupos,

mas não revelaram diferença entre os grupos 60-64, 65-69 e 70-74 anos. Além disso, indicaram que a potência na intensidade 40% foi maior que a potência atingida na intensidade de 90% de 1-RM para todos os grupos estudados. Com relação à interação entre grupo e intensidade, testes post hoc indicaram que somente para o grupo jovens houve diferença entre a potência produzida nas intensidades de 40% e 70% e entre 70% e 90% de 1-RM.

Figura 9: Médias e desvios-padrão da potência dos músculos flexores do joelho nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

5.2 Experimento 2- Situação Estática

O comportamento das participantes durante a manutenção da postura ereta em situação estática foi verificado por meio das variáveis descritivas amplitude média de oscilação, velocidade média de oscilação e RMS da EMG.

A Figura 10 apresenta exemplos de séries temporais das oscilações corporais na direção AP de uma participante de cada grupo (jovens, 60-64, 65-69, e 70-74 anos) em uma tentativa na condição PFOA.

Figura 10: Exemplos de séries temporais das oscilações corporais na direção AP referentes a uma tentativa de uma participante de cada grupo na condição PFOA (plataforma fixa com olhos abertos).

As Figura 11 e 12 apresentam os valores médios e o desvio padrão para a amplitude média de oscilação nas direções AP e ML, respectivamente, para os quatro grupos estudados. MANOVA não indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,89, $F(6,150)=1,43$, $p>0,05$, $\eta^2=0,05$, power=0,5], mas apontou diferença para visão [Wilks' Lambda=0,71, $F(2,75)=14,63$ $p<0,05$, $\eta^2=0,28$, power=0,99] e superfície [Wilks' Lambda=0,35, $F(2,75)=67,83$ $p<0,05$, $\eta^2=0,64$, power=1,0].

Com relação à amplitude de oscilação na direção AP (Figura 11) análises univariadas apontaram diferença para visão [$F(1,76)=29,38$, $p<0,05$, $\eta^2=0,28$,

power=1,0] e superfície [$F(1,76)=125,71$, $p<0,05$, $\eta^2=0,62$, power=1,0]. As voluntárias dos quatro grupos oscilaram mais nas condições sem visão (com visão = $0,35 \pm 0,14$; sem visão = $0,40 \pm 0,19$) e com superfície instável (superfície fixa = $0,31 \pm 0,11$; superfície instável = $0,44 \pm 0,18$).

Figura 11: Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação AP nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

Para a amplitude média de oscilação na direção ML (Figura 12) análises univariadas não indicaram efeito da visão [$F(1,76)=2,02$, $p>0,05$, $\eta^2=0,02$, power=0,29], mas revelaram diferença para superfície [$F(1,76)=92,25$, $p<0,05$, $\eta^2=0,54$, power=1,0]. As voluntárias dos quatro grupos oscilaram mais quando a superfície era instável (superfície fixa = $0,17 \pm 0,09$; superfície instável = $0,26 \pm 0,13$).

Figura 12: Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação ML nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

As Figura 13 e 14 apresentam os valores médios e o desvio padrão para a velocidade média de oscilação nas direções AP e ML, respectivamente, para os quatro grupos estudados. MANOVA revelou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,76, $F(6,150)=3,53$, $p<0,05$, $\eta^2=0,12$, power=0,41], visão [Wilks' Lambda=0,35, $F(2,75)=65,40$ $p<0,05$, $\eta^2=0,64$, power=1,0] e superfície [Wilks' Lambda=0,39, $F(2,75)=58,70$ $p<0,05$, $\eta^2=0,61$, power=1,0].

Com relação à velocidade na direção AP (Figura 13) análises univariadas apontaram diferença para grupo [$F(3,76)=4,01$, $p<0,05$, $\eta^2=0,13$, power=0,82], visão [$F(1,76)=131,44$, $p<0,05$, $\eta^2=0,63$, power=1,0] e superfície [$F(1,76)=93,39$, $p<0,05$, $\eta^2=0,55$, power=1,0]. Testes post hoc indicaram que as participantes do grupo jovens apresentaram menor velocidade de oscilação em comparação com as idosas dos três grupos (60-64, 65-69 e 70-74 anos). Não houve diferença entre os grupos de

idosas (60-64, 65-69 e 70-74 anos). A velocidade foi maior para todos os grupos na ausência da visão (com visão = $0,62 \pm 0,28$; sem visão = $0,79 \pm 0,36$) e quando a superfície era instável (superfície fixa = $0,59 \pm 0,26$; superfície instável = $0,83 \pm 0,36$).

Figura 13: Médias e desvios-padrão da velocidade de oscilação AP nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PEOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

Para a velocidade na direção ML (Figura 14) análises univariadas não revelaram diferença para grupo [$F(3,76)=0,95$, $p>0,05$, $\eta^2=0,03$, $\text{power}=0,25$], mas apontaram diferença para visão [$F(1,76)=45,50$, $p<0,05$, $\eta^2=0,37$, $\text{power}=1,0$] e superfície [$F(1,76)=87,22$, $p<0,05$, $\eta^2=0,53$, $\text{power}=1,0$]. A velocidade foi maior para todos os grupos na ausência da visão (com visão = $0,37 \pm 0,12$; sem visão = $0,41 \pm 0,15$) e quando a superfície era instável (superfície fixa = $0,34 \pm 0,09$; superfície instável = $0,44 \pm 0,16$).

Figura 14: Médias e desvios-padrão da velocidade de oscilação ML nas condições PFOA (plataforma fixa com olhos abertos), PFOF (plataforma fixa com olhos fechados), PIOA (plataforma instável com olhos abertos) e PIOF (plataforma instável com olhos fechados) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

As Figuras 15 a 18 apresentam os valores médios e o desvio padrão para o RMS da EMG dos músculos VL, TA, BF e GL nas condições PFOA, PFOF, PIOA e PIOF, respectivamente, para os quatro grupos estudados.

Na condição PFOA (Figura 15) análises univariadas não indicaram diferença entre os grupos para os músculos VL [$F(3,76)=2,42$, $p>0,05$, $\eta^2=0,09$, $\text{power}=0,58$] e TA [$F(3,76)=1,93$, $p>0,05$, $\eta^2=0,07$, $\text{power}=0,48$], mas apontaram diferença para BF [$F(3,76)=3,02$, $p<0,05$, $\eta^2=0,11$, $\text{power}=0,68$] e GL [$F(3,76)=2,91$, $p<0,05$, $\eta^2=0,10$, $\text{power}=0,67$]. Testes post hoc revelaram que o grupo jovens apresentou menor RMS para os músculos BF e GL que o grupo 65-69 anos. Entre os grupos de idosos (60-64, 65-69 e 70-74 anos) não foi encontrada diferença para nenhum músculo.

* $P < 0,05$ comparado ao grupo 65-69 anos

Figura 15: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PFOA (plataforma fixa com olhos abertos).

Na condição PFOF (Figura 16) análises univariadas não indicaram diferença entre os grupos para os músculos VL [$F(3,76)=1,74$, $p>0,05$, $\eta^2=0,06$, power=0,43] e TA [$F(3,76)=2,48$, $p>0,05$, $\eta^2=0,09$, power=0,59], mas apontaram diferença para BF [$F(3,76)=2,96$, $p<0,05$, $\eta^2=0,10$, power=0,68] e GL [$F(3,76)=3,34$, $p<0,05$, $\eta^2=0,12$, power=0,73]. Testes post hoc revelaram que o grupo jovens apresentou menor RMS para os músculos BF e GL que o grupo 65-69 anos. Ainda, indicaram que o grupo 60-64 anos apresentou menor RMS para o músculo GL em comparação com o grupo 65-69 anos. Para os demais músculos não foram encontradas diferenças entre os grupos de idosos.

* $P < 0,05$ comparado ao grupo 65-69 anos

Figura 16: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PFOF (plataforma fixa com olhos fechados).

Em relação à condição PIOA (Figura 17) análises univariadas não indicaram diferença entre os grupos para os músculos VL [$F(3,76)=0,15$, $p>0,05$, $\eta^2=0,01$, power=0,05], TA [$F(3,76)=0,31$, $p>0,05$, $\eta^2=0,01$, power=0,10], BF [$F(3,76)=1,69$, $p>0,05$, $\eta^2=0,06$, power=0,42] e GL [$F(3,76)=1,46$, $p>0,05$, $\eta^2=0,06$, power=0,37]. As voluntárias dos quatro grupos apresentaram valores de RMS similares para todos os músculos avaliados.

Figura 17: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PIOA (plataforma instável com olhos abertos).

Para a condição PIOF (Figura 18) análises univariadas não indicaram diferença entre os grupos para os músculos VL [$F(3,76)=0,50$, $p>0,05$, $\eta^2=0,02$, $\text{power}=0,14$], TA [$F(3,76)=1,39$, $p>0,05$, $\eta^2=0,05$, $\text{power}=0,35$], BF [$F(3,76)=2,61$, $p>0,05$, $\eta^2=0,09$, $\text{power}=0,61$] e GL [$F(3,76)=0,70$, $p>0,05$, $\eta^2=0,02$, $\text{power}=0,19$]. As voluntárias dos quatro grupos apresentaram valores de RMS similares para todos os músculos estudados.

Figura 18: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos na condição PIOF (plataforma instável com olhos fechados).

5.3 Experimento 3- Situação Dinâmica

O comportamento das participantes na situação dinâmica foi verificado por meio das variáveis descritivas deslocamento do CP e RMS da EMG.

A Figura 19 apresenta exemplos de séries temporais da trajetória do CP na direção AP de uma participante de cada grupo (jovens, 60-64, 65-69, e 70-74 anos) em uma tentativa do teste de equilíbrio dinâmico.

Figura 19: Exemplos de séries temporais das trajetórias do CP na direção AP referentes a uma tentativa de uma participante de cada grupo no experimento de equilíbrio dinâmico.

A Figura 20 apresenta os valores médios e o desvio padrão para o deslocamento do CP nas direções AP e ML para os quatro grupos estudados. MANOVA revelou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,79, $F(6,150)=3,0$, $p<0,05$, $\eta^2=0,10$, power=0,80]. Análises univariadas apontaram diferença para a direção AP [$F(3,76)=3,39$, $p<0,05$, $\eta^2=0,11$, power=0,74] e ML [$F(3,76)=3,91$, $p<0,05$, $\eta^2=0,13$, power=0,81]. Testes post hoc indicaram que o grupo jovens apresentou menor deslocamento na direção AP em comparação com o grupo 65-69 anos e menor deslocamento na direção ML em comparação com os três grupos de idosos (60-64, 65-69 e 70-74 anos). Entre os grupos de idosos o deslocamento nas direções AP e ML foi similar.

Figura 20: Médias e desvios-padrão do deslocamento nas direções AP e ML para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

A Figura 21 apresenta os valores de RMS da EMG dos músculos VL, TA, BF e GL nos movimentos de levantar (a) e sentar (b), para os quatro grupos estudados.

Análises univariadas não indicaram efeito de grupo para os músculos VL [$F(1,73)=0,69$, $p>0,05$, $\eta^2=0,28$, $\text{power}=0,19$], TA [$F(1,73)=0,84$, $p>0,05$, $\eta^2=0,01$, $\text{power}=0,10$] e BF [$F(1,73)=1,10$, $p>0,05$, $\eta^2=0,04$, $\text{power}=0,29$] e GL [$F(1,73)=1,00$, $p>0,05$, $\eta^2=0,14$, $\text{power}=0,17$], mas apontaram diferença de movimento para os músculos VL [$F(1,73)=10,69$, $p<0,05$, $\eta^2=0,12$, $\text{power}=0,89$], TA [$F(1,73)=4,64$, $p<0,05$, $\eta^2=0,06$, $\text{power}=0,56$] e BF [$F(1,73)=17,41$, $p<0,05$, $\eta^2=0,19$, $\text{power}=0,98$] e interação grupo e movimento para o músculo VL [$F(1,73)=3,55$, $p<0,05$, $\eta^2=0,12$, $\text{power}=0,76$]. Os quatro grupos apresentaram maior RMS para o músculo BF no movimento de levantar (levantar = $1,64 \pm 0,71$; sentar = $1,41 \pm 0,44$) e maior RMS do músculo TA no movimento de sentar (levantar = $3,67 \pm 1,71$; sentar = $4,00 \pm 1,96$). Com relação à

interação entre grupo e movimento, testes post hoc indicaram que os grupos 65-69 anos e 70-74 anos apresentaram maior RMS para o músculo VL no movimento de levantar. O RMS do músculo GL foi similar nos movimentos de levantar e sentar para todos os grupos avaliados.

Figura 211: Médias e desvios-padrão do sinal EMG normalizado dos músculos Vasto Lateral (VL), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos nos movimentos de levantar (a) e sentar (b).

5.4 Experimento 4- Perturbação Mecânica

O desempenho do sistema de controle postural diante da perturbação mecânica da base de apoio foi verificado por meio das variáveis descritivas tempo de recuperação e ganho.

As Figura 22 e 23 apresentam os valores médios e o desvio padrão para o tempo de recuperação após translação da plataforma nas direções AP e ML, respectivamente, para os quatro grupos estudados. MANOVA revelou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,58, $F(6,150)=7,80$, $p<0,05$, $\eta^2=0,23$, power=1,0] e visão [Wilks' Lambda=0,39, $F(2,75)=58,6$ $p<0,05$, $\eta^2=0,61$, power=1,0].

Com relação à translação na direção AP (Figura 22) análises univariadas apontaram diferença para grupo [$F(3,76)=7,27$, $p<0,05$, $\eta^2=0,22$, power=0,97] e visão [$F(1,76)=77,49$, $p<0,05$, $\eta^2=0,50$, power=1,0]. Testes post hoc indicaram que o grupo jovens apresentou menor tempo de recuperação que os outros três grupos. Entre os grupos de idosas (60-64, 65-69 e 70-74 anos) o tempo de recuperação foi similar. As voluntárias de todos os grupos aumentaram o tempo de recuperação na condição de olhos fechados.

Figura 22: Médias e desvios-padrão do tempo de recuperação AP nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

Com relação à translação na direção ML (Figura 23) análises univariadas também indicaram diferença para grupo [$F(3,76)=15,3$, $p<0,05$, $\eta^2=0,37$, $\text{power}=1,0$] e visão [$F(1,76)=40,71$, $p<0,05$, $\eta^2=0,34$, $\text{power}=1,0$]. Testes post hoc indicaram que o grupo jovens apresentou menor tempo de recuperação que os outros três grupos. Entre os grupos de idosos (60-64, 65-69 e 70-74 anos) o tempo de recuperação foi similar. As voluntárias de todos os grupos aumentaram o tempo de recuperação na condição de olhos fechados

Figura 23: Médias e desvios-padrão do tempo de recuperação ML nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

A Figura 24 apresenta os valores médios e o desvio padrão para o ganho após translação sinusoidal da plataforma para os quatro grupos estudados. ANOVA não revelou diferença para grupo [$F(3,76)=0,69$, $p>0,05$, $\eta^2=0,02$, $\text{power}=0,19$], mas apontou diferença para visão [$F(1,76)=288,66$, $p<0,05$, $\eta^2=0,79$, $\text{power}=1,0$] e interação grupo e visão [$F(3,76)=3,14$, $p<0,05$, $\eta^2=0,11$, $\text{power}=0,7$]. O ganho foi similar entre os 4 grupos avaliados. Todos os grupos aumentaram o ganho na condição sem visão, porém o efeito da ausência da visão foi maior no grupo 70-74 anos.

@ $P < 0,05$ comparado com olhos fechados

Figura 24: Médias e desvios-padrão do ganho nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) para os grupos Jovens, 60-64 anos, 65-69 anos e 70-74 anos.

5.5 Questionários

A Tabela 5 apresenta os valores médios e o desvio padrão referentes às habilidades funcionais, aptidão física e histórico de quedas das participantes dos três grupos de idosas obtidos através dos questionários BOMFAQ, Baecke e histórico de quedas, respectivamente. As voluntárias foram consideradas fisicamente ativas quando realizavam pelo menos três sessões (30 minutos por sessão) de atividades físicas regulares (ex. caminhar, nadar, hidroginástica) por semana.

Análises univariadas não revelaram diferença para habilidades funcionais [$F(2,57)=1,13$, $p>0,05$, $\eta^2=0,03$, $\text{power}=0,24$], aptidão física [$F(2,57)=1,13$, $p>0,05$,

$\eta^2=0,03$, power=0,24] e atividade física semanal [$F(2,57)=0,61$, $p>0,05$, $\eta^2=0,02$, power=0,12].

Tabela 2: Média $\pm$ desvio padrão da capacidade funcional, aptidão física, atividade física semanal e percentual de indivíduos fisicamente ativos, com quedas e com medo de cair para os grupos 60-64, 65-69 e 70-74 anos.

	60-64 anos	65-69 anos	70-74 anos
Habilidade Funcional (BOMFAQ)	1,8 $\pm$ 0,9	1,6 $\pm$ 0,5	1,5 $\pm$ 0,8
Aptidão Física (BAECKE)	16,4 $\pm$ 4,0	16,3 $\pm$ 3,8	18,8 $\pm$ 2,1
Atividade física semanal (horas)	3,1 $\pm$ 2,1	3,8 $\pm$ 2,9	3,7 $\pm$ 2,1
Fisicamente ativas (%)	75	70	85
Quedas (%)	40	35	45
Medo de cair (%)	50	65	35
P > 0,05			

Os três grupos 60-64, 65-69 e 70-74 anos eram similares em relação à habilidade funcional, aptidão física e horas de atividade física semanal. Além disso, a proporção de mulheres fisicamente ativas (qui quadrado=1,30, $p>0,05$), que sofreram quedas (qui quadrado=0,41, $p>0,05$) e com medo de cair (qui quadrado=3,6, $p>0,05$) também foi semelhante entre os grupos.

5.6 Relacionamento entre força, potência e controle postural

Para as análises de relacionamento entre as variáveis foram incluídos somente os valores referentes aos grupos de mulheres idosas (60-64, 65-69 e 70-74 anos). Este critério foi adotado para examinar o relacionamento especificamente nas mulheres idosas. Foram selecionadas para esta análise as variáveis preditoras: força dos músculos extensores de joelho, força dos músculos flexores de joelho e potência dos extensores e flexores de joelho nas intensidades relativas de 40%, 70% e 90% de 1-RM. Como variáveis dependentes (resposta) foram incluídas a velocidade e a amplitude média de oscilação AP e ML na condição PIOF (situação mais difícil do experimento 2), o deslocamento AP e ML (experimento 3), o ganho e o tempo de recuperação AP e ML nas condições olhos abertos e fechados (experimento 4), a ocorrência de quedas, o medo de cair, a habilidade funcional, a aptidão física e as horas de atividade física semanal (questionários).

Com relação ao experimento 2 não foram encontradas associações significativas entre as variáveis preditivas e a velocidade ML, a amplitude média de oscilação AP e ML. Para a velocidade AP, foram identificados dois modelos de regressão. No primeiro modelo, a variável força dos flexores de joelho contribuiu com 7% da variância da velocidade ($R^2=0,07$, $F(1,58)=4,25$, $p<0,05$). No segundo modelo as variáveis força e a potência-70% dos flexores de joelho contribuíram com 17% da variância da velocidade ($R^2=0,17$, $F(2,57)=5,79$, $p<0,05$). Quanto maior a força e a potência-70% dos flexores de joelho menor é a velocidade de oscilação.

Para o experimento 3 não foram encontradas associações significativas entre as variáveis preditivas e o deslocamento AP. Para o deslocamento ML, foram definidos três modelos de regressão. No primeiro modelo, a variável potência-70% dos extensores de joelho contribuiu com 7% da variância do deslocamento ML

($R^2=0,07$, $F(1,58)=4,24$, $p<0,05$). No segundo modelo, as variáveis potência-70% dos extensores e flexores de joelho contribuíram com 14% da variância do deslocamento ML ($R^2=0,14$, $F(2,57)=4,52$, $p<0,05$). No terceiro modelo, as variáveis potência-70% dos extensores e flexores e a força dos flexores de joelho contribuíram com 22% da variância do deslocamento ML ($R^2=0,22$, $F(3,56)=5,37$, $p<0,05$). Quanto maior a potência-70% dos extensores e flexores de joelho maior é o deslocamento ML e quanto maior a força dos flexores menor é o deslocamento ML.

Com relação ao experimento 4 não foram encontradas associações significativas entre as variáveis preditivas e o tempo de recuperação ML na condição olhos abertos, o tempo de recuperação AP na condição olhos fechados, o ganho AP e ML nas condições olhos abertos e fechados. Para o tempo de recuperação AP na condição olhos abertos foi identificado apenas um modelo de regressão com a variável força dos extensores de joelho contribuindo com 7% da variância do tempo de recuperação AP ($R^2=0,07$, $F(1,58)=4,22$, $p<0,05$). Quanto maior a força dos extensores de joelho menor o tempo de recuperação AP nesta condição.

Para o tempo de recuperação ML na condição olhos fechados foi definido apenas um modelo de regressão com a variável potência-90% dos flexores de joelho contribuindo com 7% da variância do tempo de recuperação ML ($R^2=0,07$, $F(1,58)=4,40$, $p<0,05$). Quanto maior a potência menor o tempo de recuperação.

Não foram encontradas relações significativas entre as variáveis preditivas e a ocorrência de quedas, o medo de cair, a habilidade funcional e a aptidão física. Para as horas de atividade física semanal, foi identificado um modelo de regressão com a variável força dos flexores de joelho contribuindo com 12% da variância das

horas de atividade física semanal ($R^2=0,12$, $F(1,58)=8,38$, $p<0,05$). A medida que as horas de atividade física aumentam a força dos músculos flexores também aumenta.

6. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou avaliar a força e a potência dos músculos extensores e flexores de joelho e sua relação com o desempenho do sistema de controle postural de mulheres idosas de diferentes faixas etárias. Os resultados revelaram que idosas nas faixas etárias 60-64, 65-69 e 70-74 anos apresentam desempenho do controle postural semelhante, porém inferior quando comparadas ao grupo de jovens. Além disso, mostraram que as mulheres idosas nestas faixas etárias também são similares em relação à capacidade de produzir força e potência muscular, mas inferiores em relação às jovens. Finalmente, apontaram que a força e a potência muscular estiveram fracamente relacionadas com o desempenho do controle postural.

O fato de mulheres idosas apresentarem pior desempenho do controle postural em comparação com seus pares jovens já foi amplamente documentado (BALOH et al., 1994; BALOH et al., 1998; GILL et al., 2001; HATZITAKI;AMIRIDIS;ARABATZI, 2005; PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005;

PRIOLI et al., 2006; ABRAHAMOVA;HLAVACKA, 2008; TOLEDO;BARELA, 2010). Entretanto, as diferenças do controle postural entre jovens e idosos tornam-se mais ou menos evidentes dependendo da demanda da tarefa e das variáveis analisadas. Alguns autores têm sugerido que a velocidade de oscilação é uma das variáveis mais sensíveis e confiáveis para representar o controle postural (BALOH et al., 1994; DU PASQUIER et al., 2003; RAYMAKERS;SAMSON;VERHAAR, 2005; LIN et al., 2008). Os resultados do presente estudo confirmam esta sugestão, tendo em vista que a velocidade foi a única variável que apontou diferenças entre os grupos de idosos e jovens na situação estática (experimento 2).

Da mesma forma, os resultados atuais também estão de acordo com pesquisas prévias que indicam que as diferenças entre jovens e idosos são mais facilmente observadas em tarefas mais difíceis e que exigem mais do sistema de controle postural (PETERKA;BLACK, 1990; TEASDALE;STELMACH;BREUNIG, 1991; AMIRIDIS;HATZITAKI;ARABATZI, 2003; BERGER et al., 2005; PRIOLI et al., 2006). Considerando as três situações experimentais do presente estudo, a manutenção da postura ereta em situação estática é a mais simples e menos desafiadora para o sistema de controle postural. Nesta condição, jovens e idosos apresentaram amplitude de oscilação similar, resultado que já foi previamente reportado por outros pesquisadores (PETERKA;BLACK, 1990; LAUGHTON et al., 2003; BERGER et al., 2005; PRIOLI et al., 2006). Além disso, na situação estática as voluntárias dos quatro grupos foram similarmente influenciadas pela manipulação das informações visuais e proprioceptivas, aumentando em magnitude proporcional à oscilação corporal nas condições com olhos fechados e sobre a superfície de espuma. Isto indica que na postura ereta com apoio bipodal convencional, o sistema

de controle postural das idosas foi capaz de repesar as informações sensoriais adaptando-se ao ambiente da mesma forma que as voluntárias mais jovens, conforme já havia sido demonstrado por Allison, Kiemel e Jeka (2006).

Por outro lado, na situação dinâmica foram observadas diferenças entre jovens e idosas na amplitude de oscilação. Durante o movimento de levantar da cadeira o CG do corpo desloca-se horizontalmente e verticalmente em magnitude muito maior que na postura ereta estática, gerando assim maior instabilidade postural (MOUREY et al., 1998). Por esta razão, o sistema de controle postural é mais exigido nesta situação, o que torna possível observar pequenas diferenças de comportamento que não são notadas em situações menos estressantes.

O sistema de controle postural também é bastante desafiado quando exposto a uma situação com perturbação mecânica da base de suporte. A translação inesperada da base de suporte promove um deslocamento abrupto do CG gerando assim maior instabilidade ao sistema de controle postural em comparação com a condição estática. O presente estudo foi o pioneiro em analisar o desempenho do controle postural de idosas de diferentes idades frente à perturbação mecânica da base de suporte. Os resultados indicaram que o desempenho do controle postural foi similar entre as idosas das três faixas etárias (60-64, 65-69 e 70-74 anos). Ainda, apontaram que as idosas demoravam mais tempo que as jovens para recuperar o equilíbrio após a translação da plataforma tanto na direção AP quanto na ML, corroborando achados de estudos anteriores (NAKAMURA; TSUCHIDA; MANO, 2001; TOKUNO et al., 2010; HALICKA et al., 2012). Igualmente ao ocorrido na situação estática, quando a informação visual foi removida (olhos fechados) durante a perturbação mecânica, o desempenho do controle postural de idosas e jovens

diminuiu proporcionalmente. Além disso, na situação em que a perturbação ocorreu de forma contínua (sinusoidal), idosas das três faixas etárias (60-64, 65-69 e 70-74 anos) e jovens apresentaram valores semelhantes para o ganho, indicando que foram similarmente influenciadas pelo movimento constante da plataforma. Este resultado reforça a ideia de que as idosas são hábeis para apropriadamente repesar as informações sensoriais adaptando-se as condições do ambiente (ALLISON;KIEMEL;JEKA, 2006).

Um aspecto intrigante é que apesar de as idosas apresentarem maior oscilação corporal que as mulheres jovens, a magnitude de ativação muscular foi similar, principalmente considerando os grupos 60-64 e 70-74 anos. Esperava-se que para administrar maiores deslocamentos do CP seriam necessárias maiores atividades musculares, no entanto, isto não foi observado. Uma possível explicação para este resultado está relacionada às sinergias musculares. Krishnamoorthy e colaboradores (2003), propuseram um modelo para explicar o funcionamento do sistema efector em que onze músculos posturais (tibial anterior, gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial, sóleo, vasto lateral, vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, semitendinosos, reto abdominal e eretores da espinha) eram ativados sinergicamente para estabilizar as mudanças de posição do CP. De acordo com este modelo, para administrar as oscilações corporais o sistema de controle postural promove pequenos ajustes em um conjunto de músculos que atuam de forma sinérgica. Desta maneira, sugere-se que a maior oscilação corporal demonstrada pelas idosas seria acompanhada de pequenas alterações na ativação de vários músculos posturais que observadas isoladamente não teriam magnitude suficiente para apontar diferenças entre os grupos.

Outra explicação para o fato de idosas e jovens apresentarem ativação muscular semelhante apesar das diferenças na magnitude de oscilação corporal é baseada nas propriedades passivas dos músculos, tendões e ligamentos. De acordo com Loran, Maganaris e Lakie (2007), as propriedades passivas dos músculos auxiliam na manutenção do equilíbrio postural e reduzem a necessidade de ativação muscular contínua, principalmente em pequenos graus de oscilação corporal. Neste sentido, a maior oscilação corporal apresentada pelas idosas poderia ter sido controlada, em parte, pelos componentes passivos do sistema efector, sem aumento aparente da atividade muscular.

Os resultados do trabalho de Amiridis, Hatziki e Arabatzi (2003) também indicaram que idosos apresentavam maior oscilação corporal que adultos jovens sem necessariamente ativarem mais os músculos da perna. Neste estudo, idosos apresentaram maior deslocamento do CP em comparação com os jovens durante a manutenção da postura ereta (com um pé na frente do outro) em situação estática. Mesmo assim, a atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial foi semelhante entre os grupos. Com relação à situação dinâmica (experimento 3) Gross et al. (1998) também apontaram similaridade de ativação muscular entre jovens e idosos. Neste estudo (GROSS et al., 1998), o deslocamento corporal e a magnitude de ativação dos músculos VL, TA, BF e GL de mulheres jovens e idosas foram avaliados durante a tarefa de levantar da cadeira. Os resultados revelaram que as idosas apresentavam maior deslocamento corporal, porém sem aumentar a magnitude de ativação muscular em comparação com as jovens.

Considerando as diferentes situações experimentais, os resultados do presente estudo demonstram efetivamente que mesmo ativando a musculatura de

maneira similar, as mulheres idosas são mais instáveis que as jovens. Por outro lado, indicam que as idosas nas faixas etárias de 60-64, 65-69 e 70-74 anos apresentam o mesmo desempenho do sistema de controle postural. Este achado contraria alguns estudos anteriores (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009) e corrobora outros (FUJITA et al., 2005; EL HABER et al., 2008).

Haibach et al. (2007; 2009) analisaram o controle postural de idosos (homens e mulheres) nas faixas etárias 60-69 e 70-79 anos em situações com e sem manipulação da informação visual. Os resultados revelaram que os idosos do grupo mais velho (70-79 anos) foram mais influenciados pela manipulação da informação visual e que, mesmo nas condições sem nenhuma perturbação visual, apresentavam maior deslocamento e velocidade do CP em comparação com os idosos do grupo mais novo (60-69 anos). As diferenças entre os resultados do presente estudo e aqueles demonstrados por Haibach et al. (2007; 2009) podem ter ocorrido devido a dois aspectos principais. O primeiro refere-se à diferença de gênero para constituição amostral. Enquanto os trabalhos de Haibach et al. (2007; 2009) continham homens e mulheres nos grupos de idosos, a amostra atual incluiu somente voluntárias do gênero feminino. Algumas pesquisas têm indicado que mulheres idosas oscilam mais que homens idosos (WOLFSON et al., 1994; WOJCIK et al., 2001; GAMA;GOMEZ-CONESA, 2008; PEDRERO-CHAMIZO et al., 2012), portanto, esta poderia ser uma justificativa para esta contradição de resultados.

O segundo aspecto que poderia explicar a divergência entre os resultados atuais e o dos estudos prévios (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009) está relacionado as faixas etárias

utilizadas para constituição dos grupos. No presente estudo, as idosas foram divididas em faixas etárias com cinco anos de amplitude (60-64, 65-69 e 70-74 anos), porém, nos trabalhos de Haibach et al. (2007; 2009) as faixas etárias dos grupos tinham dez anos de amplitude (60-69 e 70-79 anos). Poderia ser sugerido que cinco anos não seriam suficientes para promoverem mudanças perceptíveis no desempenho do controle postural. Esta sugestão explicaria a similaridade de desempenho do controle postural verificada no presente estudo entre os grupos 60-64 e 65-69 anos e entre os grupos 65-69 e 70-74 anos. Todavia, entre os grupos 60-64 e 70-74 anos a diferença da média de idade é de dez anos, e mesmo assim, o comportamento foi semelhante. Mais uma vez contrastando os resultados atuais com aqueles demonstrados previamente (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009), poderia ser sugerido que o declínio do controle postural seria mais pronunciado a partir dos 75 anos, tendo em vista que o grupo mais velho do presente estudo incluía voluntárias somente até 74 anos e nos estudos de Haibach et al. (2007, 2009) o grupo mais velho continha indivíduos com até 79 anos. Sendo assim, os idosos com mais de 75 anos poderiam ter contribuído para que as diferenças com o grupo de 60-69 anos emergissem (HAIBACH et al., 2007; HAIBACH;SLOBOUNOV;NEWELL, 2009).

Entretanto, os resultados do trabalho de Fujita et al. (2005) contrariam esta sugestão. Neste estudo, o equilíbrio de homens e mulheres com idade entre 22 e 88 anos foi avaliado durante a manutenção da postura ereta com olhos abertos e fechados. Apesar de os resultados revelarem que idosas acima de 80 anos apresentavam pior equilíbrio que idosas mais jovens (60-69 e 70-79 anos), nenhuma diferença foi encontrada entre as mulheres nas faixas etárias de 60-69 e 70-79 anos.

Com base nos achados de Fujita et al. (FUJITA et al., 2005) e considerando a faixa etária dos três grupos de idosas avaliados no presente estudo (60-74 anos), pode-se considerar que o desempenho do sistema de controle postural é similar nas mulheres com idade entre 60-74 anos.

Embora esteja amplamente demonstrado na literatura que o envelhecimento causa declínio no desempenho do sistema de controle postural (BALOH et al., 1994; BALOH et al., 1998; GILL et al., 2001; HATZITAKI;AMIRIDIS;ARABATZI, 2005; PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005; PRIOLI et al., 2006; ABRAHAMOVA;HLAVACKA, 2008; TOLEDO;BARELA, 2010), as alterações desencadeadas pelo avanço da idade parecem não ocorrer de maneira linear (OVERSTALL et al., 1977; EL HABER et al., 2008). Os estudos de El Harber et al.(2008) e Overstall et al. (1977) avaliaram mulheres com idade entre 20 e 82 anos e os resultados indicaram que, embora ocorra redução no desempenho do controle postural em função da idade, não é possível identificar entre os idosos em qual idade exatamente as mudanças ocorrem. Sendo assim, pequenas diferenças de idade como as que foram escolhidas para dividir os grupos do presente estudo (a cada 5 anos) parecem não serem suficientes para produzir alterações perceptíveis no desempenho do sistema de controle postural de mulheres idosas. Este resultado fornece uma contribuição inédita para o campo de gerontologia, uma vez que pela primeira vez examinou-se as oscilações corporais de idosas com apenas cinco anos de diferença de idade.

É importante ressaltar que a eficiência do sistema de controle postural depende de um intrincado relacionamento entre múltiplos componentes sensoriais e motores (HORAK;MACPHERSON, 1996; BARELA, 1999; HORAK, 2006;

PERRACINI;FLÓ, 2009). Desta forma, déficits em qualquer um destes elementos sensoriomotores poderiam refletir no desempenho do controle postural. Diversos estudos têm apontado que idosos apresentam prejuízos sensoriais e motores em comparação com os jovens (WHIPPLE et al., 1993; SZULC et al., 2005; MATSUMURA;AMBROSE, 2006; STURNIEKS;ST GEORGE;LORD, 2008; PERRACINI;FLÓ, 2009; TOLEDO;BARELA, 2010). Os resultados do presente estudo confirmam que idosas apresentam declínio motor, evidenciado pela menor produção de força e potência dos músculos extensores e flexores de joelho em comparação com as jovens, corroborando estudos prévios (GROSS et al., 1998; IZQUIERDO et al., 1999; LANDERS et al., 2001; EL HABER et al., 2008; DITROILO et al., 2010; TOLEDO;BARELA, 2010). Por outro lado, indicam que entre as idades de 60 e 74 anos a capacidade de gerar força e potência muscular permanece inalterada. Mais ainda, apontam que idosas nas faixas etárias de 60-64, 65-69 e 70-74 anos apresentam potência similar independentemente da intensidade relativa à carga máxima. Assumindo que diferentes tarefas diárias (ex. levantar de uma cadeira, caminhar, etc) demandam produção de potência em distintas intensidades relativas (BEAN et al., 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007), estes resultados indicam que as idosas dos três grupos (60-64, 65-69, 70-74) estão igualmente adaptadas para atenderem tais exigências motoras. Esta constatação representa uma novidade para as pesquisas ligadas a geriatria, tendo em vista que não foi encontrado nenhum outro trabalho que avaliasse, especificamente, a potência relativa dos músculos extensores e flexores de joelho de idosas de diferentes faixas etárias.

Com relação à força muscular, no entanto, pesquisas têm demonstrado que a força dos membros inferiores é similar entre idosas de diferentes idades, da mesma

forma que revelado pelo estudo atual (EL HABER et al., 2008; DITROILO et al., 2010). Ditrolio et al. (2010) examinaram a máxima força isométrica dos extensores de joelho de mulheres com idade entre 20 e 80 anos que foram separadas em décadas. Os resultados indicaram que a força foi semelhante nas faixas etárias 60-69 e 70-80. O estudo de El Harber et al. (2008) também demonstrou que idosas mais velhas (71-82 anos) apresentavam a mesma força dos extensores de joelho que idosas mais novas (60-69 anos). Deve-se salientar que, no presente estudo, a maior parte das voluntárias integrantes dos três grupos de idosas era fisicamente ativa (acima de 70%). A prática de exercícios pode ter contribuído para que as idosas dos grupos mais velhos (65-69 e 70-74 anos) apresentassem força e potência muscular similares as idosas do grupo mais novo (60-64 anos) (ROUBENOFF, 2007).

Alguns estudos têm indicado que a força e a potência muscular dos membros inferiores estão associadas ao desempenho do controle postural e de habilidades funcionais (BASSEY et al., 1992; BEAN et al., 2003; MISZKO et al., 2003; ORR et al., 2006; BEAN et al., 2007; HAZELL;KENNO;JAKOBI, 2007; PUTHOFF;NIELSEN, 2007). Os estudos de Bean et al. (2003) e Orr (2006), por exemplo, demonstraram que quanto maior a potência dos extensores de joelho e quadril melhor o equilíbrio postural. Sendo assim, como as idosas dos três grupos (60-64, 65-69 e 70-74 anos) apresentaram a mesma capacidade de gerar força e potência muscular, isto poderia explicar, em parte, a semelhança no desempenho do controle postural verificado entre estas voluntárias. No estudo de Bean et al. (2003) o equilíbrio postural foi mensurado através de uma bateria de testes funcionais (Short Physical Performance Battery), em que a pontuação era estipulada com base no tempo em que cada

voluntário permanecia em determinadas posições (pés unidos, semitandem e tandem). Esta forma de análise do equilíbrio não fornece dados específicos sobre a oscilação corporal.

No presente estudo, através de análises de regressão linear múltipla foram examinadas as relações específicas entre força e potência muscular com as variáveis quantitativas referentes aos deslocamentos do CP (amplitude, velocidade, tempo de recuperação e ganho). Os resultados indicaram que a força e a potência muscular dos extensores e flexores de joelho estão associadas às oscilações corporais. Com relação às intensidades relativas em que a potência foi gerada (40%, 70% e 90% de 1-RM), a potência produzida em alta intensidade (90% de 1-RM) esteve associada ao deslocamento corporal ocorrido após a perturbação mecânica e a potência de média intensidade relativa (70% de 1-RM) esteve associada às oscilações corporais nas situações estática e dinâmica. Similarmente ao que foi demonstrado no estudo de Bean et al. (2007), as análises de regressão apontaram uma pequena preponderância da potência produzida em média intensidade relativa (70% de 1-RM) e este achado poderia ser considerado na elaboração de programas de exercícios que visem promover melhoria no controle postural de idosos.

Embora o presente estudo tenha apontado que a força e a potência dos músculos extensores e flexores do joelho influenciam no desempenho do controle postural de mulheres idosas consubstanciando estudos anteriores (ORR et al., 2006; MAYSON et al., 2008; ORR, 2010), esta influência deve ser interpretada com cautela, tendo em vista que, isoladamente, a força e a potência dos membros inferiores contribuíram com somente 7% da variância nas variáveis de oscilação corporal. Em uma abrangente revisão de literatura, Orr et al. (2010) verificaram que

ainda são limitadas as evidências da relação entre força e potência muscular com o equilíbrio postural. Diante da inconsistência nos resultados observados, os autores sugeriram que existem muitos fatores intrínsecos, ainda desconhecidos, relacionados à variação do equilíbrio postural (ORR, 2010).

Estes fatores intrínsecos podem estar relacionados às condições sociodemográficas, ao estilo de vida, as habilidades funcionais, a aptidão física e ao histórico de quedas (PRIOLI;FREITAS JUNIOR;BARELA, 2005; BLOCH et al., 2010; DEANDREA et al., 2010; RIBEIRO et al., 2012). O estudo de Prioli et al. (2005), por exemplo, demonstrou que idosos ativos apresentam melhor desempenho do controle postural que idosos sedentários. Já Ribeiro et al. (2012) indicaram que idosos com histórico de quedas são mais instáveis que idosos sem histórico de quedas e Okada et al. (2001) revelaram que o medo de cair influencia negativamente no equilíbrio de idosos.

No estudo atual, foi verificado que as idosas das diferentes faixas etárias apresentavam habilidade funcional e aptidão física semelhantes. Além disso, o número de mulheres que sofreram quedas, que relatavam medo de cair e que eram fisicamente ativas foi similar nos três grupos de idosas. A similaridade entre as mulheres idosas nas três faixas etárias (60-64, 65-69 e 70-74 anos) para estes fatores intrínsecos (habilidade funcional, aptidão física, histórico e medo de quedas) poderia justificar o comportamento observado no desempenho do controle postural.

Em conjunto, os resultados revelaram que as idosas com idade entre 60 e 74 são semelhantes em relação à capacidade de gerar força e potência muscular, ao desempenho do controle postural, a aptidão física, as habilidades funcionais e ao histórico e medo de quedas. Isto indica que apesar da diferença de idade

cronológica as idosas na faixa etária 60-74 anos avaliadas no presente estudo parecem ser fisiologicamente semelhantes (BOTELHO, 2007). Esta constatação poderia contribuir para estudos futuros que examinam o comportamento motor de idosos baseados na idade cronológica dos indivíduos.

7. CONCLUSÃO

O presente estudo revelou aspectos importantes sobre o sistema de controle postural de idosas de diferentes faixas etárias, sobretudo, considerando o sistema efetor. Primeiramente, mostrou que as mulheres idosas nas três faixas etárias (60-64, 65-69 e 74-74 anos) apresentam pior desempenho do controle postural em relação às jovens. Esta diferença no equilíbrio postural entre idosas e jovens tornou-se mais evidente nas situações que promoviam maior estresse ao sistema de controle postural.

Em um segundo momento, mostrou que as idosas dos três grupos etários (60-64, 65-69 e 74-74 anos) possuem menor capacidade de produzir força e potência com os músculos flexores e extensores de joelho em comparação com as jovens. Também indicou que a força e a potência muscular dos flexores e extensores de joelho influenciam na magnitude de oscilação corporal nas situações estática, dinâmica e com perturbação mecânica da base de suporte.

Por fim, demonstrou que as idosas nas faixas etárias 60-64, 65-69 e 70-74 anos apresentam desempenho do sistema de controle postural similar. Além disso, indicou que nestas faixas etárias a capacidade de gerar força e potência muscular (flexores e extensores de joelho) em diferentes intensidade relativas (40, 70 e 90% de 1-RM) permanecesse inalterada. Adicionalmente, demonstrou que as idosas pertencentes aos três grupos etários eram similares em relação à aptidão física, a habilidade funcional e ao histórico e medo de quedas.

A partir destas evidências conclui-se que o controle postural, o sistema efector (força e potência muscular), a aptidão física e a habilidade funcional são semelhantes para mulheres na faixa etária de 60 a 74 anos.

8. REFERÊNCIAS

ABRAHAMOVA, D.; HLAVACKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. **Physiological Research**, v.57, n.6, p.957-64, 2008.

ALENCAR, M. A., et al. Muscular function and functional mobility of faller and non-faller elderly women with osteoarthritis of the knee. **Braz J Med Biol Res**, v.40, n.2, p.277-83, 2007.

ALLISON, L. K.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory reweighting of vision and touch is intact in healthy and fall-prone older adults. **Exp Brain Res**, v.175, n.2, p.342-52, 2006.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-influence modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v.350, p.137-140, 2003.

BALOH, R. W., et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **Journal of the American Geriatric Society**, v.42, n.4, p.405-12, 1994.

BALOH, R. W., et al. Balance disorders in older persons: quantification with posturography. **Otolaryngology Head Neck Surgery**, v.119, n.1, p.89-92, 1998.

BARELA, J. A. Aquisição de habilidades motoras: do inexperiente ao habilidoso. **Revista Motriz**, v.5, n.1, p.53-57, 1999.

BASSEY, E. J., et al. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. **Clin Sci (Lond)**, v.82, n.3, p.321-7, 1992.

BEAN, J. F., et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. **J Am Geriatr Soc**, v.50, n.3, p.461-7, 2002.

BEAN, J. F., et al. Is stair climb power a clinically relevant measure of leg power impairments in at-risk older adults? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.88, n.5, p.604-9, 2007.

BEAN, J. F., et al. A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.58, n.8, p.728-33, 2003.

BERGER, L., et al. Undisturbed upright stance control in the elderly: Part 1. Age-related changes in undisturbed upright stance control. **J Mot Behav**, v.37, n.5, p.348-58, 2005.

BILLOT, M., et al. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. **Eur J Appl Physiol**, v.109, n.4, p.669-80, 2010.

BLOCH, F., et al. Episodes of falling among elderly people: a systematic review and meta-analysis of social and demographic pre-disposing characteristics. **Clinics (Sao Paulo)**, v.65, n.9, p.895-903, 2010.

BONFIM, T. R., et al. Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. **Neurosci Lett**, v.441, n.3, p.257-60, 2008.

BOSCO, C.; KOMI, P. V. Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v.41, n.4, p.275-84, 1979.

BOTELHO, M. A. Idade avançada – características biológicas e multimorbilidade. **Rev Port Clin Geral** v.23, p.191-195, 2007.

BUCHNER, D. M., et al. Development of the common data base for the FICSIT trials. **Journal of the American Geriatric Society**, v.41, n.3, p.297-308, 1993.

CORRIVEAU, H., et al. Postural stability in the elderly: empirical confirmation of a theoretical model. **Arch Gerontol Geriatr**, v.39, n.2, p.163-77, 2004.

CRUZ-JENTOFT, A. J., et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. **Age Ageing**, v.39, n.4, p.412-23, 2010.

DEANDREA, S., et al. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. **Epidemiology**, v.21, n.5, p.658-68, 2010.

DIJKSTRA, T. M. H.;SCHÖNER, G.; GIELEN, C. C. A. M. Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. **Experimental Brain Research**, v.97, p.477-486, 1994.

DITROILO, M., et al. Effects of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40-80 years. **J Sports Sci**, v.28, n.6, p.667-77, 2010.

DU PASQUIER, R. A., et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiol Clin**, v.33, n.5, p.213-8, 2003.

DUTIL, M., et al. The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. **Age (Dordr)**, v.doi 10.1007/s11357-012-9386x, 2012.

EL HABER, N., et al. Relationship between age and measures of balance, strength and gait: linear and non-linear analyses. **Clinical Science (London)**, v.114, n.12, p.719-27, 2008.

FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; COSTA JUNIOR, M. L. C. Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Revista Saúde Pública**, v.38, n.1, p.93-99, 2004.

FOLDVARI, M., et al. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.55, n.4, p.M192-9, 2000.

FRANSSON, P. A., et al. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. **Eur J Appl Physiol**, v.91, n.5-6, p.595-603, 2004.

FREITAS JÚNIOR, P. B.; 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.

FUJITA, T., et al. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, v.23, n.2, p.152-6, 2005.

GAMA, Z. A.; GOMEZ-CONESA, A. Factores de riesgo de caídas en ancianos: revisión sistemática. **Revista Saude Publica**, v.42, n.5, p.946-56, 2008.

GILL, J., et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. **The Journal of Gerontology. Series A, Biological Science and Medical Science**, v.56, n.7, p.M438-47, 2001.

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

GUERRAZ, M., et al. Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. **Invest Ophthalmol Vis Sci**, v.41, n.12, p.3798-804, 2000.

HAIBACH, P.;SLOBOUNOV, S.; NEWELL, K. Egomotion and vection in young and elderly adults. **Gerontology**, v.55, n.6, p.637-43, 2009.

HAIBACH, P. S., et al. Aging and time-to-postural stability following a visual perturbation. **Aging Clinical and Experimental Research**, v.19, n.6, p.438-43, 2007.

HALICKA, Z., et al. Age-related changes in postural responses to backward platform translation. **Physiol Res**, v.61, n.331-335, 2012.

HATZITAKI, V.;AMIRIDIS, I. G.; ARABATZI, F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. **Gait Posture**, v.22, n.3, p.250-7, 2005.

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

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

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

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: L. B. Rowell e J. T. Shepard (Ed.). Handbook of physiology. New York: Oxford University Press, 1996. Postural orientation and equilibrium, p.255-292

HURLEY, M. V.;REES, J.; NEWHAM, D. J. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. **Age Ageing**, v.27, n.1, p.55-62, 1998.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br>.

Acesso: 01 ago. 2011

IZQUIERDO, M., et al. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. **Acta Physiol Scand**, v.167, n.1, p.57-68, 1999.

JANSSEN, W. G.;BUSSMANN, H. B.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Phys Ther**, v.82, n.9, p.866-79, 2002.

JEKA, J., et al. Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. **Journal of Neurophysiology**, v.92, n.4, p.2368-79, 2004.

JEKA, J., et al. Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive. **Journal of Neurophysiology**, v.79, n.4, p.1661-74, 1998.

KALACHE, A.;VERAS, R. P.; RAMOS, L. R. O Envelhecimento da população mundial. Um novo desafio **Rev Saude Publica**, v.21, n.3, p.200-10, 1987.

KRISHNAMOORTHY, V., et al. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. **Exp Brain Res**, v.152, n.3, p.281-92, 2003.

LANDERS, K. A., et al. The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.56, n.10, p.443-8, 2001.

LAUGHTON, C. A., et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait Posture**, v.18, n.2, p.101-8, 2003.

LIN, D., et al. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. **Gait Posture**, v.28, n.2, p.337-42, 2008.

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

LORAM, I. D.;MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. **J Physiol**, v.584, n.Pt 2, p.661-75, 2007.

MAKI, B. E.;EDMONDSTONE, M. A.; MCILROY, W. E. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. **The Journal of Gerontology. Series A, Biological Science and Medical Science**, v.55, n.5, p.M270-7, 2000.

MAKI, B. E.;HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **J Am Geriatr Soc**, v.38, n.1, p.1-9, 1990.

MATSUMURA, B. A.; AMBROSE, A. F. Balance in the elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, v.22, n.2, p.395-412, 2006.

MAYSON, D. J., et al. Leg strength or velocity of movement: which is more influential on the balance of mobility limited elders? **Am J Phys Med Rehabil**, v.87, n.12, p.969-76, 2008.

MAZO, G., et al. Validade concorrente e reprodutibilidade teste/reteste do Questionário de Baecke modificado para idosos. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.6, n.5-11, 2001.

MELZER, I.;BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age Ageing**, v.33, n.6, p.602-7, 2004.

MISZKO, T. A., et al. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.58, n.2, p.171-5, 2003.

MOUREY, F., et al. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age Ageing**, v.27, n.2, p.137-46, 1998.

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

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **J Electromyogr Kinesiol**, v.11, n.6, p.395-403, 2001.

NARICI, M. V.; MAFFULLI, N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. **Br Med Bull**, v.95, p.139-59, 2010.

NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans. In: A. L. Towe e E. S. Luschei (Ed.). Motor coordination. New York, NY: Plenum v.5, 1981. Analysis of stance posture in humans, p.527-565

OIE, K. S.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. **Brain Research. Cognitive Brain Research**, v.14, n.1, p.164-76, 2002.

OKADA, S., et al. Relationship between fear of falling and balancing ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activities. **Eur J Appl Physiol**, v.85, n.6, p.501-6, 2001.

ORR, R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. **Eur J Phys Rehabil Med**, v.46, n.2, p.183-220, 2010.

ORR, R., et al. Power training improves balance in healthy older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.61, n.1, p.78-85, 2006.

ORR, R.;RAYMOND, J.; FIATARONE SINGH, M. 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.317-43, 2008.

OVERSTALL, P. W., et al. Falls in the elderly related to postural imbalance. **British Medical Journal**, v.1, n.6056, p.261-4, 1977.

PAJALA, S., et al. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.63, n.2, p.171-8, 2008.

PAULUS, W. M.;STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain : a journal of neurology**, v.107, p.1143-1163, 1984.

PEDRERO-CHAMIZO, R., et al. Physical fitness levels among independent non-institutionalized Spanish elderly: The elderly EXERNET multi-center study. **Arch Gerontol Geriatr**, v.doi:10.1016/j.archger.2012.02.004, 2012.

PERRACINI, M. R.; FLÓ, C. M. **Fisioterapia: Teoria e Prática Clínica. Funcionalidade e Envelhecimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2009

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em um corte de idosos residentes na comunidade. **Revista Saúde Pública**, v.36, n.6, p.709-716, 2002.

PETERKA, R. J.; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. **J Vestib Res**, v.1, n.1, p.73-85, 1990.

PETRELLA, M., et al. Parâmetros do controle postural em mulheres idosas com ou sem histórico de quedas associadas ou não à osteoartrite de joelhos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.52, n.4, p.507-517, 2012.

PRIOLI, A. C., et al. Task demand effects on postural control in older adults. **Hum Mov Sci**, v.25, n.3, p.435-46, 2006.

PRIOLI, A. C.; FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, v.51, n.3, p.145-8, 2005.

PUTHOFF, M. L.; NIELSEN, D. H. Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations, and disability in older adults.

Phys Ther, v.87, n.10, p.1334-47, 2007.

RAYMAKERS, J. A.;SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait Posture**, v.21, n.1, p.48-58, 2005.

RIBEIRO, A. M. P., et al. Is the history of falls an indicative of greater decline in quadriceps muscle function and postural sway? **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v.28, n.1, p.60-66, 2012.

ROUBENOFF, R. Physical activity, inflammation, and muscle loss. **Nutr Rev**, v.65, n.12 Pt 2, p.S208-12, 2007.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole. 2003

SILVA GAMA, Z. A.;GOMEZ CONESA, A.; SOBRAL FERREIRA, M. [Epidemiology of falls in the elderly in Spain: a systematic review, 2007]. **Rev Esp Salud Publica**, v.82, n.1, p.43-55, 2008.

SKELTON, D. A., et al. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. **Age Ageing**, v.23, n.5, p.371-7, 1994.

SKELTON, D. A.;KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O. M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. **Age Ageing**, v.31, n.2, p.119-25, 2002.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**, v.80, n.5, p.485-498, 2000.

SPIRDUSO, W. W.;FRANCIS, K. L.; MACRAE, P. G. **Physical dimensions of aging** Champaign: Human Kinetics. 2005

STURNIEKS, D. L.;ST GEORGE, R.; LORD, S. R. Balance disorders in the elderly. **Neurophysiol Clin**, v.38, n.6, p.467-78, 2008.

SZULC, P., et al. Low skeletal muscle mass is associated with poor structural parameters of bone and impaired balance in elderly men--the MINOS study. **Journal of Bone and Mineral Research** v.20, n.5, p.721-9, 2005.

TEASDALE, N.;STELMACH, G. E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **J Gerontol**, v.46, n.6, p.B238-44, 1991.

TEIXEIRA, I. N.; GUARIENTO, M. E. Biologia do envelhecimento: teorias, mecanismos e perspectivas. **Cien Saude Colet**, v.15, n.6, p.2845-57, 2010.

TINETTI, M. E.;SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **N Engl J Med**, v.319, n.26, p.1701-7, 1988.

TOKUNO, C. D., et al. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. **Clin Neurophysiol**, v.121, n.1, p.109-17, 2010.

TOLEDO, D. **Alterações sensoriais e motoras associadas ao envelhecimento e controle postural de idosos**. 2008. 145 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade), Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2008.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Rev Bras Fisioter**, v.14, n.3, p.267-75, 2010.

WHIPPLE, R., et al. Altered sensory function and balance in older persons. **Journal of Gerontology**, v.48 Spec No, p.71-6, 1993.

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

WOLFSON, L., et al. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. **J Gerontol**, v.49, n.4, p.160-7, 1994.

APENDICE A - Termo de Consentimento**Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo
Curso de Fisioterapia**

Avenida Bandeirantes 3900, Casa 2 – Fone: 16 3602-4413

CEP 14048-900 – RIBEIRÃO PRETO – SÃO PAULO

A Senhora está sendo convidada a participar do estudo intitulado “Influência da força e da potência muscular no equilíbrio estático e dinâmico de mulheres idosas”. Após os 60 anos, o ser humano começa a ter reduzida sua capacidade de produzir força e potência muscular e isso pode prejudicar o equilíbrio e aumentar a probabilidade de ocorrência de quedas e fraturas. Por isso, esse estudo está sendo realizado para entendermos melhor a relação da força e da potência muscular com o equilíbrio e com o risco de quedas. Pesquisas como essa são importantes porque se conseguirmos entender o que faz o idoso cair, podemos prevenir novas quedas ou mesmo melhorar o tratamento caso as quedas ocorram. Portanto, se a Senhora concordar em participar do estudo, algumas avaliações serão realizadas. Inicialmente a senhora responderá um questionário com perguntas sobre suas atividades da vida diária e sobre a ocorrência de quedas. A partir disso, serão medidos seu peso e altura e será realizado um aquecimento com peso leve para os movimentos do joelho. Após essa fase a senhora tentará levantar o maior peso que conseguir ao flexionar e estender os joelhos, sentada em um aparelho de musculação, para avaliar a força dos músculos da coxa. Ainda sentada no aparelho de musculação, a senhora irá flexionar e estender os joelhos o mais rápido possível para avaliar a potência muscular dos músculos da coxa. Após essa etapa, serão realizadas avaliações de equilíbrio, onde a senhora desempenhará as tarefas de levantar e sentar da cadeira por algumas vezes e de ficar em pé por 60 segundos (com olhos abertos e depois fechados) tentando manter o corpo o mais estático possível. Durante a realização dos testes de equilíbrio, eletrodos de superfície serão afixados na frente e atrás da coxa e da perna da senhora. Estes eletrodos servem para verificar a atividade dos músculos e não causam nenhuma dor.

Mesmo não havendo qualquer risco decorrente da participação neste projeto, durante todo o experimento, uma pessoa permanecerá próxima à senhora para eventual auxílio. Além disso, a qualquer momento a senhora poderá pedir para interromper a participação no experimento sem que isso lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização. A sua participação não é obrigatória. Garantimos que as informações obtidas nessa pesquisa não serão de maneira alguma associadas à sua identidade. Pela sua participação a senhora não receberá qualquer valor em dinheiro e não terá nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-la. Caso a senhora aceite participar do estudo deverá assinar este documento de consentimento.

Eu, _____, declaro que estou devidamente esclarecida sobre os procedimentos envolvidos no estudo intitulado “Influência da força e da potência muscular no equilíbrio estático e dinâmico de mulheres idosas” e aceito participar desta pesquisa. Fui informada que os dados do estudo serão utilizados para fins científicos e que minha identidade será mantida em segredo. Sei que não sou obrigada a participar do estudo e não terei

nenhum prejuízo caso não queira participar. Poderei me informar sobre o andamento do estudo e terei liberdade em retirar meu consentimento a qualquer momento. Telefone para contato com o pesquisador: (16) 3602-3176. Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da FMRP/USP:(16) 3602-2228. Ribeirão Preto,

_____ de _____ de 20__.

Assinatura do Participante

Prof. Ms. Matheus Machado Gomes
Pesquisador Responsável

Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu
Orientadora

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética HCRP

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

www.hcrp.fmrp.usp.br

Ribeirão Preto, 17 de fevereiro de 2009.

Ofício nº.459/2009.
CEP/ MGv

Prezados Senhores,

O trabalho intitulado **“INFLUÊNCIA DA FORÇA E DA POTÊNCIA MUSCULAR NO EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO DE MULHERES IDOSAS”** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em sua 280ª Reunião Ordinária, realizada em 16/02/2009, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de acordo com o Processo HCRP nº. 12922/2008.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de harmonização de Boas Práticas Clínica (ICH-GCP), bem como a Resolução CNS 196/96.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da Pesquisa.

Atenciosamente.

DRª. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Vice-Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores

MATHEUS MACHADO GOMES

PROFª DRª DANIELA CRISTINA CARVALHO DE ABREU (ORIENTADORA)

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Ap. Locomotor.

ANEXO B – Brazilian OARS Multidimensional Functional Assessment Questionnaire – BOMFAQ

Agora eu gostaria de perguntar sobre algumas atividades e tarefas do seu dia a dia. Estamos interessados em saber se a senhora consegue fazer estas atividades sem nenhuma necessidade de auxílio ou se precisa de alguma ajuda, ou se não consegue fazer tais atividades de forma nenhuma.

	SEM	COM DIF.		Não Sabe	Não Respondeu
	DIF.	POUCA	MUITA		
Deitar/Levantar – cama					
Comer					
Pentear cabelo					
Andar no plano					
Tomar banho					
Vestir-se					
Ir ao banheiro em tempo					
Subir escada (1 lance)					
Medicar-se na hora					
Andar perto de casa					
Fazer compras					
Preparar refeições					
Cortar unhas dos pés					
Sair de condução					
Fazer limpeza de casa					

1. “sem dificuldade”
2. “dificuldade em 1 a 3 atividades”
3. “dificuldade em 4 a 6 atividades”
4. “dificuldade em 7 e mais atividades”

TOTAL					
--------------	--	--	--	--	--

ANEXO C – Questionário de habilidades funcionais - Baecke

Questionário de Baecke (idosos)

Local de coleta: _____
 Data da coleta: ____/____/____
 Nome: _____
 Data de nascimento: ____/____/____
 Endereço: _____
 Telefone: () _____

I. Atividades da vida diária

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?
 0. Nunca (menos de uma vez por mês)
 1. Às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)
 2. Quase sempre (às vezes com ajudante)
 3. Sempre (sozinho ou junto com alguém)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?
 0. Nunca (menos que 1 vez por mês)
 1. Às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)
 2. Quase sempre (às vezes com ajuda)
 3. Sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas você faz tarefas domésticas em sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2)

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

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

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?
 0. Nunca
 1. Às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
 2. Quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
 3. Sempre (mais de 5 vezes por semana)

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

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?
 0. Eu nunca saio
 1. Carro

- 2. Transporte público
 - 3. Bicicleta
 - 4. Caminhando
9. Com que frequência você faz compras?
- 0. Nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)
 - 1. Uma vez por semana
 - 2. Duas a 4 vezes por semana
 - 3. Todos os dias
10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
- 0. Eu nunca saio
 - 1. Carro
 - 2. Transporte público
 - 3. Bicicleta
 - 4. Caminhando

II. Atividades esportivas

Você pratica algum esporte?

Esporte 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Esporte 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

III. Atividades de lazer

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO D – Questionário de Quedas

Quedas

1. O Sr(a), sofreu algum tipo de queda no último ano?

- (1) Nenhuma (2) 1 queda (3) 2 ou mais

2. Local:

- (1) Em casa (ambiente externo) → especificar: _____
 (2) Em casa (ambiente interno): ☐ sala ☐ cozinha ☐ dormitório ☐ banheiro ☐ área de circulação interna
☐ outro: _____
 (3) Fora de casa: lugar conhecido (4) Fora de casa: lugar desconhecido

3. Qual foi o mecanismo da queda?

- (1) lateral D (2) lateral E (3) retropulsão (4) propulsão (5) NS

4. Como foram as circunstâncias da queda?

- (1) Tropeço (6) Falseamento de joelhos
 (2) Escorregamento (7) Fraqueza
 (3) Obstáculo súbito (8) Dor
 (4) Atenção diminuída no momento (9) Tontura ou vertigem
 (5) Síncope / Escurecimento de visão (10) Outro: _____

5. Como se encontrava a iluminação do ambiente no evento de queda?

- (1) Bem iluminado (2) Mal iluminado

6. Em qual período do dia ocorreu o evento de queda?

- (1) Manhã (2) À tarde (3) À noite (4) Madrugada

7. Atividade desenvolvida no momento da queda (descrever o que o idoso estava fazendo quando caiu):

8. Com que frequência o Sr(a), costuma ir ao banheiro à noite?

- (1) nenhuma (2) 1 vez (3) 2 a 3 vezes (4) 4 vezes ou mais

9. O Sr (a) faz uso de tranquilizantes ?

- (1) Sim. Especifique: _____ (2) Não

Frontal () Tranquilal () Apraz () Brozepax () Deptran () Lexotan () Nervium () Novazepan () Somalium () Sulpan () Ansienon () Ansitec () Bromopirim () Brozepax () Buspanil () Buspar () Frizium () Urbanil () Clozal () Rivotril () Psicosedim () Elum () Olcadil () Ansilive () Calmociteno () Diazepan () Kiatrium () Somaplus () Valium () Lorium () Lorax () Mesmerin () Dormonid ()

10. O Sr(a), tem medo de cair ?

- (1) Sim (2) Não

11. Houveram conseqüências dessa(s) quedas(s) *Pode Haver mais de uma alternativa assinalada*

- (1) Fratura de Quadril (5) Fratura em outro local. Especificar: _____
 (2) Fratura de Fêmur (6) TCE
 (3) Fratura de Punho (7) Dor com necessidade de repouso
 (4) Fratura de Braço (8) Ferimentos ou lacerações (Hematoma, corte, edema)

12. Se dor, por quanto tempo esta persistiu?

- (1) até 1 mês (2) entre 1 e 3 meses (3) mais de 3 meses (99) Não se aplica

13. Esta queda gerou necessidade de :

- (1) Ida ao PS (2) Hospitalização (3) Visita ao médico (cons/amb/casa) (4) Institucionalização por um período
 (99) Não se aplica

14. Houveram conseqüências nas suas atividades devido a essa(s) queda(s):

- (1) Sim, diminui minhas atividades sociais (2) Sim, diminui minhas atividades em casa (3) Não (99) Não se aplica