



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Instituto de Biociências - Rio Claro



Pós-Graduação em Ciências da Motricidade

ANDRÉ LUIZ DEMANTOVA GURJÃO

**Alongamento Estático, Envelhecimento e
Desempenho Neuromuscular**

A large, abstract geometric pattern in the bottom right corner of the page, composed of overlapping light blue and white shapes that resemble a stylized globe or a network of lines.

Rio Claro – SP
2013

ANDRÉ LUIZ DEMANTOVA GURJÃO

**Alongamento Estático, Envelhecimento e
Desempenho Neuromuscular**

Tese apresentada ao Instituto de
Biotecnologia do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para o título de
Doutor em Ciências da Motricidade.

Orientador: Prof. Dr. Sebastião Gobbi

**Rio Claro – SP
2013**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE RIO CLARO
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE RIO CLARO

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Alongamento estático, envelhecimento e desempenho neuromuscular

AUTOR: ANDRÉ LUIZ DEMANTOVA GURJÃO
ORIENTADOR: Prof. Dr. SEBASTIAO GOBBI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE, Área: ATIVIDADE FÍSICA E SAÚDE, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. SEBASTIAO GOBBI
Departamento de Educação Física / Instituto de Bociências de Rio Claro - Rio Claro/SP

Prof. Dr. CLAUDIO ALEXANDRE GOBATTO
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Aplicadas - Limeira/SP

Prof. Dr. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI
Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Biológicas, Departamento de Educação Física - Curitiba/PR

Prof. Dr. VALMOR ALBERTO AUGUSTO TRICOLI
Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte, Departamento de Esportes - São Paulo/SP

Prof. Dr. ANDERSON SARANZ ZAGO
Departamento de Educação Física / Faculdade de Ciências de Bauru - Bauru/SP

Data da realização: 06 de fevereiro de 2013.

*Dedico esta tese a minha mãe Estela
e meus irmãos Bruna e Vinícius.*

AGRADECIMENTOS

A obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade é mais uma etapa de um ciclo que teve início a 12 anos atrás, quando fui aprovado no vestibular para o curso de Educação Física na Universidade Estadual de Londrina. Ao longo desses 12 anos, a construção da minha vida acadêmica teve a colaboração de inúmeros professores, em especial, meus orientadores de iniciação científica (Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino), mestrado e doutorado (Prof. Dr. Sebastião Gobbi). Gostaria de agradecer aos Professores Gobbi e Cyrino por me conduzirem dentro da vida acadêmica, por criarem o ambiente para o desenvolvimento de todas as habilidades necessárias para a vida docente, por serem agentes facilitadores nesse processo que leva a independência acadêmica e por terem me ensinado muito além da ciência.

Outro elemento importante para o desenvolvimento acadêmico é, sem dúvida, a convivência com os amigos de laboratório. Agradeço toda colaboração logística e intelectual das pessoas que passaram pelo Laboratório de Atividade Física e Envelhecimento (LAFE) e pelo Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício (GPEMENE). Gostaria de agradecer a oportunidade de conduzir, por alguns momentos, uma linha de estudos no LAFE. Esta vivência mostrou de forma prática a importância de um grupo forte e coeso. A todas as pessoas que tive o prazer de co-orientar, direta e indiretamente, obrigado por tudo que vocês me ensinaram, pela presença constante e paciência! Muito obrigado: Carla Michele da Silva, Raquel Gonçalves, Nelson Hilário Carneiro, Bruna Helena Valeriano Barbosa, José Cláudio Frango Jambassi-Filho, Sandra Aires Ferreira, Luiza Gallo, Alexandre König Garcia Prado, Marília Cecatto, Marina Yumi Hayakawa e Flavio Coura. Obrigado aos funcionários da Biblioteca, Seção Técnica de Pós-graduação, Departamento de Educação Física, demais funcionários do Instituto de Biociências da UNESP e a CAPES (bolsa de estudo).

Gostaria de agradecer especialmente a minha namorada Giovanna. Obrigado por caminhar ao meu lado, por estar sempre presente na minha vida, pelas palavras de carinho e pelo conforto nos momentos difíceis. Obrigado por me fazer feliz, por deixar tudo mais fácil e por me levar todos os domingos para almoçar na sua casa \o/. Muito Obrigado a Marta pelo enorme carinho. Por fim, muito obrigado a minha família, sem vocês nada disso seria possível!

RESUMO

A presente tese buscou explorar a interação aguda e crônica entre exercícios de alongamento estático (AE) e o desempenho do sistema neuromuscular em idosas. Para tanto, três estudos foram conduzidos para atender os seguintes objetivos: a) analisar o efeito da idade e volume de AE (60 e 120 segundos) no comportamento da taxa de desenvolvimento de força (TDF), contração voluntária máxima (CVM), retardo eletromecânico e atividade eletromiográfica (EMG) em diferentes ângulos; b) analisar o efeito de oito semanas de treinamento de flexibilidade nas respostas agudas da TDF e CVM após um protocolo de AE em idosas; c) analisar o efeito do AE na resistência muscular, volume total do exercício *Leg-Press* e recuperação neuromuscular de idosas. Os resultados mostram que diferentes volumes de AE (60 e 120 segundos) não levam a alterações significativas nas variáveis EMG, retardo eletromecânico, desempenho de força isométrica em diferentes ângulos (50°, 70°, 90°) e faixas etárias. O treinamento da flexibilidade não alterou o comportamento agudo da TDF e CVM após o emprego de uma rotina de AE ou promoveu mudanças crônicas. A realização de exercícios de AE para os principais grupos musculares de membros inferiores promove decréscimo no número de repetições na primeira de três séries a 15 RM no exercício *Leg-Press* horizontal e no volume total. Em conclusão, apenas o desempenho agudo de força dinâmica parece ser negativamente influenciado pelo AE em idosas. Volumes de AE com até 120 segundos não alteram o comportamento da força muscular isométrica ou atividade EMG em jovens e idosas.

Palavras-chave: Flexibilidade. Idosos. Força Muscular. Unidade Músculo-Tendão.

ABSTRACT

This thesis aimed to explore the interaction between chronic and acute static stretching (SS) exercises and performance of the neuromuscular system in elderly women. Three studies were conducted to achieve the following purposes: a) analyze the effect of age and SS volume (60 and 120 seconds) on rate of force development (RFD), maximal voluntary contraction (MVC), electromechanical delay and electromyographic (EMG) activity in different angles; b) analyze the effect of eight weeks of flexibility training on acute responses of RFD and MVC after a protocol SS in elderly women and; c) analyze the effect of SS on muscle endurance, total volume of exercise Leg-Press (3 x 15 maximal repetitions) and neuromuscular recovery in older women. The results show that different volumes of AE (60 and 120 seconds) does not lead to significant changes in EMG amplitude, electromechanical delay, isometric strength performance at different angles (50°, 70°, 90°) and age. Flexibility training did not alter acutely RFD and MVC after conducting a SS routine or promoted chronic changes. The SS exercise for major muscle groups of the lower limbs promotes a decrease in the number of repetitions in the Leg Press-horizontal and the total volume. In conclusion, only the acute performance of dynamic strength seems to be negatively influenced by SS in older women. SS volume less than 120 seconds does not change the isometric muscle strength or EMG activity in young and older adults.

Keywords: Flexibility. older adults. Muscle Strength. Muscle-Tendon Unit.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Delineamento experimental.....	30
Figura 2.2. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica para extensão do joelho.....	32
Figura 2.3. Representação esquemática referente ao processamento do sinal proveniente do transdutor de força.....	33
Figura 2.4. Representação esquemática do processamento da atividade eletromiográfica e retardo eletromecânico.....	35
Figura 2.5. Taxa de desenvolvimento de força (TDF) em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	39
Figura 2.6. Amplitude eletromiográfica (<i>Root Mean Square</i> – RMS) do vasto medial correspondente as taxas de desenvolvimento de força, em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	40
Figura 2.7. Amplitude eletromiográfica (<i>Root Mean Square</i> – RMS) do vasto lateral correspondentes as taxas de desenvolvimento de força, em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	41
Figura 2.8. Taxa de incremento eletromiográfico (EMG) para o vasto medial em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	42
Figura 2.9. Taxa de incremento eletromiográfico (EMG) para o vasto lateral em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	43
Figura 2.10. Retardo eletromecânico para os vastos medial e lateral em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	44
Figura 3.1. Recrutamento e fluxo das participantes.....	54
Figura 3.2. Delineamento experimental.....	55

Figura 3.3. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica para extensão do joelho.....	58
Figura 3.4. Exercícios de alongamento empregados no treinamento da flexibilidade	61
Figura 3.5. Contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico de idosas dos grupos treinamento de flexibilidade (GT; n = 13) e controle (GC; n = 14), antes e após período experimental de oito semanas, nas condições alongamento estático (AE) e controle. Valores expressos em média e desvio-padrão.....	64
Figura 3.6. Taxa de desenvolvimento de força (TDF) de idosas, obtidas em diferentes períodos de tempo, para os grupos treinamento de flexibilidade (GT; n = 13) e controle (GC; n = 14), antes e após período experimental de oito semanas, nas condições alongamento estático (AE) e controle. Valores expressos em média e desvio-padrão.....	65
Figura 4.1. Delineamento Experimental.....	75
Figura 4.2. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica e atividade eletromiográfica para o exercício <i>Leg-Press</i> horizontal.....	76
Figura 4.3. Número de repetições no exercício <i>Leg-Press</i> horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	82
Figura 4.4. Mudança percentual da média em relação a condição controle para a contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico de idosas, nas condições exercício <i>Leg-Press</i> horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	85
Figura 4.5. Amplitude eletromiográfica (<i>Root Mean Square</i> – RMS) dos vastos medial e lateral, obtida dentro da janela de um segundo correspondente a contração voluntária, após a realização do exercício <i>Leg-Press</i> horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	86
Figura 4.6. Amplitude eletromiográfica (<i>Root Mean Square</i> – RMS) dos vastos medial e lateral referentes a taxa de desenvolvimento de força em diferentes períodos de tempo após a realização do exercício <i>Leg-Press</i> horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.....	87

LISTA DE TABELAS

- Tabela 2.1.** Contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) de mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15), para diferentes ângulos da articulação do joelho, em três condições experimentais: controle e após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2 x 30 s e 4 x 30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão..... 37
- Tabela 2.2.** Amplitude eletromiográfica (root mean square – RMS) durante a CVM para os vastos medial e lateral de mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15), em diferentes ângulos da articulação do joelho, nas condições experimentais controle e após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2 x 30 s e 4 x 30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão..... 38
- Tabela 3.1.** Características físicas, idade e nível de atividade física para os grupos controle (GC) e treinamento (GT). Os valores estão em média e desvio padrão..... 63
- Tabela 3.2.** Coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para medidas repetidas, o erro padrão de medida (EPM) e a mínima mudança detectável (MMD) para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico, TDF em diferentes instantes de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-200 ms) e contração voluntária máxima (CVM)..... 63
- Tabela 4.1.** Resultados para o volume, tempo total da série (TTS) e tempo médio por repetição (TTS/NR) e o total de cada variável para o exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão..... 83
- Tabela 4.2.** Resultados para contração voluntária máxima (CVM), taxa de desenvolvimento de força (TDF) em diferentes instantes de tempo (30; 50; 100 e; 200 ms) e TDF pico após a realização do exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão..... 84
- Tabela complementar.** Contração voluntária máxima (CVM) normalizada pelo comprimento do braço de alavanca de mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15), em diferentes ângulos da articulação do joelho e três condições experimentais: controle após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2 x 30 s e 4 x 30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão..... 109

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO GERAL, OBJETIVOS, DELINEAMENTO DA TESE E REFERENCIAL TEÓRICO.....	12
1.1 Introdução.....	13
1.2 Objetivos e delineamento do projeto de tese.....	16
1.3 Referencial teórico.....	16
1.3 Efeito agudo do alongamento estático no desempenho do sistema neuromuscular.....	16
2. MANIPULAÇÃO DO VOLUME DE ALONGAMENTO ESTÁTICO NO DESEMPENHO NEUROMUSCULAR DE MULHERES JOVENS E IDOSAS.....	26
2.1 Introdução.....	27
2.2 Materiais e métodos.....	29
2.2.1 Participantes.....	29
2.2.2 Delineamento experimental.....	29
2.2.3 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal.....	31
2.2.4 Registro da atividade eletromiográfica e processamento do sinal.....	33
2.2.5 Protocolo de alongamento estático.....	35
2.2.6 Tratamento estatístico.....	36
2.3 Resultados.....	36
2.4 Discussão.....	45
2.5 Conclusões.....	49
3. EFEITO DO TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE NO DESEMPENHO DE FORÇA ISOMÉTRICA AGUDO APÓS ALONGAMENTO ESTÁTICO EM IDOSAS.....	50
3.1 Introdução.....	51
3.2 Materiais e métodos.....	53
3.2.1 Participantes.....	53
3.2.2 Delineamento experimental.....	54
3.2.3 Antropometria e nível de atividade física.....	56
3.2.4 Teste de sentar e alcançar.....	56
3.2.5 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal.....	57
3.2.6 Protocolo agudo de alongamento estático.....	59
3.2.7 Protocolo de treinamento de flexibilidade.....	59
3.2.8 Protocolo de atividades artísticas e cognitivas.....	61
3.2.9 Tratamento estatístico.....	61
3.3 Resultados.....	62
3.4 Discussão.....	66
3.5 Conclusões.....	70
4. EFEITO DO ALONGAMENTO ESTÁTICO NO DESEMPENHO DE EXERCÍCIO COM PESOS E NA RECUPERAÇÃO NEUROMUSCULAR DE IDOSAS.....	71
4.1 Introdução.....	72
4.2 Materiais e métodos.....	73
4.2.1 Participantes.....	73

4.2.2 Delineamento experimental.....	74
4.2.3 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal.....	75
4.2.4 Registro da atividade eletromiográfica e processamento do sinal.....	77
4.2.5 Teste de repetições máximas.....	78
4.2.6 Protocolo de exercício com pesos.....	79
4.2.7 Protocolo de alongamento estático.....	79
4.2.8 Tratamento estatístico.....	80
4.3 Resultados.....	81
4.4 Discussão.....	88
4.5 Conclusões.....	91
5. DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÕES.....	92
5.1 Discussão geral.....	93
5.2 Conclusões.....	97
6. REFERÊNCIAS.....	98
7. APÊNDICE.....	109
7.1 Tabela complementar.....	109
8. ANEXOS.....	110
8.1 Aprovação do Comitê de Ética.....	110

CAPÍTULO 1

Introdução geral, objetivos, delineamento da tese e referencial teórico

1.1 Introdução

Durante o processo de envelhecimento alterações estruturais e funcionais no sistema neuromuscular (SNM) levam a significativos declínios nas expressões da força muscular e flexibilidade, ambos componentes da capacidade funcional (AKIMA *et al.*, 2001; HOLLAND *et al.*, 2002). O decréscimo na capacidade de produzir força muscular pode comprometer de maneira parcial ou completa a realização das atividades da vida diária de idosos, acarretando em maior dependência e redução da qualidade de vida (WARBURTON *et al.*, 2001). Este fato é particularmente relevante para mulheres por apresentarem maior expectativa de vida, menor reserva funcional e maior declínio da força muscular de membros inferiores comparadas aos homens (KWON *et al.*, 2001; LYNCH *et al.*, 1999). Neste sentido, a prática regular de exercícios físicos, com objetivo de melhorar o desempenho dos componentes força muscular e flexibilidade, tem sido recomendada como meio de atenuar ou reverter, ainda que relativamente, os efeitos deletérios relacionados ao envelhecimento e/ou fatores a ele associados (NELSON *et al.*, 2007). No entanto, a melhor maneira de incluir o desenvolvimento de ambos os componentes nas sessões de treinamento não está clara, especialmente em idosos.

Exercícios de alongamento têm sido tradicionalmente incorporados no início das sessões de treinamento com o objetivo de reduzir o risco de lesões (KNUDSON, 1999), melhorar o desempenho (SHRIER e GOSSAL, 2000) e aumentar a amplitude de movimento de uma articulação (FELAND *et al.*, 2001). Contudo, Pope *et al.* (2000) reportam que exercícios de alongamento não diminuem o risco de ocorrência de lesões. Em adição, resultados contraditórios têm sido observados a respeito do efeito agudo do alongamento na função neuromuscular.

Nos últimos anos, alguns trabalhos realizados em sujeitos jovens não têm demonstrado qualquer efeito do exercício de alongamento estático (AE) no desempenho da

força muscular (ALPKAYA e KOCEJA, 2007; CRAMER *et al.*, 2007). Em contrapartida, vários autores têm confirmado que diferentes rotinas de alongamento podem levar a redução aguda, tanto da força muscular isométrica quanto dinâmica (BEHM e KIBELE, 2007; SIATRAS *et al.*, 2008), por um período de tempo tão longo quanto 120 minutos (POWER *et al.*, 2004). Parte dessas discrepâncias entre os achados pode estar relacionada à variação nos volumes de alongamento adotados pelos estudos, diferenças nos protocolos de testes e/ou nas características das amostras avaliadas, incluindo a especificidade de treinamento e idade (ROBBINS e BARRY, 2008).

Apesar dos mecanismos precisos não serem completamente conhecidos, a redução transitória da força muscular após rotinas de AE pode estar associada a mudanças agudas nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão, afetando a capacidade de transmissão da força muscular e/ou a relação força-comprimento (HERDA *et al.*, 2008; RYAN *et al.*, 2008). Fatores neurais, tais como decréscimos na excitabilidade dos motos neurônios e consequente redução da ativação muscular, também podem estar envolvidos (AVELA *et al.*, 2004; COSTA *et al.*, 2010; NAKAMURA *et al.*, 2011).

Em idosos, o possível déficit de força muscular induzido por alongamento não tem sido investigado sistematicamente. Durante o processo de envelhecimento, existem importantes alterações estruturais na unidade músculo-tendão que afetam sua rigidez e funcionalidade (CARROLL *et al.*, 2008; NARICI e MAGANARIS, 2007). Assim, o comportamento da força muscular de adultos idosos pode responder de modo diferente ao AE em comparação a adultos jovens. Gurjão *et al.* (2009) demonstraram reduções significativas na taxa de desenvolvimento de força (TDF) e contração voluntária máxima (CVM) de idosos após a prática de AE. Nenhuma alteração na ativação muscular foi verificada, indicando que alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão podem estar envolvidas.

Embora haja evidência indicando efeito negativo do AE na capacidade de produção de força muscular de idosos, ainda resta determinar o efeito da manipulação de diferentes variáveis relacionadas às rotinas de alongamento no desempenho de diferentes ações musculares (*e.g.* isométricas e dinâmicas). Em adição, o efeito do treinamento de flexibilidade nas respostas agudas da força muscular ao AE tem sido investigado em adultos jovens, porém, ainda resta ser determinado em idosos.

As análises da atividade eletromiográfica (EMG) e da curva força-tempo (Cf-t) isométrica podem trazer importantes informações a respeito das estratégias de ativação neural do SNM e das propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Recentes estudos têm demonstrado que o retardo eletromecânico pode ser afetado pelo AE, uma vez que apresenta relação inversa com a rigidez da unidade músculo-tendão (COSTA *et al.*, 2010). Ao considerar que o alongamento pode levar a redução na rigidez dessa estrutura, a eficiência na transmissão da força muscular nos momentos iniciais da contração pode ser reduzida, alterando o comportamento da TDF (HERDA *et al.*, 2008). Bojsen-Moller *et al.* (2005) demonstraram que 30% da variância total no comportamento da TDF podem ser explicados pelas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Assim, a atividade EMG, o retardo eletromecânico e a TDF podem ser influenciadas caso o AE venha alterar os fatores neurais e mecânicos implícitos no possível déficit de força muscular induzido por alongamento em adultos idosos. Em adição, analisar o efeito agudo do AE no desempenho de múltiplas séries de um exercício de treinamento com pesos, pode apresentar importantes implicações para a prescrição de exercícios físicos em idosos.

1.2 Objetivos e delineamento da tese

A presente tese buscou explorar a interação entre exercícios de AE e o desempenho de diferentes expressões da força muscular (força muscular isométrica máxima e resistência muscular dinâmica) em idosas. Em adição, foi investigado se o treinamento de flexibilidade poderia alterar o comportamento agudo da força muscular após o AE. Para tanto, os capítulos 2, 3 e 4 apresentarão os estudos conduzidos a fim de atender os seguintes objetivos:

Capítulo 2. Analisar o efeito da idade e duas durações de AE (2 repetições de 30 s vs. 4 repetições de 30 s) no comportamento da TDF, CVM, amplitude da atividade EMG, taxa de incremento EMG e retardo eletromecânico dos músculos vastos medial e lateral em diferentes ângulos articulares.

Capítulo 3. Analisar o efeito de oito semanas de treinamento de flexibilidade nas respostas agudas da TDF e CVM após um protocolo de AE em idosas.

Capítulo 4. Analisar o efeito de um protocolo de AE na resistência muscular, volume total do exercício *Leg-Press* e recuperação neuromuscular de idosas.

No **capítulo 5**, são apresentadas a discussão geral e conclusões com base nos resultados dos estudos desenvolvidos.

1.3 Referencial teórico

1.3.1 Efeito agudo do alongamento estático no desempenho do sistema neuromuscular

O aquecimento que precede a prática de exercícios físicos tem sido empregado com objetivo de potencializar o desempenho e reduzir o risco de lesões (BEHM e CHAOUACHI, 2011). As rotinas de aquecimento são tipicamente compostas por: a) exercício aeróbio de baixa intensidade; b) alongamento de músculos específicos envolvidos na atividade subsequente e; c) repetições do gesto motor envolvido na tarefa a ser realizada (YOUNG e BEHM, 2002). O emprego do AE nas rotinas de aquecimento envolve o deslocamento do

membro até a amplitude máxima de movimento articular, determinado pelo ponto de desconforto, e a manutenção da amplitude alcançada por um determinado período de tempo. O principal objetivo do AE nos momentos que precedem a prática de exercícios físicos é aumentar a amplitude de movimento articular, mediada pela redução na rigidez da unidade músculo-tendão e/ou aumento na tolerância ao alongamento, permitindo um padrão de movimento mais livre e reduzindo a incidência de lesão muscular por estiramento (MCHUGH e COSGRAVE, 2010; NAKAMURA *et al.*, 2011; WEPPLER e MAGNUSSON, 2010).

Nas últimas duas décadas, considerável número de trabalhos tem demonstrando que o AE pode ter efeitos negativos no desempenho de diferentes expressões da força muscular, fenômeno comumente conhecido como déficit de força muscular induzido por alongamento (BEHM e CHAOUACHI, 2011; RYAN *et al.*, 2008). Este fenômeno tem sido demonstrado após o emprego de diferentes técnicas de alongamento (estático e facilitação neuromuscular proprioceptiva), podendo apresentar magnitude e duração de respostas bastante variadas (BEHM *et al.*, 2001; FOWLES *et al.*, 2000; POWER *et al.*, 2004; RYAN *et al.*, 2008).

A existência de evidências que apontam para o efeito deletério dos exercícios de alongamento no desempenho neuromuscular levou alguns pesquisadores a sugerir sua retirada das rotinas de aquecimento que precedem a prática de exercícios físicos (CHURCH *et al.*, 2001; CORNWELL *et al.*, 2001). Entretanto, alguns trabalhos não têm demonstrado o efeito negativo dos exercícios de alongamento nas respostas da força muscular (ALPKAYA e KOCEJA, 2007; CRAMER *et al.*, 2007b; MOLACEK *et al.*, 2010). Parte das contradições observadas nos diferentes estudos pode ser parcialmente explicada pela disparidade metodológica quanto à avaliação da força muscular (ex.: exercícios mono e multi-articulares e ângulos articulares avaliados), manipulação das variáveis relacionadas às rotinas de alongamento (ex.: duração do AE) e/ou relacionadas às amostras avaliadas (ex.: idade e

especificidade de treinamento) (BEHM e CHAOUACHI, 2011; McBRIDE *et al.*, 2007; NELSON *et al.*, 2001; ROBBINS e SCHEUERMANN, 2008).

Embora o déficit de força muscular induzido por alongamento seja um fenômeno a considerar durante a prescrição de programas de exercícios físicos, é importante salientar a existência que uma variedade de fatores que podem determinar seu comportamento (BEHM e CHAOUACHI, 2011). Dentre estes fatores, o volume da rotina de AE (tempo de duração do alongamento associado ao número de repetições) é uma importante variável a ser considerada, uma vez que estímulos com maiores volumes podem aumentar a magnitude de decréscimo da força muscular (SIATRAS *et al.*, 2008).

Alguns estudos encontrados na literatura adotaram volumes de AE não condizentes aos volumes empregados em situações práticas, levando ao questionamento de suas validades ecológicas (AVELA *et al.*, 2004; COSTA *et al.*, 2010; FOWLES *et al.*, 2000). Fowles *et al.* (2000), por exemplo, observaram diminuição de 28% no torque dos flexores plantares imediatamente após um protocolo de AE com duração total de aproximadamente 1800 s (13 repetições de 135 s). Segundo observações de Young (2007), as rotinas de AE empregadas em situações práticas de diferentes modalidades esportivas e recreacionais variam entre 30 e 120 s por grupamento muscular. Em adição, o Colégio Americano de Medicina do Esporte (NELSON *et al.*, 2007) tem recomendado, para adultos idosos, volumes de AE entre 30 e 120 s (3 a 4 repetições com durações de 10 a 30 s) nos dias em que atividades aeróbias ou de fortalecimento muscular sejam realizadas.

Neste contexto, Siatras *et al.* (2008) investigaram o efeito de quatro volumes de AE (10, 20, 30 ou 60 s) no pico de torque isométrico e isocinético (60 e 180°/s) dos extensores de joelhos de adultos jovens. Reduções significativas nas diferentes expressões de força muscular foram observadas somente após o emprego das rotinas de AE com 30 e 60 s de duração. O decréscimo no pico de torque isométrico foi mais pronunciado para o AE

realizado com 60 s em comparação ao AE com 30 s (16,0% vs. 8,5%, respectivamente). Ogura *et al.* (2007) também buscaram investigar o efeito do volume de AE (30 s vs. 60 s) no desempenho de força muscular isométrica, porém, nos flexores de joelho de adultos jovens. Os autores reportaram reduções significativas no pico de torque isométrico apenas para a rotina de AE realizada com 60 s de duração, evidenciando o efeito do volume de AE para a ocorrência do déficit de força muscular.

Ryan *et al.* (2008) têm sugerido a existência de uma relação dose-resposta entre a duração do alongamento e a magnitude do déficit de força muscular. Em recente revisão sistemática, Behm e Chaouachi (2011) têm apontado evidências mais sólidas para o comprometimento do desempenho de força muscular quando o tempo total de AE é superior a 90 s. Em contrapartida, quando a duração do AE é inferior a 90 s, parece haver maior variabilidade na ocorrência ou não do déficit de força muscular. Os autores também sugerem que a relação dose-resposta pode ser diferente em relação aos protocolos de avaliação da força muscular. O tamanho do efeito médio de mudança nas respostas de força muscular, tem se mostrado significativamente maior para medidas laboratoriais (ex.: CVM e torque isocinético) em comparação com medidas mais funcionais de desempenho (ex.: saltos e corridas de velocidade). Power *et al.* (2004), por exemplo, investigaram o efeito de uma rotina de AE (volume de 270 s) na CVM dos extensores do joelho e desempenho de salto de sujeitos jovens. A CVM permaneceu significativamente diminuída por um período de 120 minutos (10,4%) e o desempenho de salto não apresentou qualquer alteração.

Embora Behm e Chaouachi (2011) tenham sugerido que durações mais prolongadas de AE (> 90 s) possam comprometer de maneira mais consistente o desempenho neuromuscular, não se pode desprezar as evidências que não têm demonstrado mudança na produção de força muscular, mesmo adotando volumes de AE superiores a 90 s (BEHM *et al.*, 2004; RYAN *et al.*, 2008). Neste contexto, ao considerar as discrepâncias nos resultados de

diferentes estudos, parece prematuro fazer qualquer alteração nas recomendações existentes para a duração do AE nos momentos que precedem o exercício físico, sem que haja uma melhor compreensão dos fatores que influenciam o déficit de força muscular induzido por alongamento.

Redução da força muscular, após a realização de rotinas de AE, também pode ser influenciada pela quantidade de articulações envolvidas na avaliação. McBride *et al.* (2007) investigaram se o AE poderia influenciar alguns parâmetros da Cf-t isométrica (TDF e CVM) em exercícios mono e multiarticulares (extensão de joelho e agachamento, respectivamente). Para tanto, oito adultos jovens realizaram três repetições de 33s de AE para o quadríceps femoral. Para o exercício multiarticular, redução significativa foi observada apenas para a TDF avaliada nos primeiros 400 ms, sem alteração na CVM. Comportamento inverso foi observado para o exercício monoarticular, com a CVM apresentando decréscimos significativos, sem alteração para a TDF. Os autores especulam que a diferença no comportamento da Cf-t isométrica entre os exercícios mono e multiarticulares possa estar relacionado a um possível efeito compensatório da musculatura sinergista não alongada (extensores de quadril). De qualquer forma, essa é uma hipótese que necessita ser melhor investigada.

Alguns autores têm sugerido que o comportamento da força muscular após o emprego do AE pode ser ângulo dependente (HERDA *et al.*, 2008; NELSON *et al.*, 2001). A análise da curva força-ângulo durante uma CVM tem auxiliado no entendimento das alterações mecânicas da unidade músculo-tendão que podem estar relacionadas ao déficit de força muscular induzido pelo alongamento. Segundo Herda *et al.* (2008), o decréscimo na rigidez passiva da unidade músculo-tendão após o AE permitiria maior encurtamento das fibras musculares para um mesmo comprimento muscular. Este fato pode afetar a relação força-comprimento das fibras musculares de forma que, após o AE, a força muscular pode ser

diminuída em comprimentos musculares curtos e incrementada nos comprimentos musculares mais longos. Assim, déficit de força muscular mediado pelo alongamento pode ser somente aparente nos comprimentos musculares mais curtos, mas não em comprimentos correspondentes à ótima produção de força ou maiores.

Nelson *et al.* (2001) investigaram o efeito do AE no déficit de força muscular em cinco diferentes ângulos articulares do joelho (90°, 108°, 126°, 144° e 162°), considerando a extensão total do joelho como 180°. Os autores reportaram redução significativa da CVM somente para o comprimento muscular mais curto (162°). Resultados similares foram reportados por Herda *et al.* (2008). Esses estudos em conjunto sugerem que, atividades que envolvam desempenho de força muscular nas porções finais da amplitude de movimento articular podem ser afetadas de forma mais pronunciada após o emprego do AE.

Avaliações laboratoriais da força e ativação muscular, como o registro simultâneo da Cf-t isométrica e da atividade EMG, podem trazer importantes informações sobre as propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. No entanto, avaliações funcionais de desempenho da força muscular também são importantes para compreender se o AE pode influenciar o desempenho agudo de atividades realizadas em situações práticas. Dentro desse contexto, é comumente recomendado que exercícios de AE sejam realizados antes de exercícios voltados para o fortalecimento muscular, como o treinamento com pesos. Franco *et al.* (2008), por exemplo, demonstraram que a realização de uma manobra de AE, com duração de 40 segundos, reduz o número de repetições possíveis de serem realizadas com cargas submáximas (85% de 1 RM) durante uma única série. Esses achados são corroborados por outros estudos. Barroso *et al.* (2012) buscaram investigar o efeito de diferentes tipos de alongamentos, dentre eles o AE (três repetições de 30 s para os músculos glúteos máximos, quadríceps e posteriores de coxa), no número de repetições total (três séries até a fadiga voluntária a 80% de 1 RM), volume total e força muscular máxima no exercício *Leg-Press*.

Reduções de 20,8% no número de repetições total e de 20,4% no volume total foram reportadas.

Ao analisar o conjunto de informações fornecidas pela literatura, é provável que rotinas de AE possam causar reduções transitórias tanto no desempenho de força muscular isométrica quanto dinâmica, especialmente ao adotar rotinas com maiores volumes.

Se por um lado o AE leva a alterações agudas e transitórias no SNM, que impactam negativamente a produção de força muscular, o emprego crônico do AE pode ser um estímulo que desencadeia mecanismos de adaptações neurais e nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão que permitem aumentar a amplitude de movimento articular e a produção de força muscular. Guissard e Duchateau (2004), por exemplo, realizaram 30 sessões de AE com volume de 600 segundos para os flexores plantares de adultos jovens (quatro exercícios, 5 x 30 s por exercício, frequência semanal de 5 vezes e duração total de seis semanas). Os autores reportaram aumentos de 30,8% na dorsiflexão do tornozelo, com concomitantes reduções na atividade reflexa tônica e na rigidez passiva da unidade músculo-tendão. Em adição, Gajdosik *et al.* (2005) tem reportado aumento na capacidade muscular de absorver e reter a energia elástica passiva com oito semanas de treinamento de flexibilidade. Essas adaptações crônicas aos exercícios de AE podem ter efeito direto no desempenho de força muscular. Kokkonen *et al.* (2007) têm demonstrado aumentos significativos na flexibilidade (17,7%) e na força muscular concêntrica máxima, avaliado pelo teste de uma repetição máxima (1 RM) para os extensores (32,4%) e flexores (30,4%) de joelho de adultos jovens após 10 semanas de AE.

Behm *et al.* (2006) tem sugerido que as alterações decorrentes do treinamento de flexibilidade nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão pode modificar o comportamento do déficit de força muscular mediado pelo AE. Os autores submeteram indivíduos jovens a um programa de treinamento da flexibilidade e os achados do estudo não confirmaram essa hipótese. O treinamento empregado não influenciou na magnitude do

déficit agudo do desempenho de força muscular mediado pelo AE. Embora esse estudo contribua para o entendimento dos efeitos agudos e crônicos dos exercícios de AE no desempenho de força muscular, diferenças relacionadas a idade não permite a extrapolação desses resultados para a população idosas.

Até o presente momento, poucos trabalhos buscaram verificar possíveis influências relacionadas às características da população estudada no comportamento do déficit de força mediado por AE (ex.: idade e especificidade de treinamento). Ao analisar a literatura, a maior parte dos estudos investigou sujeitos em idade universitária. Apenas três trabalhos foram encontrados envolvendo adultos de meia idade ou idosos (GURJÃO *et al.*, 2009; GURJÃO *et al.*, 2010; HANDRAKIS *et al.*, 2010).

Handrakis *et al.* (2010) investigaram o efeito do AE no equilíbrio e desempenho de salto em 10 adultos (seis homens e quatro mulheres) de meia idade (40 a 60 anos). A rotina de AE possuía volume de 90 s (três repetições de 30 s) e envolvia cinco grupos musculares (lombar e membros inferiores). O AE promoveu melhora no índice de estabilidade dinâmica (equilíbrio), sem comprometimento no desempenho de salto. Os autores sugerem que o efeito positivo do AE no equilíbrio possa ser resultado de um *feedback* aumentado para o sistema nervoso central (órgãos tendinosos de Golgi e fusos musculares) e de uma unidade músculo-tendão mais complacente, na condição pós-alongamento.

Conforme citado anteriormente, a possibilidade de redução na rigidez da unidade músculo-tendão após a realização de AE é um dos principais mecanismos associados ao déficit de força muscular induzido pelo alongamento. O processo de envelhecimento está associado a modificações estruturais da unidade músculo-tendão, tornando-a mais complacente (NARICI e MAGANARIS, 2007). Segundo Behm *et al.* (2006) uma unidade músculo-tendão mais complacente pode ser mais tolerante a tensão exercida pelo AE, o que poderia afetar o comportamento de um possível déficit de força muscular em adultos idosos

(GURJÃO *et al.*, 2009). Por outro lado, Carroll *et al.* (2008) não tem demonstrado qualquer efeito relacionado a idade nas propriedades mecânicas do tendão patelar de jovens e idosos. Essa contradição entre os estudos aumentam a dificuldade no entendimento sobre os efeitos do AE no desempenho de força de idosos, uma vez que nem todos os idosos podem apresentar propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão similares.

Gurjão *et al.* (2009) investigaram o efeito do AE na ativação muscular dos extensores de joelho (vastos medial e lateral) e em diferentes parâmetros da Cf-t isométrica (TDF e CVM) de idosos. A avaliação da força muscular foi realizada em exercício multiarticular (*Leg-Press* horizontal). O protocolo de AE foi constituído por cinco exercícios para membros inferiores, realizados com três repetições de 30 s cada. Reduções significativas foram observadas para a TDF pico e a CVM (-14,1% e -7,6%; respectivamente) após o AE quando comparadas a condição controle. Nenhuma alteração na ativação muscular foi verificada. A redução na TDF pico e na CVM, sem alterações concomitantes na ativação muscular, sugere que a queda no desempenho de força muscular pode estar relacionada ao aumento na complacência da unidade músculo-tendão. Essa hipótese parece justificada à medida que, o possível incremento da complacência da unidade músculo-tendão, aumentaria o tempo necessário para o alongamento dessa estrutura durante a produção de força muscular. Assim, no início do desenvolvimento da força muscular, o tendão teria menor capacidade para transmitir rapidamente a tensão gerada pelo músculo para o osso, afetando diretamente o comportamento da TDF pico. Em adição, o aumento na complacência de unidade músculo-tendão também poderia gerar alteração na relação força-comprimento muscular, afetando negativamente a CVM.

Gurjão *et al.* (2010) buscaram investigar o possível padrão temporal de modificação na força muscular induzido por AE, em idosos. A TDF e CVM foram avaliadas em exercício multiarticular (*Leg-Press* horizontal) em duas diferentes condições (alongamento e controle),

por um período de tempo de 30 minutos (pós-tratamento; 10; 20 e 30 minutos). O protocolo de AE consistiu de três repetições de 30 s apenas para os extensores de joelho. Diferentemente dos resultados obtidos por Gurjão *et al.* (2009), nenhuma modificação atribuível a rotina de AE empregada foram observadas para a TDF e CVM (interação condição vs. momento não significativa). Embora o estudo apresente achados relevantes, indicando a possibilidade de idosas também não apresentarem comprometimento da força muscular após o a realização de AE, não se pode desprezar o possível efeito da quantidade de grupos musculares alongados. A principal diferença entre os estudos é que Gurjão *et al.* (2009) alongaram vários grupos musculares. Ao considerar que o desempenho de força muscular em exercícios multiarticulares também depende da ação de outros grupos musculares, a diferença na quantidade de grupos musculares alongados entre os estudos pode explicar os resultados conflitantes. No entanto, esta é uma hipótese que necessita ser melhor investigada.

As diferentes expressões da força muscular e a flexibilidade são essenciais para a realização das atividades da vida diária de adultos idosos e o treinamento de ambos os componentes tem sido amplamente recomendado (ACSM *et al.*, 2009; GARBER *et al.*, 2011). Ao considerar os achados dos estudos conduzidos em idosas, fica evidente a necessidade de outras investigações que busquem compreender os efeitos transitórios do AE no desempenho neuromuscular em tal segmento populacional. Os resultados de novas investigações podem auxiliar na melhora das recomendações para a prescrição de exercícios de força muscular e flexibilidade concomitantemente.

CAPÍTULO 2

Manipulação do volume de alongamento estático no desempenho neuromuscular de mulheres jovens e idosas

2.1 Introdução

O efeito agudo do AE no desempenho do SNM tem sido alvo de inúmeras investigações nas últimas duas décadas. Considerável corpo de evidência tem demonstrado que o AE pode induzir ao decréscimo transitório no desempenho de força muscular isométrico e dinâmico (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012). Na contramão desses achados, alguns trabalhos não tem demonstrado qualquer alteração no desempenho do SNM (CANNAVAN *et al.*, 2012; GURJÃO *et al.*, 2010; HANDRAKIS *et al.*, 2010). A existência de uma relação dose-resposta entre a duração total do AE e o déficit de força muscular pode explicar parcialmente as discrepâncias observadas entre os estudos (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012; RYAN *et al.*, 2008).

Recentes revisões sistemáticas têm encontrado que durações de AE superiores a 60 segundos aumentam a possibilidade de induzir efeitos adversos na produção de força muscular de adultos jovens (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012; SIMIC *et al.*, 2012). Em adição, a magnitude de redução da força muscular também se relaciona com a duração total do AE (KAY e BLAZEVIK, 2012). Alterações agudas na ativação muscular e nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão tem sido alguns dos mecanismos propostos para redução da força muscular mediado pelo AE (FOWLES *et al.*, 2000; MIZUNO *et al.*, 2011). Ryan *et al.* (2008), por exemplo, encontraram que o decréscimo da rigidez da unidade músculo-tendão retorna mais rapidamente aos valores de linha de base ao comparar o efeito de 120 segundos de AE com durações maiores (240 e 480 segundos). O decréscimo da rigidez da unidade músculo-tendão pode aumentar o retardo eletromecânico, alterar a relação força-comprimento muscular e diminuir a eficácia da transmissão das forças contráteis ao esqueleto, levando a mudanças na curva força-ângulo e decréscimos na TDF (COSTA *et al.*, 2010; GURJÃO *et al.*, 2009; WEIR *et al.*, 2005).

Embora a duração total do estímulo seja uma importante variável na compreensão do déficit de força muscular mediado pelo AE, o efeito das mudanças fisiológicas associadas ao envelhecimento ainda permanece incerto. Importantes alterações neurais e nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão têm sido reportadas ao comparar adultos jovens e idosos (AAGAARD *et al.*, 2010; GOBLE *et al.*, 2009; KLASS *et al.*, 2008; ONAMBELE *et al.*, 2006). Estas alterações interferem no comportamento do sistema proprioceptivo e na produção de força muscular, dificultando a extrapolação dos resultados observados até o presente momento para a população idosa.

Estudos investigando o efeito do AE no desempenho de adultos de meia idade e idosos são escassos e contraditórios (BEHM *et al.*, 2011; GONÇALVES *et al.*, 2012; GURJÃO *et al.*, 2009; HANDRAKIS *et al.*, 2010). Gurjão *et al.* (2009) foram os primeiros a demonstrar que idosas podem experimentar reduções significativas na TDF pico e CVM ao serem submetidas a cinco exercícios de AE (3 x 30 segundos) para membros inferiores. Entretanto, Gonçalves *et al.* (2012) submeteram o quadríceps femoral de idosas a três repetições de 30 segundos de AE e nenhuma alteração no desempenho de força isométrica foi observada durante avaliações mono e multiarticulares. Diferenças nos grupos musculares avaliados e na quantidade de exercícios de AE utilizados entre os estudos podem explicar parcialmente os resultados contraditórios observados. Assim, novos trabalhos que busquem investigar o papel da idade e da manipulação de diferentes variáveis relacionadas ao AE no desempenho do SNM podem auxiliar no delineamento de programas de exercícios físicos voltados para idosos.

O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito da idade e do volume de AE (2 x 30 s vs. 4 x de 30 s) no comportamento da TDF, CVM, amplitude da atividade EMG, taxa de incremento EMG e retardo eletromecânico dos músculos vastos medial e lateral em diferentes ângulos articulares. Nossas hipóteses são que o protocolo de AE com maior duração

promoverá reduções no desempenho de força isométrica no ângulo de menor comprimento muscular, sem alterações nas variáveis EMG, em ambas as faixas etárias.

2.2 Materiais e métodos

2.2.1 Participantes

Participaram deste estudo 31 mulheres: 16 jovens (idade: $22,0 \pm 2,8$ anos; massa corporal: $58,6 \pm 5,6$ kg; estatura: $163,1 \pm 7,1$ cm; índice de massa corporal: $22,1 \pm 3,0$ kg/m²) e 15 idosas (idade: $66,7 \pm 5,5$ anos; massa corporal: $71,7 \pm 12,7$ kg; estatura: $157,9 \pm 6,7$ cm; índice de massa corporal: $28,8 \pm 5,3$ kg/m²). As voluntárias jovens eram universitárias de diferentes cursos de graduação e participavam ocasionalmente de atividades esportivas (< 2 vezes por semana). As voluntárias idosas possuíam experiência em exercícios de AE (oito semanas de treinamento, oito exercícios envolvendo diferentes articulações, três vezes por semana), porém, estavam afastadas do treinamento por 16 semanas e não realizaram qualquer outro programa de treinamento físico. As participantes não relataram distúrbios musculoesqueléticos e/ou neurológicos recentes (últimos três meses) e não apresentavam limitações cardiovasculares absolutas a prática de exercícios físicos. Após receberem informações verbais a respeito dos procedimentos os quais seriam submetidas, as participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – IB – Universidade Estadual Paulista – Campus de Rio Claro (protocolo nº 1362 – ANEXO 1) e os procedimentos foram realizados de acordo com as diretrizes de Helsink.

2.2.2 Delineamento experimental

Foi adotado delineamento com medidas repetidas, na qual as participantes serviram como seus próprios controles, para verificar o efeito de diferentes durações de AE no desempenho neuromuscular de mulheres jovens e idosas. As participantes compareceram ao

laboratório em seis ocasiões (intervaladas por no mínimo 24 horas). As três primeiras visitas foram destinadas as familiarizações referentes ao teste de força isométrica máxima dos extensores de joelhos em diferentes ângulos, aos procedimentos adotados no protocolo de AE, determinação dos locais de fixação dos eletrodos para o registro da atividade EMG (vastos medial e lateral) e mensurações antropométricas (massa corporal e estatura). Nas três visitas subsequentes, o esforço isométrico máximo e atividade EMG foram registrados após as participantes serem submetidas a uma de três condições experimentais: Controle e AE dos extensores do joelho com durações totais de 60 e 120 segundos (AE60 e AE120, respectivamente). Para a condição controle, as participantes permaneceram repousadas em decúbito ventral sobre uma maca. A ordem das condições experimentais foi aleatorizada. Todas as avaliações foram realizadas na mesma hora do dia com objetivo de minimizar as possíveis variações circadianas no comportamento da força muscular. As participantes foram orientadas a não realizarem atividades físicas intensas nas 24 horas precedentes as avaliações. A figura 2.1 apresenta esquematicamente o delineamento experimental.

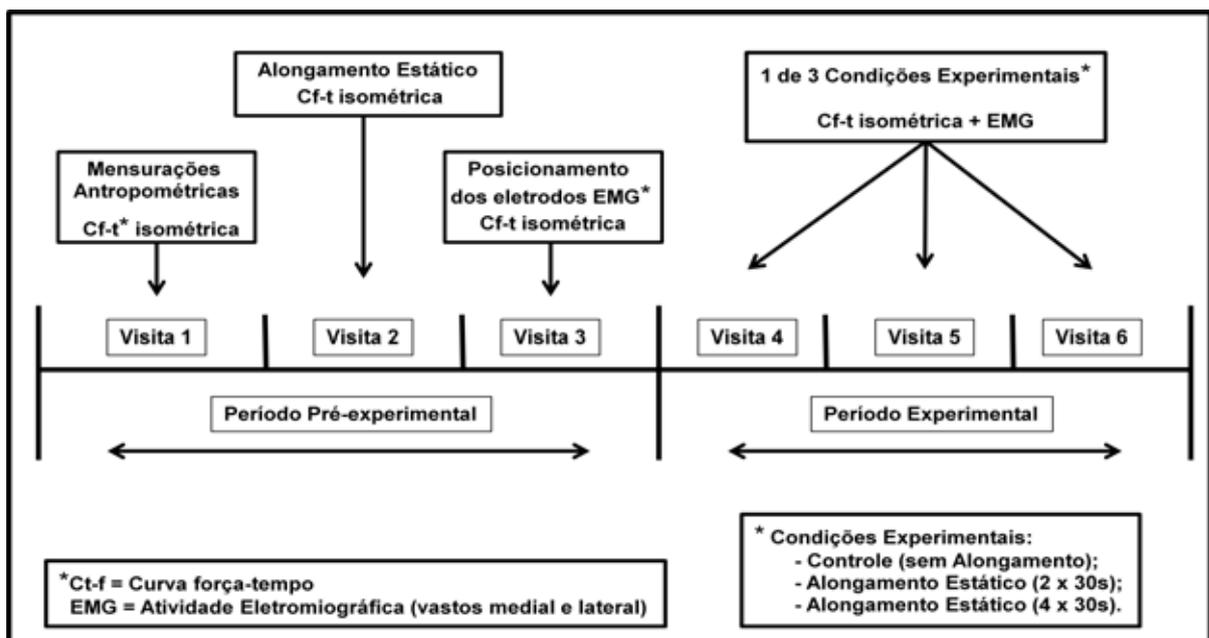


Figura 2.1. Delineamento experimental.

2.2.3 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal

Todas as participantes foram previamente familiarizadas ao teste de força isométrica máxima ao longo de três dias (WALLERSTEIN *et al.*, 2010). O esforço isométrico máximo de extensão de joelho, em diferentes ângulos, foi avaliado por meio de um transdutor de força (modelo 5000 N, EMG SystemTM, São José dos Campos, SP, Brasil) fixado em uma cadeira sob medida rígida e ligado perpendicularmente ao braço de alavanca por correntes metálicas. As participantes foram firmemente posicionadas sobre o assento do equipamento, com suporte para as costas, por meio de uma cinta inelástica ao redor do quadril. O joelho e quadril foram flexionados a 90° com auxílio de um goniômetro manual e centro articular do joelho foi visualmente alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro (COUPPÉ *et al.*, 2009; KUBO *et al.*, 2010). O braço de alavanca foi posicionado logo acima do maléolo lateral e o tornozelo foi firmemente ligado ao braço almofadado por uma cinta. Uma proteção adicional no tornozelo (caneleira) foi utilizada para prevenir possíveis desconfortos nas participantes. Um eletrogoniômetro (EMG SystemTM, São José dos Campos, SP, Brasil) fixado no eixo de rotação do dinamômetro foi usado para determinar os ângulos de 50, 70 e 90° (extensão total = 0°). Para todos os ângulos avaliados, a linha de tração do transdutor de força foi ajustada para formar um ângulo de 90° com o braço de alavanca do dinamômetro. O posicionamento das participantes em cada ângulo foi registrado e utilizado em todas as condições experimentais. Nos momentos que precediam o início do teste, as participantes foram instruídas a alcançar o esforço isométrico máximo “tão rápido quanto possível” e sustentá-lo por três segundos. Duas tentativas consecutivas foram realizadas para cada ângulo. O intervalo de recuperação entre as tentativas e ângulos foi de um e dois minutos, respectivamente. Para as análises estatísticas foi adotada a média das duas tentativas. A ordem dos ângulos foi randomizada na tentativa de evitar efeitos sistemáticos. As participantes foram encorajadas verbalmente a realizarem seus esforços máximos e *feedback* visual do

desempenho da força muscular foi ofertado. O coeficiente de correlação intraclasse para a CVM e TDF pico foram 0,94 e 0,84; respectivamente (GURJÃO *et al.*, 2009).

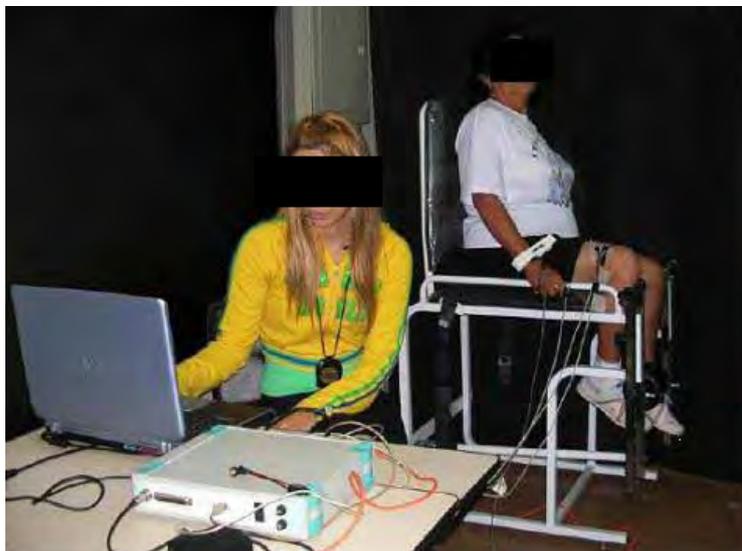


Figura 2.2. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica para extensão do joelho.

A aquisição do sinal proveniente do transdutor de força foi realizada por meio de um amplificador de sinais analógicos (modelo CS 800 AFTM, EMG systemTM, SP, Brasil) com frequência de amostragem de 2000 Hz e sincronizada com o registro da atividade EMG. O sinal obtido pelo amplificador foi armazenado em disco rígido e analisado posteriormente *off-line*. Como primeiro procedimento, o sinal bruto do transdutor de força foi digitalmente filtrado por um filtro passa-baixa Butterworth de segunda-ordem, zero-lag e frequência de corte de 25 Hz. O início da contração foi definido como o instante de tempo no qual o valor de tensão mensurada excedeu 7,5 N acima da linha de base (AAGAARD *et al.*, 2002). A TDF foi determinada como a inclinação da reta de regressão linear entre os valores de tensão e os instantes de tempo correspondentes a 30, 50, 100 e 200 ms relativos ao início da contração (LAROCHE *et al.*, 2008). A TDF pico foi determinada pelo teste da primeira derivada do sinal do transdutor de força (KLASS *et al.*, 2008). A CVM foi considerada como o maior valor registrado dentro da janela de um segundo a partir da estabilização da força muscular (quando a derivada cruza o zero). As figuras 2.2 e 2.3 apresentam a avaliação da curva força-

tempo tempo isométrica para extensão do joelho e o processamento do sinal proveniente do transdutor de força, respectivamente.

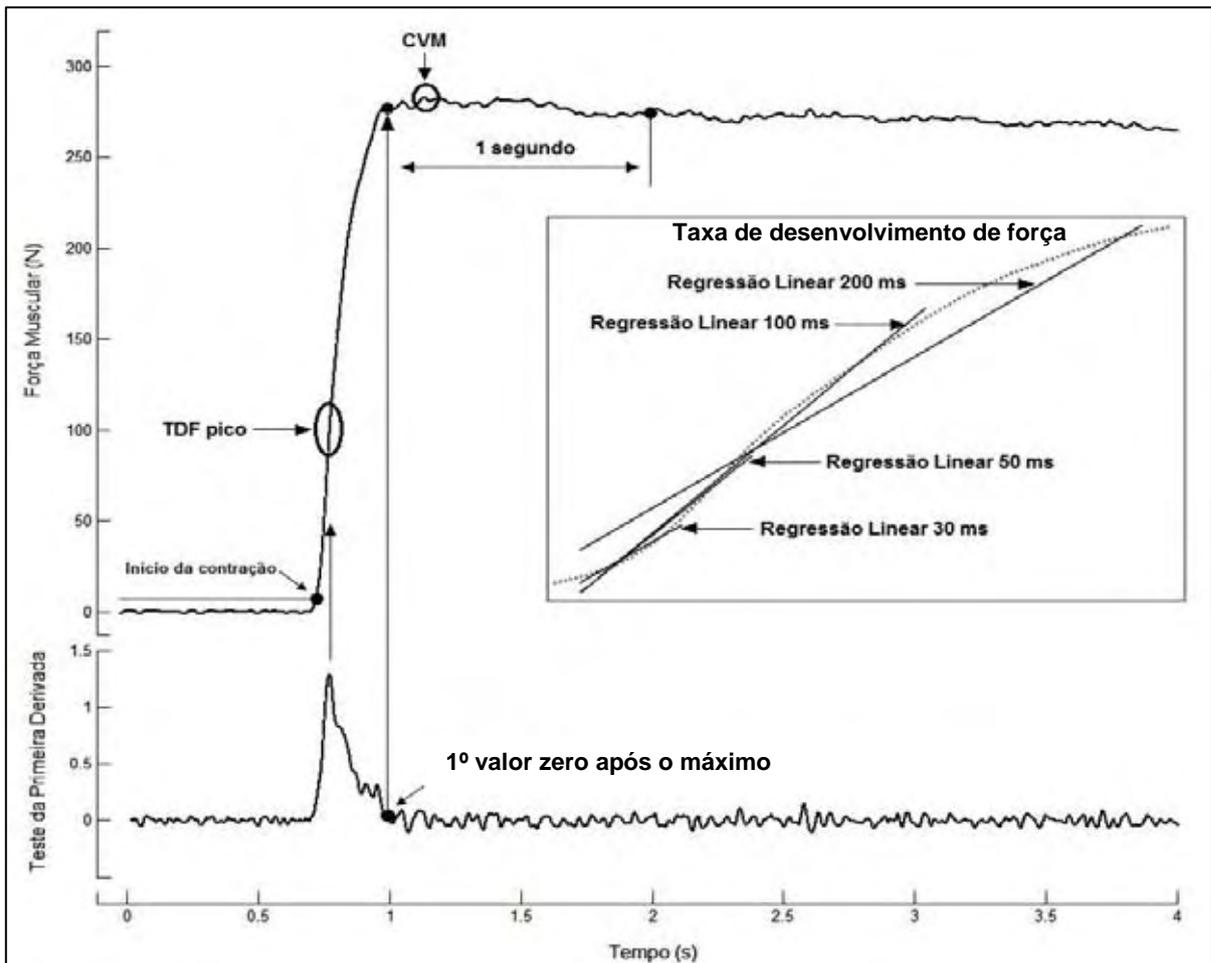


Figura 2.3. Representação esquemática referente ao processamento do sinal proveniente do transdutor de força.

2.2.4 Registro da atividade eletromiográfica e processamento do sinal

A atividade EMG foi registrada de forma sincronizada com o sinal do transdutor de força por meio de um amplificador de sinais analógicos (modelo CS 800 AFTM, EMG systemTM, SP, Brasil), consistindo de um condicionador de sinal com filtro passa banda com frequências de corte entre 20 e 500 Hz, ganho de amplificação de 1000x e modo de rejeição comum > 120dB. Uma placa conversora A/D com 12 bits de resolução foi utilizada para converter os sinais analógicos para digital, com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal e amplitude de entrada de 5 mV. A atividade EMG de superfície do quadríceps

femoral (vastos medial e lateral) foi captada por meio de eletrodos circulares (prata/cloreto de prata), com área de captação de 10 mm e distância centro a centro inter-eletrodos de 23 mm. Com objetivo de diminuir a impedância da pele, os locais de fixação dos eletrodos foram cuidadosamente preparados, sendo realizada a abrasão e limpeza com álcool. Além desses procedimentos, foi aplicada sobre a superfície dos eletrodos uma camada de gel eletrolítico. O posicionamento de cada eletrodo sobre os pontos anatômicos seguiu as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (Hermens *et al.*, 2000) e os locais foram marcados por meio de uma caneta sobre a pele na tentativa de assegurar a recolocação dos eletrodos nos mesmos locais para os diferentes dias de avaliações. O eletrodo de referência foi colocado sobre a tuberosidade da tíbia.

A amplitude da atividade EMG de ambos os vastos foi obtida por meio da raiz quadrada da média dos quadrados (RMS) dentro da janela de um segundo utilizada para determinar a CVM e para os instantes de tempo referentes a TDF (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms). A taxa de incremento EMG ($\Delta\text{EMG}/\Delta\text{Tempo}$) foi calculada a partir do envoltório linear do sinal EMG nos instantes de tempo entre 0-30, 0-50 e 0-75 ms referentes ao início da atividade EMG. O envoltório linear foi obtido por meio de um filtro passa baixa Butterworth de segunda ordem e frequência de corte de 30 Hz. O início da atividade EMG foi determinado quando os valores EMG ultrapassaram 15 uV acima da média do ruído de base (RISTANIS *et al.*, 2011). O retardo eletromecânico foi calculado como a diferença de tempo entre o início da atividade EMG e o início da contração. A figura 2.3 apresenta esquematicamente o processamento da atividade EMG.

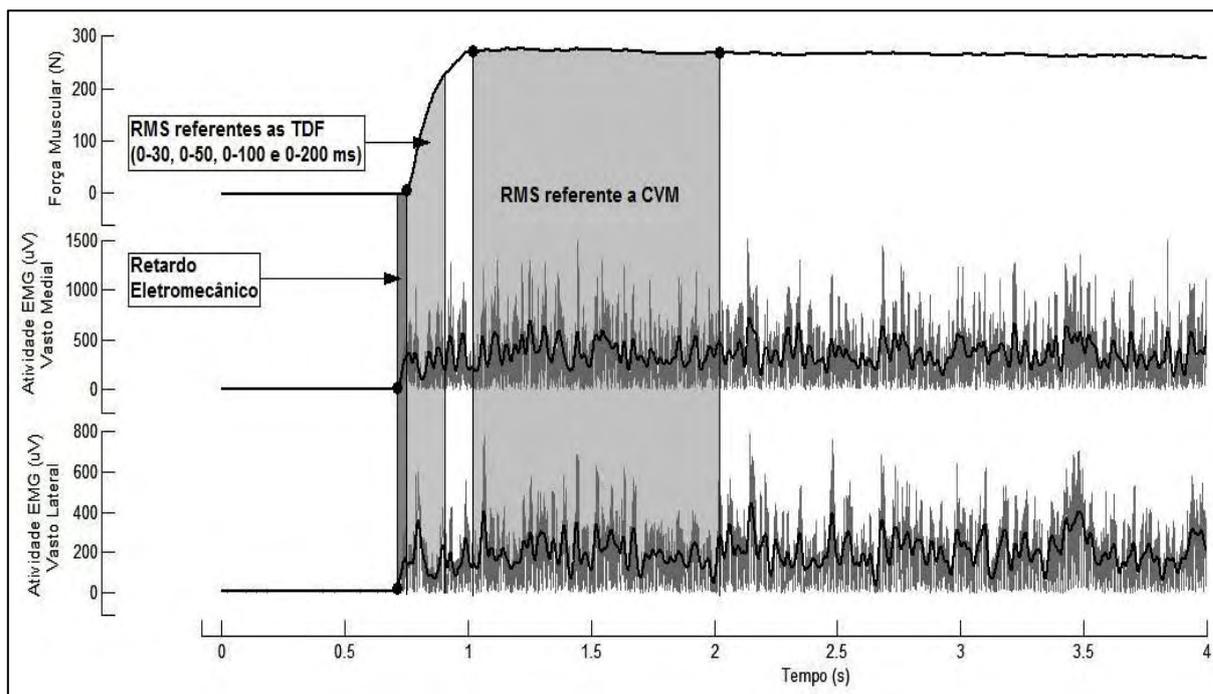


Figura 2.4. Representação esquemática do processamento da atividade eletromiográfica e retardo eletromecânico.

2.2.5 Protocolo de alongamento estático

As participantes foram submetidas a dois diferentes volumes de AE para os extensores do joelho: duas repetições de 30 segundos (AE60) e quatro repetições de 30 segundos (AE120). Em decúbito ventral sobre uma maca, o joelho dominante da cada participante foi lentamente flexionado pelo pesquisador na tentativa de levar o calcanhar em direção ao glúteo. Para ambos os protocolos, o intervalo de recuperação entre as repetições foi de 30 segundos. Durante visita prévia, todas as participantes foram familiarizadas aos procedimentos adotados durante o AE. A amplitude de movimento articular atingida no momento em que a participante relatou o início da sensação de dor (ponto de desconforto) foi considerada o limite máximo tolerado. Em estudo piloto realizado previamente, o volume de 120 de AE é capaz de promover aumento médio de $6 \pm 2,6^\circ$ (t pareado = -7,97; $p < 0,01$; $n = 12$) na amplitude de flexão de joelho (flexímetro).

2.2.6 Tratamento estatístico

Inicialmente, a normalidade da distribuição dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk, seguido de procedimentos descritivos. A homogeneidade de variância e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Levene e Mauchly. Correção de Greenhouse-Geisser foi utilizada quando necessário. Análise de variância (ANOVA) three-way para medidas repetidas, apresentando como fatores Condição (AE60, AE120 e Controle), Idade (Jovens e Idosas) e Ângulo (50, 70 e 90°), foi utilizada para verificar o efeito do AE na TDF, CVM, taxa de incremento EMG, amplitude da atividade EMG e retardo mecânico dos vastos medial e lateral através das condições. O teste *post-hoc* de Bonferroni foi empregado para analisar efeitos principais ou interações significativas. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. As informações foram processadas no pacote computacional SPSS, versão 17.0. O cálculo do tamanho da amostra ($n = 18$) foi obtido por meio pacote computacional G*Power versão 3.0.1, com α de 95%, poder de 80%, efeito do tamanho para o F de 0,5.

2.3 Resultados

Nenhum efeito principal de Condição ou interações Condição x Ângulo e Condição x Ângulo x Idade significativos foram observados para a CVM e TDFP, indicando nenhuma influência dos dois volumes de AE nas variáveis testadas entre jovens e idosas (tabela 2.1). A amplitude da atividade EMG de ambos os vastos durante a CVM também não foi alterada (tabela 2.2). Os protocolos de AE não promoveram alterações significativas nas TDF em diferentes instantes de tempo e na amplitude da atividade EMG correspondentes para os vastos medial e lateral (figuras 2.5, 2.6 e 2.7; respectivamente), conforme indicado pelas interações Condição x Ângulo e Condição x Ângulo x Idade não significativas.

Tabela 2.1. Contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) de mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15), para diferentes ângulos da articulação do joelho, em três condições experimentais: controle e após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2 x 30 s e 4 x 30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão.

	CVM (N)			TDFP (N.s ⁻¹)		
	Controle	AE60	AE120	Controle	AE60	AE120
Ângulo 50°						
Jovens	404,9 ± 73,9	384,5 ± 95,3	394,7 ± 59,9	3035,9 ± 1097,3	3108,9 ± 1060,9	3165,1 ± 701,0
Idosas	302,3 ± 100,5	309,3 ± 86,0	291,6 ± 82,2	1607,7 ± 540,4	1676,3 ± 542,6	1583,8 ± 487,6
Ângulo 70°						
Jovens	347,4 ± 69,5	335,6 ± 78,4	365,9 ± 74,6	2665,3 ± 722,1	2503,7 ± 713,5	2786,0 ± 763,9
Idosas	256,0 ± 99,1	253,8 ± 87,8	245,1 ± 76,5	1493,7 ± 471,8	1375,7 ± 448,7	1469,5 ± 536,6
Ângulo 90°						
Jovens	292,0 ± 52,3	283,4 ± 51,2	303,1 ± 43,8	2344,1 ± 637,8	2275,3 ± 563,6	2554,8 ± 728,4
Idosas	232,9 ± 89,6	221,0 ± 81,5	225,3 ± 82,9	1321,0 ± 387,8	1381,4 ± 578,2	1306,2 ± 356,0
Efeitos ANOVA	F	P		F	P	
Three-way (CVM)				Three-way (TDFP)		
Idade	13,864	< 0,01		Idade	50,226	< 0,01
Condição	0,330	0,72		Condição	0,330	0,72
Condição x Idade	0,887	0,421		Condição x Idade	0,602	0,55
Ângulo	70,495	< 0,01		Ângulo	38,084	< 0,01
Ângulo x Idade	2,643	0,08		Ângulo x Idade	6,963	< 0,01
Condição x Ângulo	1,050	0,39		Condição x Ângulo	1,194	0,32
Condição x				Condição x		
Ângulo x Idade	1,117	0,35		Ângulo x Idade	0,241	0,92

Tabela 2.2. Amplitude eletromiográfica (*root mean square* – RMS) durante a CVM para os vastos medial e lateral de mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15), em diferentes ângulos da articulação do joelho, nas condições experimentais controle e após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2 x 30 s e 4 x 30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão.

	Vasto Medial RMS (uV)			Vasto Lateral RMS (uV)		
	Controle	AE60	AE120	Controle	AE60	AE120
Ângulo 50°						
Jovens	318,1 ± 112,2	307,4 ± 161,1	317,5 ± 136,5	214,9 ± 68,6	205,4 ± 103,7	207,1 ± 81,4
Idosas	179,1 ± 93,1	160,6 ± 68,6	176,4 ± 73,9	130,5 ± 82,6	122,1 ± 53,0	127,1 ± 60,5
Ângulo 70°						
Jovens	406,5 ± 161,4	360,4 ± 161,4	408,8 ± 193,6	264,0 ± 95,1	238,4 ± 91,4	261,0 ± 112,2
Idosas	196,6 ± 79,2	195,2 ± 78,6	196,1 ± 78,6	150,2 ± 76,2	153,4 ± 85,0	162,5 ± 77,4
Ângulo 90°						
Jovens	415,3 ± 221,1	392,7 ± 213,4	447,9 ± 252,8	271,5 ± 122,0	248,6 ± 137,4	279,3 ± 126,1
Idosas	218,8 ± 95,6	210,3 ± 94,7	218,5 ± 90,7	165,0 ± 77,2	156,0 ± 75,6	167,3 ± 84,7
Efeitos ANOVA	F	p		Efeitos ANOVA	F	p
Three-way				Three-way		
Idade	12,268	< 0,01		Idade	8,173	< 0,01
Condição	1,669	0,20		Condição	2,946	0,06
Condição x Idade	0,625	0,54		Condição x Idade	0,749	0,48
Ângulo	7,707	< 0,01		Ângulo	9,694	< 0,01
Ângulo x Idade	1,476	0,24		Ângulo x Idade	0,492	0,615
Condição x Ângulo	0,355	0,84		Condição x Ângulo	0,599	0,664
Condição x Ângulo x Idade	0,832	0,51		Condição x Ângulo x Idade	0,498	0,737

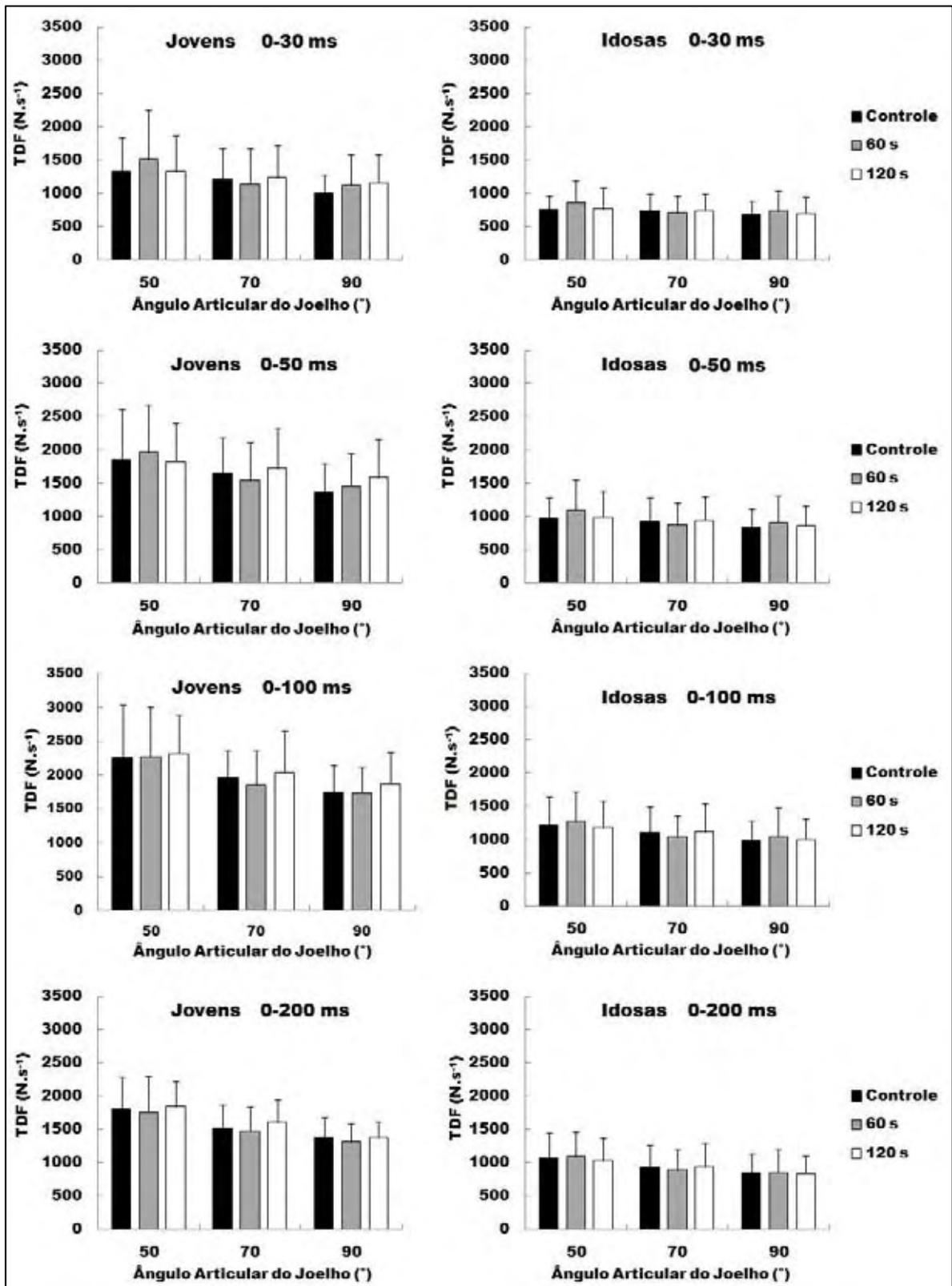


Figura 2.5. Taxa de desenvolvimento de força (TDF) em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores em média e desvio-padrão.

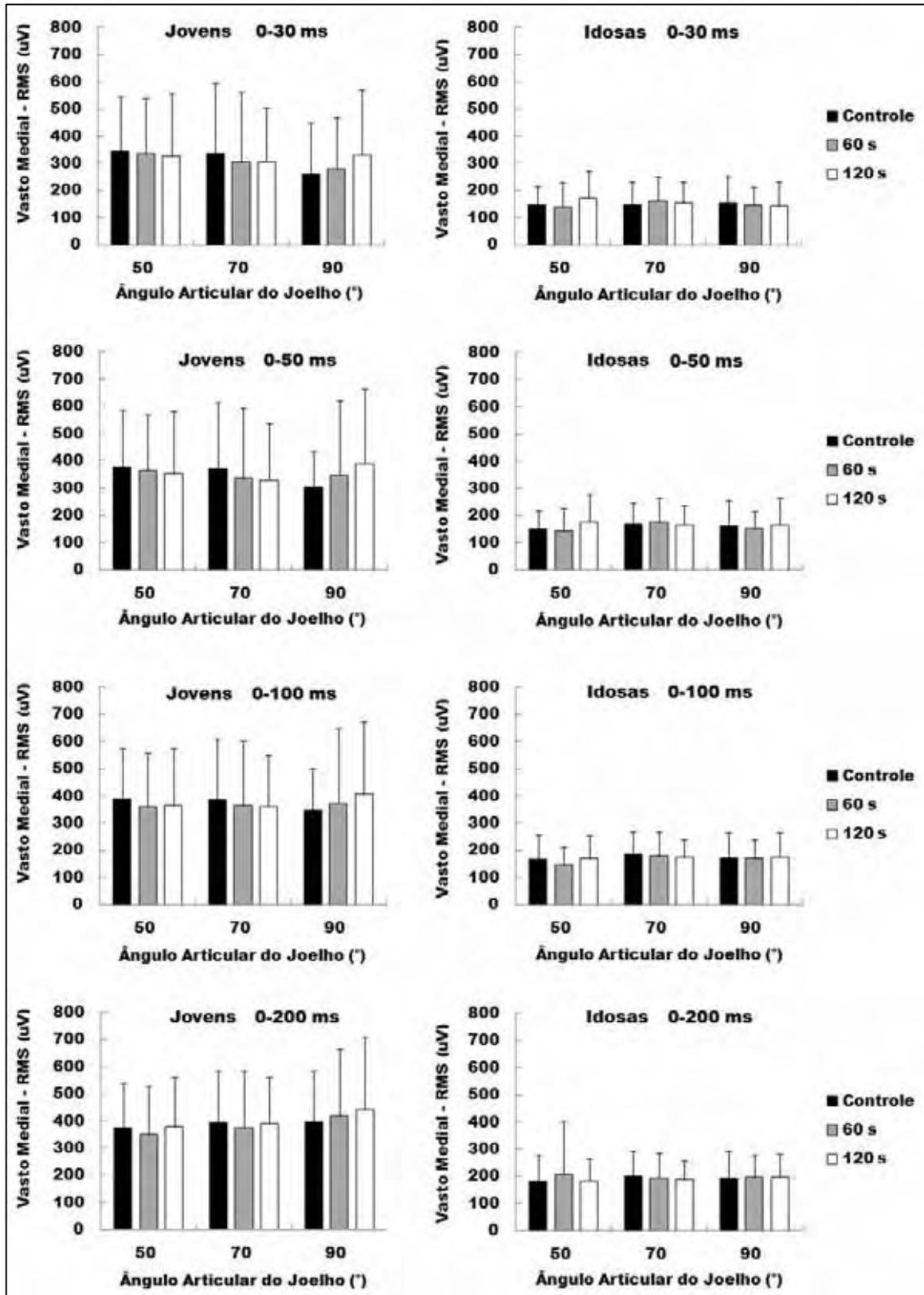


Figura 2.6. Amplitude eletromiográfica (*Root Mean Square* – RMS) do vasto medial correspondentes as taxas de desenvolvimento de força, em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores em média e desvio-padrão.

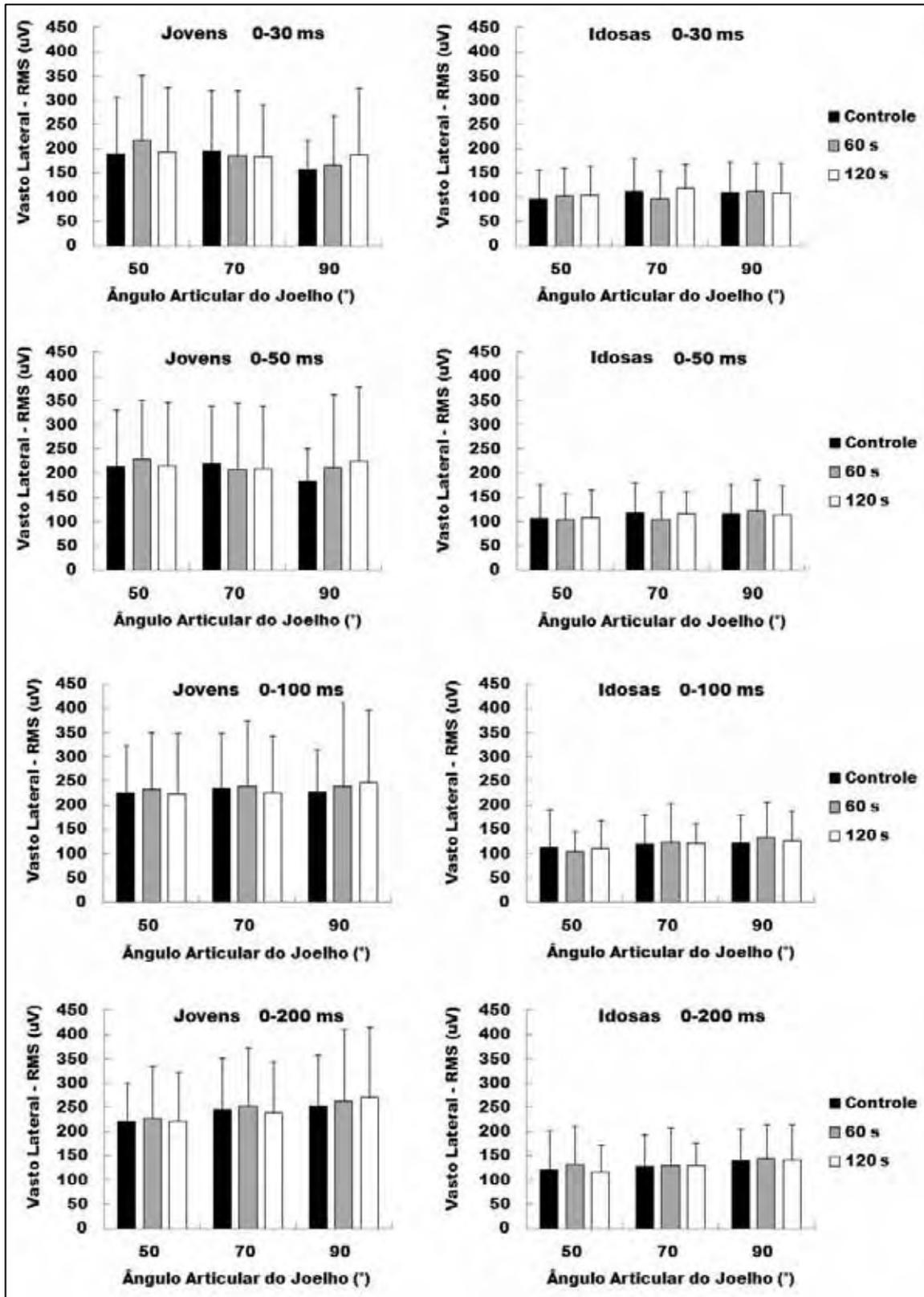


Figura 2.7. Amplitude eletromiográfica (*Root Mean Square* – RMS) do vasto lateral correspondentes as taxas de desenvolvimento de força, em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens ($n = 16$) e idosas ($n = 15$). Valores em média e desvio-padrão.

A taxa de incremento EMG para ambos os vastos não foram significativamente modificados pelas diferentes condições entre ângulos e idades (interações Condição x Ângulo e Condição x Ângulo x Idade não significativas – figuras 2.8 e 2.10). Similar à taxa de incremento EMG, o retardo eletromecânico de ambos os vastos, em diferentes ângulos, não foram alterados pelos protocolos de alongamento ao comparar jovens e idosas (figura 2.9).

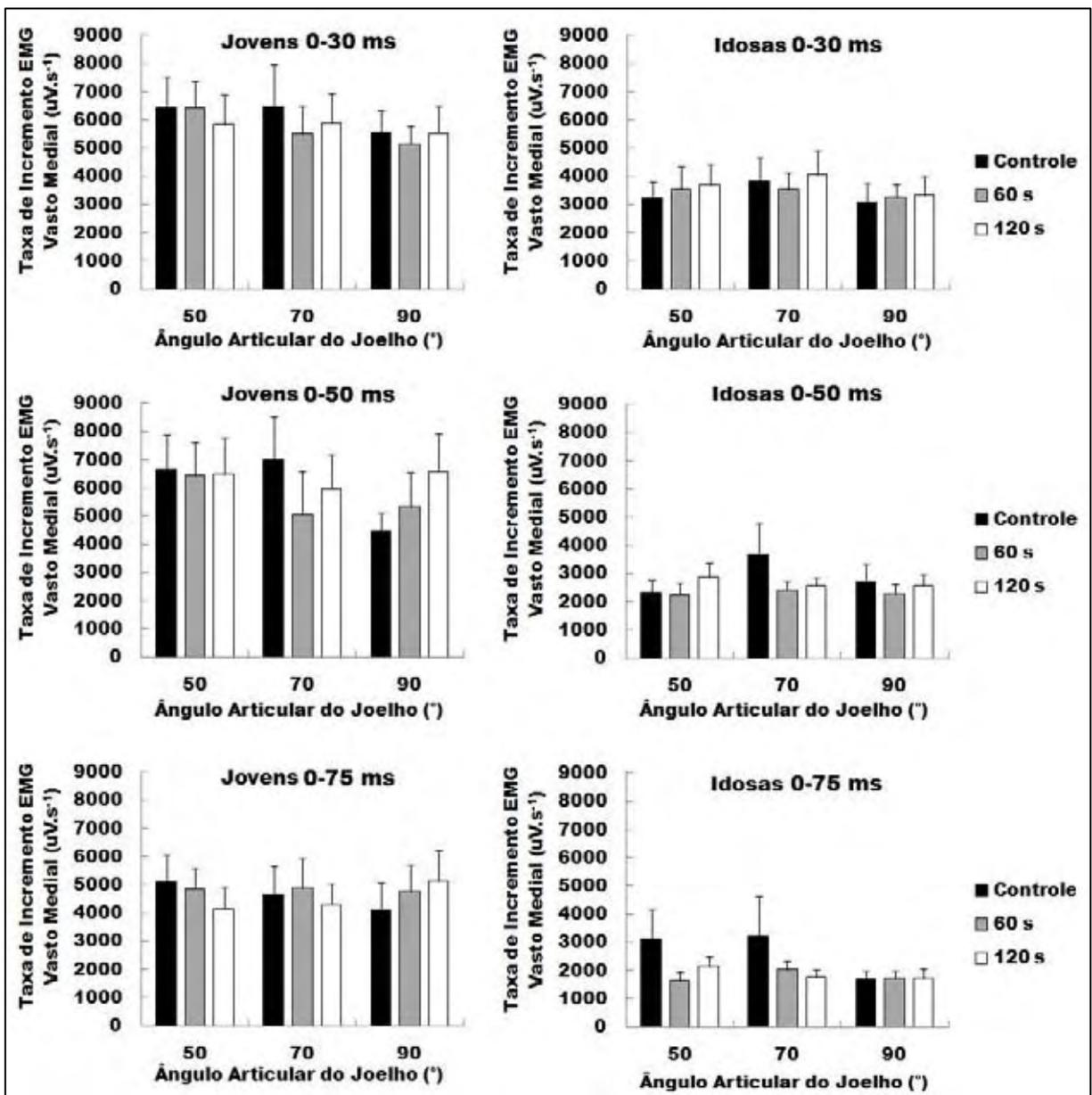


Figura 2.8. Taxa de incremento eletromiográfico (EMG) para o vasto medial em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores em média e desvio-padrão.

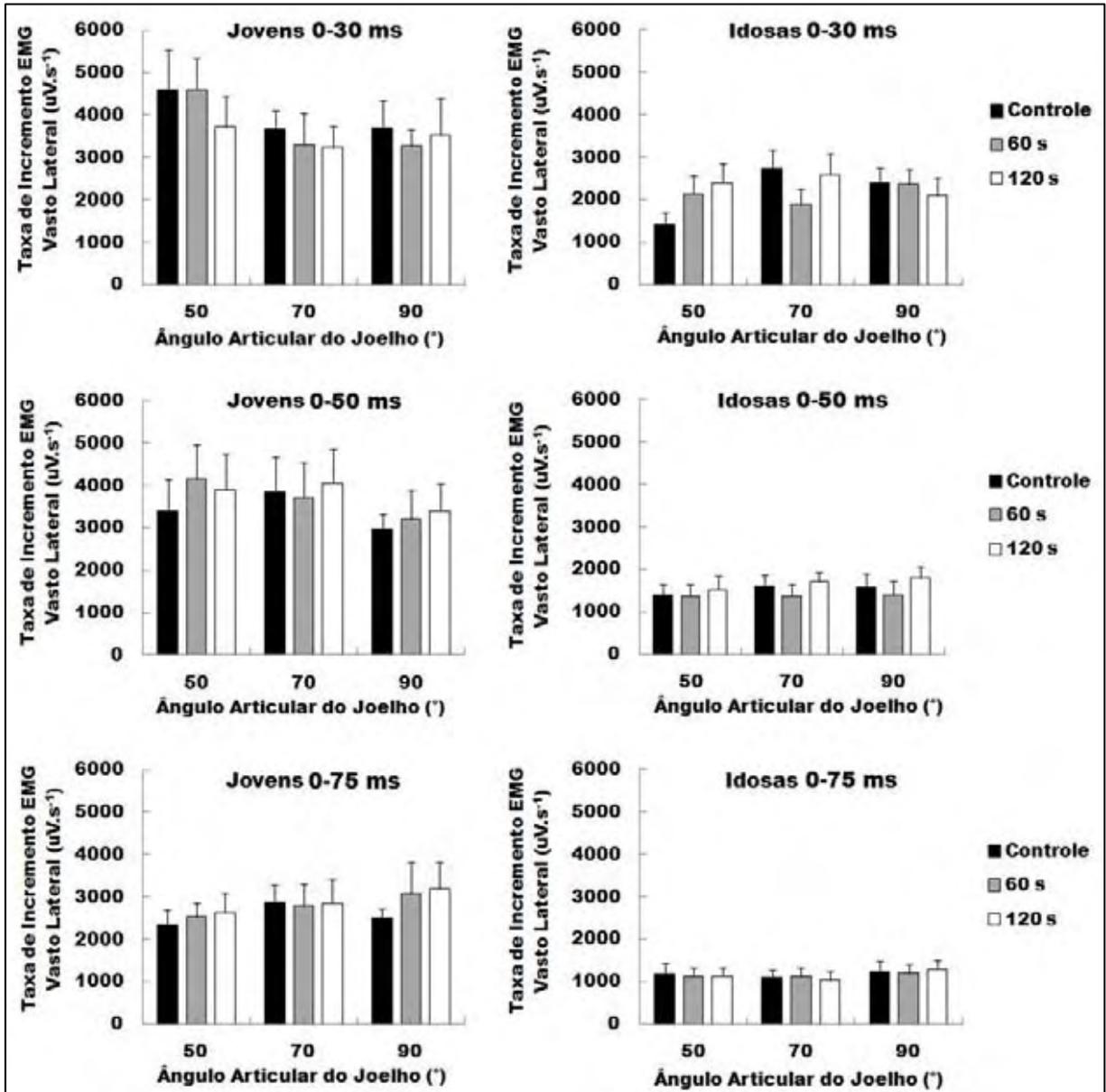


Figura 2.9. Taxa de incremento eletromiográfico (EMG) para o vasto lateral em diferentes instantes de tempo e ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens (n = 16) e idosas (n = 15). Valores em média e desvio-padrão.

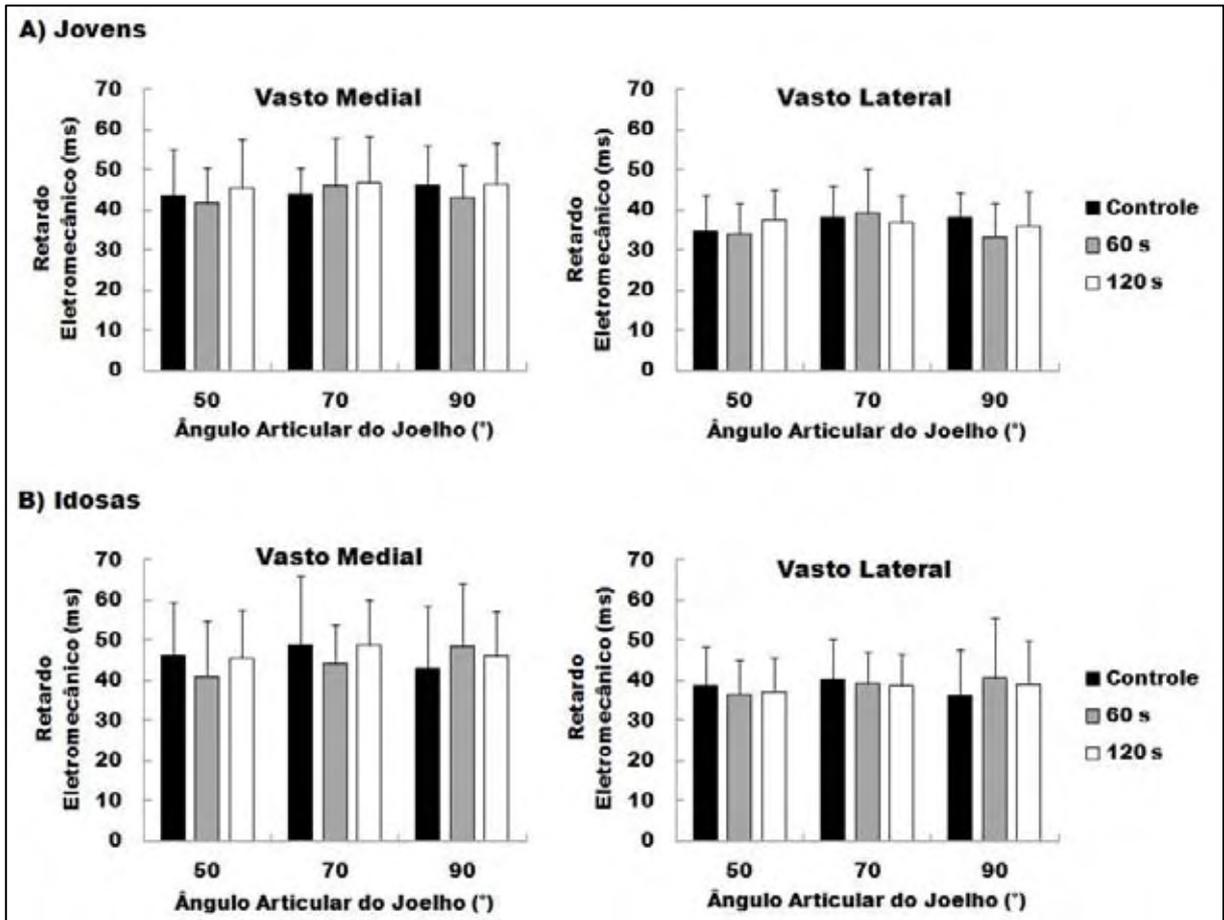


Figura 2.10. Retardo eletromecânico para os vastos medial e lateral em diferentes ângulos, nas condições controle e alongamento estático com durações de 60 (2 x 30 s) e 120 segundos (4 x 30 s) em mulheres jovens ($n = 16$) e idosas ($n = 15$). Valores em média e desvio-padrão.

2.4 Discussão

Os resultados do presente estudo indicam que: a) 60 ou 120 segundos de AE não influenciam negativamente o desempenho do SNM em diferentes ângulos da extensão de joelho e; b) mulheres jovens e idosas apresentam respostas neuromusculares ao AE similares. Para adultos idosos, tem sido recomendada a realização de protocolos de AE muscular compostos por 3-4 repetições, com durações de 10-30 segundos (totalizando no máximo 120 segundos de duração) nos momentos que precedem o início de exercícios aeróbios e de fortalecimento (ACSM *et al.*, 2009). Em adição, recomenda-se que os exercícios de AE sejam realizados até atingir pelo menos 60 segundos, ajustando a duração e as repetições de acordo com as necessidades individuais (*e.g.* duas repetições de 30 s ou quatro repetições de 15 s) (GARBER *et al.*, 2011). Os protocolos de AE utilizados no presente estudo estão de acordo com estas recomendações.

Diferentes trabalhos tem encontrado uma relação dose-resposta entre a duração do AE e as alterações no desempenho do SNM. Behm *et al.* (2011) realizaram uma revisão sistemática e verificaram que a queda no desempenho da força muscular (percentual de mudança) foi significativamente superior no estudos que empregaram durações de AE superiores a 90 segundos. Em recente meta-análise, Simic *et al.* (2012) tem sugerido que efeitos negativos no desempenho de força muscular podem ocorrer ao utilizar durações de AE superiores a 45 segundos. Em adição, os autores reportam que a idade não está relacionada com estes efeitos. Reduções na ativação muscular têm sido comumente reportadas por estudos que empregaram longos protocolos de AE (*i.e.* > 30 minutos). Por essas razões, nossa hipótese era que o protocolo AE120 induziria ao decréscimo no desempenho de força isométrica (TDF e CVM), sem alterações na ativação muscular ou diferenças entre as faixas etárias. No entanto, a hipótese não foi confirmada completamente.

Kay e Blazeovich (2012) têm sugerido uma relação dose-resposta sigmoideal, com a possibilidade de reduções na força muscular iniciando para durações de alongamento

superiores a 60 segundos. Durações de alongamento maiores que 120 segundos não aumentam expressivamente as chances de reduções na força. No entanto, ao analisar os resultados apresentados por Kay e Blazevich (2012), é importante notar que 39% dos estudos que utilizaram protocolos de AE com durações entre 60 e 120 segundos não observaram respostas significativas. O mesmo ocorre com 37% dos estudos que utilizaram durações superiores a 120 segundos. Assim, nossos resultados estão de acordo com outros estudos realizados previamente, tanto em adultos jovens quanto idosos (CANNAPAN *et al.*, 2012; GONÇALVES *et al.*, 2012). Cannapan *et al.* (2012), por exemplo, não verificaram reduções na TDF mensurada de zero a 50 ms, CVM, retardo eletromecânico e amplitude EMG pico dos flexores plantares após realizarem quatro repetições de 45 segundos de AE.

Estudos envolvendo adultos idosos também têm reportado resultados conflitantes (GONÇALVES *et al.*, 2012; GURJÃO *et al.*, 2009; GURJÃO *et al.*, 2010). Gurjão *et al.* (2009) buscaram investigar o efeito agudo do AE na TDF pico, CVM e amplitude EMG do quadríceps femoral (vastos medial e lateral), obtidos durante esforço isométrico bilateral em exercício multiarticular (*Leg-Press*). O protocolo de AE foi composto por cinco exercícios (três repetições de 30 segundos), envolvendo quatro grupos musculares de membros inferiores (dois exercícios foram específicos para o quadríceps). Em comparação à condição controle, reduções significativas foram reportadas para a TDF pico (-14,1%) e CVM (-7,6%) logo após o protocolo de AE. Alterações na TDF pico, sem alterações significativas na amplitude EMG de ambos os vastos, sugere que alterações associadas ao AE nas propriedades mecânicas das diferentes unidades músculos-tendões possam ter ocorrido. Gurjão *et al.* (2010) não demonstraram alterações na TDF pico e CVM, também avaliados em exercício multiarticular, após a realização de um exercício de AE (três repetições de 30 segundos) para o quadríceps femoral dominante. Diferenças entre os estudos na quantidade de grupos musculares alongados (4 vs. 1), no volume (180 s vs. 90 s de AE para o quadríceps) e no protocolo de

avaliação da força muscular (bilateral vs. unilateral) podem explicar parcialmente as diferenças nos resultados. Na presente investigação o esforço isométrico foi obtido em exercício monoarticular (extensão de joelho), isolando o quadríceps femoral e retirando a influência de outros grupos musculares na avaliação da força muscular. Mesmo utilizando um volume aproximadamente 30% superior, nossos resultados concordam com aqueles reportados por Gonçalves *et al.* (2012), que também avaliaram a força muscular em exercício monoarticular.

Reduções na ativação muscular, decorrentes de alterações neurais centrais e periféricas, e nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão, como o aumento na complacência, têm sido propostos como os mecanismos primários na tentativa de explicar o déficit de força mediado pelo AE (FLETCHER e MONTE-COLOMBO, 2010).

Incrementos na complacência da unidade músculo-tendão em resposta ao estresse gerado pelo AE podem levar a reduções na sensibilidade mecânica dos fusos musculares e reduções na ativação muscular (AVELA *et al.*, 1999). Na presente investigação, nenhuma alteração foi verificada na amplitude EMG em diferentes instantes de tempo (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms), durante a CVM e na taxa de incremento EMG (0-30, 0-50 e 0-75 ms) de ambos os vastos, nos diferentes ângulos avaliados, sugerindo que os protocolos de AE não afetaram a ativação muscular, sem diferenças entre as faixas etárias. Conforme pontuado por Fowles *et al.* (2000), uma possível inibição autogênica na ativação muscular mediada pelos órgãos tendinosos de Golgi necessitariam de uma rotina de alongamento extremamente intensa e prolongada para ser ativada. Nossa rotina de alongamento estático foi realizada no limiar de dor e com curto período de duração. Ainda segundo Fowles *et al.* (2000), os receptores de dor também podem reduzir a ativação neural da musculatura. Porém, percepções de desconforto ou dor não estão presentes durante a avaliação da Cf-t isométrica no período pós-alongamento. A falta de diferenças significativas para as variáveis EMG após

o emprego de uma rotina de AE está de acordo com outros estudos realizados previamente (CANNAVAN *et al.*, 2012; GURJÃO *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2008).

A falta de modificações no retardo eletromecânico dos vastos medial e lateral, TDF pico e TDF nas fases iniciais da produção de força sugere que a complacência da unidade músculo-tendão pode não ter sido alterada. O retardo eletromecânico depende em grande parte do tempo necessário para o alongamento da unidade músculo-tendão e pode apresentar relação inversa com a complacência (CAVANAGH e KOMI, 1979; GROSSET *et al.*, 2009). Redução de aproximadamente 19% no retardo eletromecânico e alterações nas características viscoelásticas da unidade músculo-tendão têm sido reportadas após a realização de cinco repetições de AE (ESPOSITO *et al.*, 2011). Bojsen-Moller *et al.* (2005) demonstraram que 30% da variância total no comportamento da TDF podem ser explicados pelas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Assim, aumentos na complacência da unidade músculo-tendão podem diminuir a eficiência na transmissão inicial da força muscular para os ossos alterando a TDF. As respostas similares entre as faixas etárias indica que a idade pode não ser um fator determinante no desempenho do SNM quando volumes de AE forem inferiores a 120 segundos. Couppé *et al.* (2009) tem demonstrado que, apesar da menor concentração de colágeno nos tendões patelares de adultos idosos em comparação jovens, nenhuma diferença significativa foi encontrada nas dimensões e propriedades mecânicas.

Nelson *et al.* (2001) tem sugerido que mudanças na complacência da unidade músculo-tendão podem alterar a relação força-comprimento muscular e reduzir a produção de força muscular isométrica em ângulos articulares específicos. Os autores demonstraram reduções significativas na CVM no mais curto comprimento muscular avaliado (162°; extensão completa do joelho = 180°), porém, sem alterações nos demais ângulos (90°, 108°, 126° e 144°). Os resultados da presente investigação concordam que os achados descritos por Nelson *et al.* (2001) nos ângulos de maior comprimento muscular (90°, 108°, 126°). É

importante ressaltar que os ângulos avaliados na presente investigação estão provavelmente dentro da porção ascendente e região de platô da curva força-comprimento (RASSIER *et al.*, 1999). Por esse motivo, maiores valores de força muscular foram encontrados a medida que a extensão de joelho foi aumentando (extensão total = 0°), ou seja, para os menores ângulos.

A ausência de efeitos negativos do AE no desempenho da TDF em diferentes ângulos articulares pode ser interpretada positivamente dentro de uma perspectiva prática. A TDF é uma variável de força muscular que determina a magnitude de aceleração na fase inicial de um movimento. Durante a realização das atividades da vida diária, tanto adultos idosos quanto jovens podem ser obrigados a realizar movimentos com grande velocidade e período de duração inferior ao tempo necessário para atingir a CVM, como na tentativa de evitar uma queda. Logo, é possível que o AE não venha a prejudicar a realização de atividades que sejam fortemente dependentes da TDF.

2.5 Conclusões

Os resultados do presente estudo indicam que o uso de protocolos de AE, em conformidade com atuais recomendações, não prejudica o desempenho de força isométrica, variáveis EMG e o retardo eletromecânico do quadríceps femoral nos diferentes ângulos articulares avaliados. Em adição, a idade parece não influenciar no comportamento do SNM após a realização de protocolos de AE com diferentes volumes.

CAPÍTULO 3

Efeito do treinamento de flexibilidade no desempenho de força isométrica agudo após alongamento estático em idosas

3.1 Introdução

O processo de envelhecimento está associado a significativas reduções na amplitude de movimento de diferentes articulações (SOUCIE *et al.*, 2010). Baixos níveis de flexibilidade nas articulações dos ombros, quadris e tornozelos estão associados ao aumento na dificuldade para desempenhar algumas atividades básicas da vida diária, alterações negativas no controle postural e nos padrões de marcha (FAYAD *et al.*, 2008; GERALDES *et al.*, 2008; KANG e DINGWELL, 2008). Neste contexto, tem sido recomendado que protocolos de AE sejam incorporados nos programas de treinamento físico para adultos idosos com o objetivo de melhorar e manter os níveis de flexibilidade (GARBER *et al.*, 2011; NELSON *et al.*, 2007).

Feland *et al.* (2001) tem demonstrado que seis semanas de treinamento de flexibilidade com diferentes volumes de AE (240 s vs. 120 s) podem aumentar significativamente a amplitude de movimento articular do joelho de adultos idosos a taxas de 2,4° e 1,3° por semana, respectivamente. González-Ravé *et al.* (2012) utilizaram volumes de AE dentro das recomendações mínimas sugeridas pelo Colégio Americano de Medicina do Esporte para adultos idosos (3 x 10s) e reportaram aumentos de 2,6% no movimento de flexão de quadril e 7,3% para flexão de ombros de idosos. Reduções na rigidez passiva da unidade músculo-tendão, atividade reflexa tônica e aumento na tolerância ao alongamento têm sido alguns dos mecanismos propostos para o aumento da amplitude de movimento articular (GUISARD e DUCHATEAU, 2004; WEPPLER e MAGNUSSON, 2010; NAKAMURA *et al.*, 2012). Em adultos idosos, Gajdosik *et al.* (2005) tem reportado aumento na capacidade de absorver e reter a energia elástica passiva com oito semanas de treinamento de flexibilidade.

Recentes trabalhos têm demonstrado que o treinamento de flexibilidade também pode melhorar o desempenho de força muscular dos extensores de joelhos e flexores do tornozelo (FERREIRA *et al.*, 2007; NELSON *et al.*, 2012). Aumentos na flexibilidade e força

muscular de membros inferiores de idosos podem repercutir positivamente nos padrões de marcha e na capacidade de realizar atividade da vida diária (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2007; GALLO *et al.*, 2012). Embora o emprego crônico de exercícios de AE possa repercutir positivamente na força muscular e amplitude de movimento articular, vários estudos têm demonstrado que rotinas de AE podem induzir ao déficit de força muscular agudamente (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012).

Behm *et al.* (2006) tem sugerido que as alterações decorrentes do treinamento de flexibilidade nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão poderia modificar o comportamento do déficit de força muscular mediado pelo alongamento. No entanto, após cinco semanas de treinamento de flexibilidade os autores reportaram aumentos significativos na amplitude de movimento articular (12% a 20%), sem alteração no déficit de força mediado pelo AE (-6% a -8%). Os autores têm sugerido que, uma unidade músculo-tendão mais flexível em decorrência do treinamento poderia ser alongada por uma maior extensão, sendo aplicado um estresse relativo similar antes e após o treinamento, levando a respostas similares no déficit de força mediado pelo AE. Embora este estudo apresente importantes contribuições no entendimento do déficit de força mediado pelo alongamento, as mudanças fisiológicas associadas ao processo de envelhecimento não permitem a extrapolação desses resultados para adultos idosos.

Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar o efeito de oito semanas de treinamento de flexibilidade nas respostas agudas da TDF e CVM após um protocolo de AE em idosos. A hipótese testada foi que o treinamento de flexibilidade não promoverá alterações no comportamento agudo da TDF e CVM após o AE.

3.2 Materiais e métodos

3.2.1 Participantes

As participantes foram recrutadas por meio de convite em locais públicos, grupos de terceira idade, divulgação em jornais escritos, mídia televisiva, rádio-difusão e por indicação pessoal de idosos que aceitaram participar do projeto. Os seguintes critérios de inclusão foram adotados: a) ser do sexo feminino; b) possuir 60 anos ou mais de idade; c) não ter praticado atividade física sistematizada nos últimos seis meses; d) não apresentar contra-indicações relativas de ordem mental, neurológica, cardiovascular, muscular e/ou ósteoarticular que limitassem ou impossibilitassem a realização dos protocolos de treinamento e/ou avaliação; e) frequência superior a 80% nas atividades ou não faltar mais que duas vezes consecutivas.

Um diagrama de fluxo do processo de recrutamento é apresentado na figura 3.1. Inicialmente, 67 sujeitos demonstraram interesse em participar do estudo. Trinta e cinco indivíduos foram excluídos antes do início por não atenderem os seguintes critérios de inclusão: a) idade inferior a 60 anos (três sujeitos); b) participação regular em programas de atividade física (cinco sujeitos); c) ser do sexo masculino (cinco sujeitos) e; d) limitações ósteoarticulares ou neuromusculares (seis sujeitos). Em adição, 16 sujeitos não aceitaram participar do estudo por dificuldades relacionadas ao horário e local de intervenção, falta de companhia, desinteresse após apresentação dos objetivos e procedimentos do estudo ou por motivos pessoais. Uma participante não compareceu nas avaliações iniciais e também foi excluída da amostra. Ao total, 31 idosas foram avaliadas e aleatoriamente separadas em dois grupos: Controle (GC; n = 16) e Treinamento (GT; n = 15). Ao longo do período experimental de oito semanas, duas participantes do GC e uma do GT foram excluídas da análise por não possuírem a frequência mínima pré-estabelecida de 80% das sessões de intervenção. Uma participante do GT não realizou as avaliações finais em função de lesão

ósteoarticular não relacionada à intervenção (queda). Assim, 14 participantes no GC e 13 no GT finalizaram o período experimental.

Após receberem informações verbais referentes às finalidades do estudo e os procedimentos aos quais seriam submetidas, todas as participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – IB – Universidade Estadual Paulista – Campus de Rio Claro (protocolo nº 1362 – ANEXO 1) e os procedimentos foram realizados de acordo com as diretrizes de Helsink.

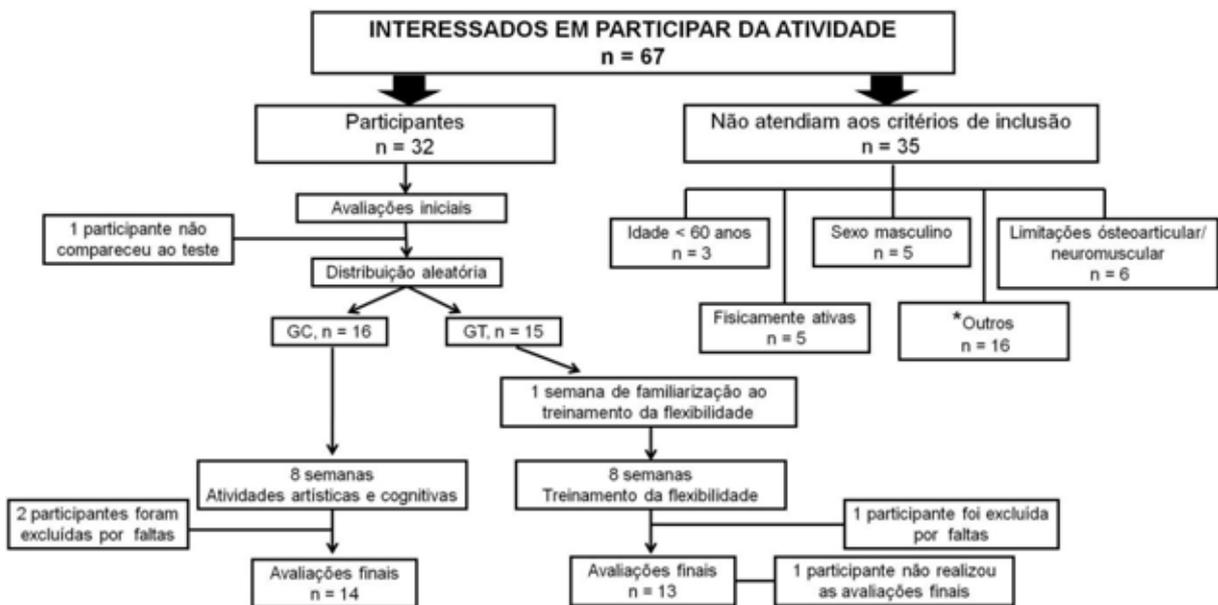


Figura 3.1. Recrutamento e fluxo das participantes.

3.2.2 Delineamento experimental

Nos momentos pré e pós-período experimental, a Cf-t isométrica e a atividade EMG dos vastos medial e lateral de ambos os grupos (GC e GT) foram registradas após duas condições (controle e AE). Em cada momento, as participantes compareceram ao laboratório em cinco ocasiões diferentes, intervaladas por no mínimo 24 horas. O objetivo das três visitas iniciais foi familiarização das participantes aos procedimentos adotados nas rotinas de AE (determinação do ponto de desconforto) e registro da Cf-t isométrica, mensurações antropométricas (massa corporal e estatura) e de nível de atividade física. Nas duas visitas

subsequentes, os registros da Cf-t isométrica foram realizados um minuto após o emprego de uma das duas condições experimentais: controle (sem alongamento) e AE (3 repetições de 30 s, com intervalo de recuperação de 30 s entre repetições). Para a condição controle, as participantes permaneceram repousadas em decúbito ventral sobre uma maca, por período de tempo similar a duração total da rotina de alongamento (150 segundos). A ordem das condições experimentais foi aleatorizada por meio de um delineamento *cross-over* balanceado (figura 3.2). Após as avaliações iniciais, as participantes foram aleatoriamente distribuídas em GC e GT. Durante o período experimental de oito semanas, o GC participou regularmente de um programa de convivência social, onde foram desenvolvidas atividades artísticas, culturais e cognitivas, sem qualquer tipo de exercício físico. O GT foi submetido a oito semanas de treinamento de flexibilidade composto de exercícios de AE para diferentes articulações, incluindo os extensores dos joelhos. Todas as avaliações, em ambos os momentos, foram realizadas na mesma hora do dia com objetivo de minimizar possíveis variações circadianas no desempenho do SNM. As participantes foram orientadas a não realizarem atividades físicas intensas durante o período de avaliações.

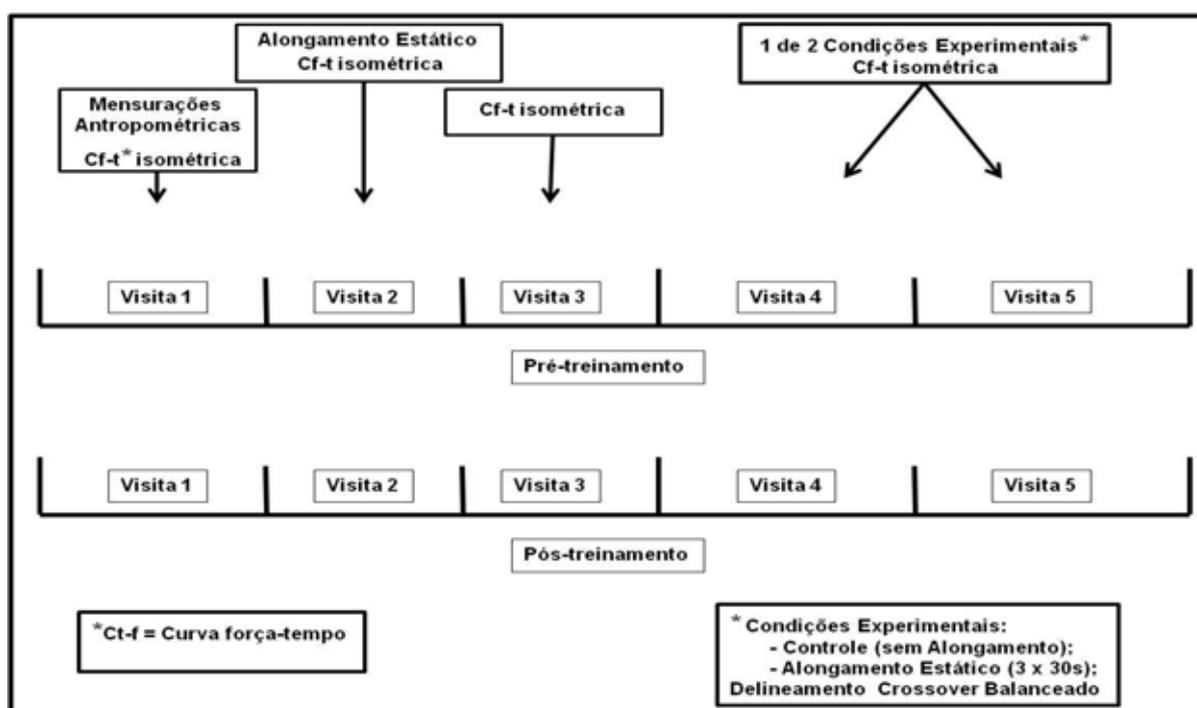


Figura 3.2. Delineamento experimental.

3.2.3 Antropometria e nível de atividade física

Para caracterização física da amostra, a massa corporal foi obtida em uma balança mecânica (marca WELMY), com resolução de 0,1 kg. A estatura foi determinada em um estadiômetro fixado na parede, com resolução de 0,01m, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon *et al.* (1988). O índice de massa corporal foi determinado como a razão da massa corporal pela estatura ao quadrado (kg/m^2).

O Questionário Baecke Modificado para Idosos (VOORRIPS *et al.*, 1991), foi utilizado para avaliar o nível de atividade física em três domínios específicos: tarefas domésticas, atividades esportivas e atividades de lazer. Para cada tarefa doméstica foi atribuído uma pontuação levando em consideração a frequência semanal, número de cômodos e meio de transporte. As atividades esportivas e de lazer foram pontuadas de acordo com frequência semanal, duração diária, período total do ano e quanto à característica do exercício (sentado, com movimentos de mãos em pés; em pé com movimento de braços). O escore final foi obtido a partir da soma da pontuação obtida nos três domínios (tarefas domésticas + atividades esportivas + atividades de lazer).

3.2.4 Teste de sentar e alcançar

Para avaliação da flexibilidade, em ambos os grupos, antes e após o período experimental, foi empregado o teste de sentar e alcançar da bateria de testes motores para idosos da *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*. Em resumo, as participantes sentaram descalças sobre uma fita métrica fixa ao chão e, com os pés afastados, foram instruídas a flexionar o tronco a frente e alcançar a máxima amplitude, sem flexionar os joelhos. Adotou-se o maior valor em centímetros de duas tentativas.

3.2.5 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal

Todas as participantes foram previamente familiarizadas ao teste de força isométrica máxima ao longo de três dias, em ambos os momentos (WALLERSTEIN *et al.*, 2010). O esforço isométrico máximo de extensão de joelho do membro dominante foi avaliado por meio de um transdutor de força (modelo 5000 N, EMG SystemTM, São José dos Campos, SP, Brasil) fixado em uma cadeira rígida para extensão de joelho e ligado perpendicularmente ao braço de alavanca por uma estrutura metálica inelástica, perpendicular a porção distal da perna (COUPPÉ *et al.*, 2009). As participantes foram firmemente posicionadas sobre o assento do equipamento com o quadril envolvido por uma cinta e com apoio para as costas (Figura 3.2). O joelho e quadril foram flexionados a 90° com auxílio de um goniômetro manual e centro articular do joelho foi visualmente alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro (COUPPÉ *et al.*, 2009; KUBO *et al.*, 2010). O braço de alavanca foi posicionado logo acima do maléolo lateral e o tornozelo foi firmemente ligado ao braço almofadado por uma cinta. Foi utilizada uma proteção adicional no tornozelo (caneleira) para prevenir possíveis desconfortos nas participantes. O posicionamento de cada participante foi registrado e utilizado em todas as avaliações. Nos momentos que precederam o início do teste para ambas as condições (controle e AE) e momentos (pré e pós-período experimental), as participantes foram instruídas a alcançar o esforço isométrico máximo “tão rápido quanto possível” e sustentá-lo por três segundos. Em cada avaliação, foram realizadas três tentativas com intervalo de recuperação de três minutos. Para análise dos dados, a tentativa que apresentou o maior valor de CVM foi selecionada. As participantes foram encorajadas verbalmente a realizarem seus esforços máximos e *feedback* visual do desempenho da força muscular foi ofertado.



Figura 3.3. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica para extensão do joelho.

A aquisição do sinal proveniente do transdutor de força foi realizada por meio de um amplificador de sinais analógicos (modelo CS 800 AFTM, EMG systemTM, SP, Brasil) com frequência de amostragem de 2000 Hz . O sinal obtido pelo amplificador foi armazenado em disco rígido e analisado posteriormente off-line. Como primeiro procedimento, o sinal bruto do transdutor de força foi digitalmente filtrado por um filtro passa-baixa Butterworth de segunda-ordem, zero-lag e frequência de corte de 25 Hz. O início da contração foi definido como o instante de tempo no qual o valor de tensão mensurada excedeu 7,5 N acima da linha de base (AAGAARD *et al.*, 2002). A TDF foi determinada como a inclinação da reta de regressão linear entre os valores de tensão e os instantes de tempo correspondentes a 30, 50, 100 e 200 ms relativos ao início da contração (LAROCHE *et al.*, 2008). A TDF pico foi determinada pelo teste da primeira derivada do sinal do transdutor de força (KLASS *et al.*, 2008). A CVM foi considerada como o maior valor registrado dentro da janela de um segundo a partir da estabilização da força muscular (quando a derivada cruza o zero).

3.2.6 Protocolo agudo de alongamento estático

De acordo com recomendações internacionais (ACSM *et al.*, 2009), o quadríceps femoral dominante das participantes foi submetido a três repetições de 30 s de AE, com 30 s de intervalo de recuperação entre as repetições. A rotina de alongamento foi realizada em decúbito ventral sobre uma maca, com o joelho da participante sendo lentamente flexionado pelo pesquisador na tentativa de levar os calcanhares em direção ao glúteo. O limite do alongamento foi determinado como a amplitude de movimento articular atingida no momento em que a participante relatou o início da sensação de dor (ponto de desconforto). As participantes foram familiarizadas previamente aos procedimentos adotados e foram instruídas a identificar e relatar ao pesquisador o início da sensação de dor.

3.2.7 Protocolo de treinamento de flexibilidade

Apesar do foco do estudo ser os músculos extensores do joelho, outros exercícios foram realizados para fornecer um estímulo de condicionamento geral às participantes. O protocolo de treinamento teve duração de oito semanas e consistiu de oito exercícios desenvolvidos para alongar os principais grupos musculares. As participantes realizaram o protocolo de treinamento três vezes por semana, com duração aproximada de 40 minutos por sessão, totalmente supervisionados. Os exercícios de alongamento foram realizados individualmente, sem ajuda dos pesquisadores. Cada exercício foi realizado com três repetições de 30 s e intervalo de recuperação de 30 s entre repetições e exercícios. O volume de treinamento (frequência semanal, número de repetições e duração do estímulo) está de acordo com as recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte para adultos idosos (ACSM *et al.*, 2009). As idosas foram instruídas a realizarem os exercícios em sua amplitude máxima, até que o início da dor fosse percebido. Antes do início do período experimental, as participantes foram instruídas a respeito da execução correta dos exercícios e

identificar o limite de alongamento. Os exercícios foram realizados para ambos os hemisferos e são descritos a seguir:

- A) Flexores do quadril e extensores do joelho: na posição ortostática, as participantes flexionaram um dos joelhos na tentativa de aproximar o calcanhar na direção do glúteo.
- B) Extensores do quadril e flexores de joelhos: B₁) sentadas no solo com os joelhos estendidos, pernas com afastamento médio-lateral na largura dos ombros e com tornozelos em dorsi-flexão, as participantes flexionavam o quadril sem flexão de tronco; B₂) em decúbito dorsal no solo, as participantes apoiavam um dos tornozelos sobre o joelho da perna contralateral e levavam as duas pernas nesta posição em direção ao peito.
- C) Flexores dorsais do tornozelo: na posição ortostática, com joelhos levemente flexionados, as participantes realizavam extensão de quadril e tentavam encostar a região dorsal do pé no solo, por meio de flexão plantar.
- D) Flexores plantares do tornozelo: na posição ortostática, localizadas próximas a parede, as pernas foram afastadas no sentido ântero-posterior. O membro posicionado a frente realizava uma flexão de joelho, com o membro contralateral apoiando o calcanhar no solo, joelho e quadril estendidos. Ambos os pés apontavam para frente e foi permitido apoiar as mãos na parede.
- E) Flexores do ombro e do cotovelo: na posição ortostática, as participantes realizavam abdução horizontal do ombro e, com o braço apoiado na parede (palma da mão voltada para ela), realizando rotação do tronco;
- F) Extensores do cotovelo e ombro: F₁) na posição ortostática, as participantes realizavam flexão de ombro e cotovelo de um dos braços (atrás da cabeça), realizando força com a mão contralateral na tentativa de aumentar a flexão do ombro. F₂) na posição ortostática, as participantes seguravam um espaldar de madeira fixo na parede, afastavam-se de modo que os ombros e cotovelos ficassem estendidos e flexionavam os joelhos.



Figura 3.4. Exercícios de alongamento empregados no treinamento da flexibilidade

3.2.8 Protocolo de atividades artísticas e cognitivas

Com objetivo de minimizar possíveis influências no nível de atividade física, relacionadas ao deslocamento do GT até o local da intervenção, o GC também frequentou o local de intervenção três vezes por semana, durante oito semanas. Entretanto, as participantes do GC não realizaram qualquer tipo de exercício físico. Foram desenvolvidas atividades artísticas, culturais e cognitivas que possuíam caráter lúdico e de interação social. O protocolo foi composto por discussões temáticas, trabalhos artesanais, atividades envolvendo músicas e filmes, dinâmicas de grupo, dentre outras. A intervenção foi conduzida por uma equipe multiprofissional composta por profissionais das áreas de psicologia e educação física.

3.2.9 Tratamento estatístico

Inicialmente, a normalidade da distribuição dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk, seguido de procedimentos descritivos. Teste t de Student para amostras independentes foi utilizado para verificar diferenças nas características físicas, idade, nível de

atividade física e teste de sentar e alcançar entre os grupos no momento pré-período experimental. Baseada nas mensurações da Cf-t isométrica pré-período experimental, realizadas no segundo e terceiro dia da familiarização, foram calculados os coeficientes de correlação intraclasse (ICC; modelo ANOVA *two-way*), o erro padrão de medida (EPM) e a mínima mudança detectável (MMD) para a TDF pico, TDF em diferentes instantes de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-200 ms) e CVM. Para o cálculo do EPM foi utilizada a seguinte equação: $EPM = DP \cdot \sqrt{1-ICC}$, onde DP é o desvio-padrão das medidas colapsadas do segundo e terceiro dia da familiarização. Com base no EPM, a MMD foi calculada usando a equação: $MMD = 1,96 \times \sqrt{2} \times EPM$, onde 1,96 é o valor de z para o intervalo de confiança de 95% e $\sqrt{2}$ representa a variância das duas medidas. Análise de variância (ANOVA) *three-way* para medidas repetidas, apresentando como fatores Grupo (GT e GC), Condição (controle e AE) e Momento (pré e pós-período experimental), foi empregada com objetivo de verificar o possível efeito da condição e do treinamento de flexibilidade no desempenho da CVM e TDF. Para verificar o efeito do treinamento de flexibilidade no teste de sentar e alcançar foi empregada ANOVA *two-way* para medidas repetidas, apresentando como fatores Grupo (GT e GC) e Momento (pré e pós-período experimental). Em ambas as ANOVA, a homogeneidade de variância e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Levene e Mauchly, respectivamente. Correção de Greenhouse-Geisser foi utilizada quando necessário. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. As informações foram processadas no pacote computacional Statistica versão 7.0 e SPSS versão 17.0.

3.3 Resultados

A caracterização das participantes no momento pré-período experimental é apresentada na tabela 3.1. Diferença significativa entre os grupos foi observada somente para a massa corporal. O nível de aderência para o GT foi alto, com as participantes atendendo 92,4% das sessões de exercício.

Tabela 3.1. Características físicas, idade e nível de atividade física para os grupos controle (GC) e treinamento (GT). Os valores estão em média e desvio padrão.

	GT (n = 13)	GC (n = 14)	<i>t</i>	<i>p</i>
Idade (anos)	69,8 ± 8,5	66,8 ± 6,4	1,059	0,30
Massa Corporal (kg)	64,6 ± 10,8	74,3 ± 13,1	-2,091	0,05
Estatura (m)	1,53 ± 0,1	1,58 ± 0,1	-1,904	0,07
IMC (kg/m ²)	27,5 ± 4,6	29,8 ± 5,7	-1,128	0,27
Nível de atividade física (pontos)	2,5 ± 0,5	2,3 ± 0,6	-1,068	0,30

IMC = Índice de massa corporal.

Interação Grupo x Momento significativa ($F_{1,25} = 29,70$; $p < 0,01$) foi observado para o teste de sentar e alcançar, indicando que o treinamento foi eficaz em aumentar a amplitude de movimento. Diferenças significativas em relação ao momento pré-período experimental foram observadas para o GT (de $52,1 \pm 12,4$ cm para $59,0 \pm 9,9$ cm), mas não para o GC (de $49,4 \pm 9,1$ cm para $49,5 \pm 10,1$ cm). Os valores de ICC, EPM e MMD obtidos durante o período de familiarização (dias 2 e 3) para a TDF pico, TDF em diferentes intervalos de tempo e CVM são apresentados na tabela 3.2.

Tabela 3.2. Coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para medidas repetidas, erro padrão de medida (EPM), EPM em percentual da média (EPM%) e a mínima mudança detectável (MMD) para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico, TDF em diferentes instantes de tempo e contração voluntária máxima (CVM) de idosas (n = 27).

	ICC	EPM	EPM %	MMD
TDF pico	0,74*	512,8 (N.s ⁻¹)	24,6	1421,5 (N.s ⁻¹)
TDF 0-30 ms	0,87*	224,7 (N.s ⁻¹)	19,7	622,7 (N.s ⁻¹)
TDF 0-50 ms	0,74*	366,2 (N.s ⁻¹)	26,4	1015,1 (N.s ⁻¹)
TDF 0-100 ms	0,74*	324,8 (N.s ⁻¹)	23,7	900,3 (N.s ⁻¹)
TDF 0-200 ms	0,89*	115,0 (N.s ⁻¹)	12,8	318,7 (N.s ⁻¹)
CVM	0,94*	18,6 (N)	7,6	51,5 (N)

* = $p < 0,05$.

O comportamento da TDF pico e CVM para as condições controle e AE em ambos os grupos e momentos são apresentados na figura 3.5. A condição AE não promoveu alterações na TDF pico e CVM em ambos os grupos (interações Condição x Grupo não

significativas) e momentos (interações Momento x Condição e Momento x Condição x Grupo não significativas). Nenhum efeito crônico que possa ser atribuído ao treinamento de flexibilidade (interação Momento x Grupo) foi observado para a TDF pico e CVM. As TDF obtidas em diferentes instantes de tempo também não foram influenciadas agudamente pelo AE em ambos os grupos (interações Condição x Grupo não significativas) e momentos (interações Momento x Condição e Momento x Condição x Grupo não significativas) ou cronicamente pelo treinamento de flexibilidade (interações Momento x Grupo não significativa) (figura 3.6).

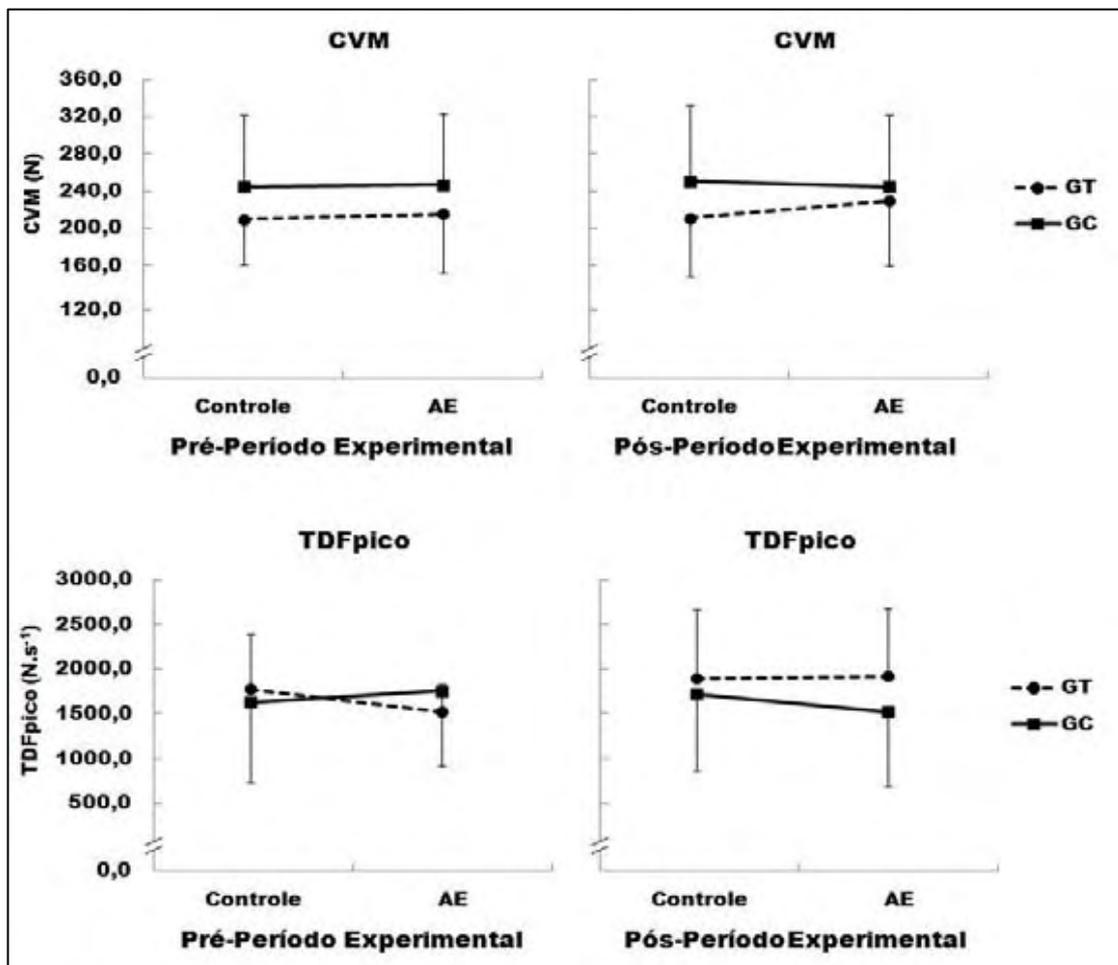


Figura 3.5. Contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico de idosas dos grupos treinamento de flexibilidade (GT; n = 13) e controle (GC; n = 14), antes e após período experimental de oito semanas, nas condições AE e controle. Valores em média e desvio-padrão.

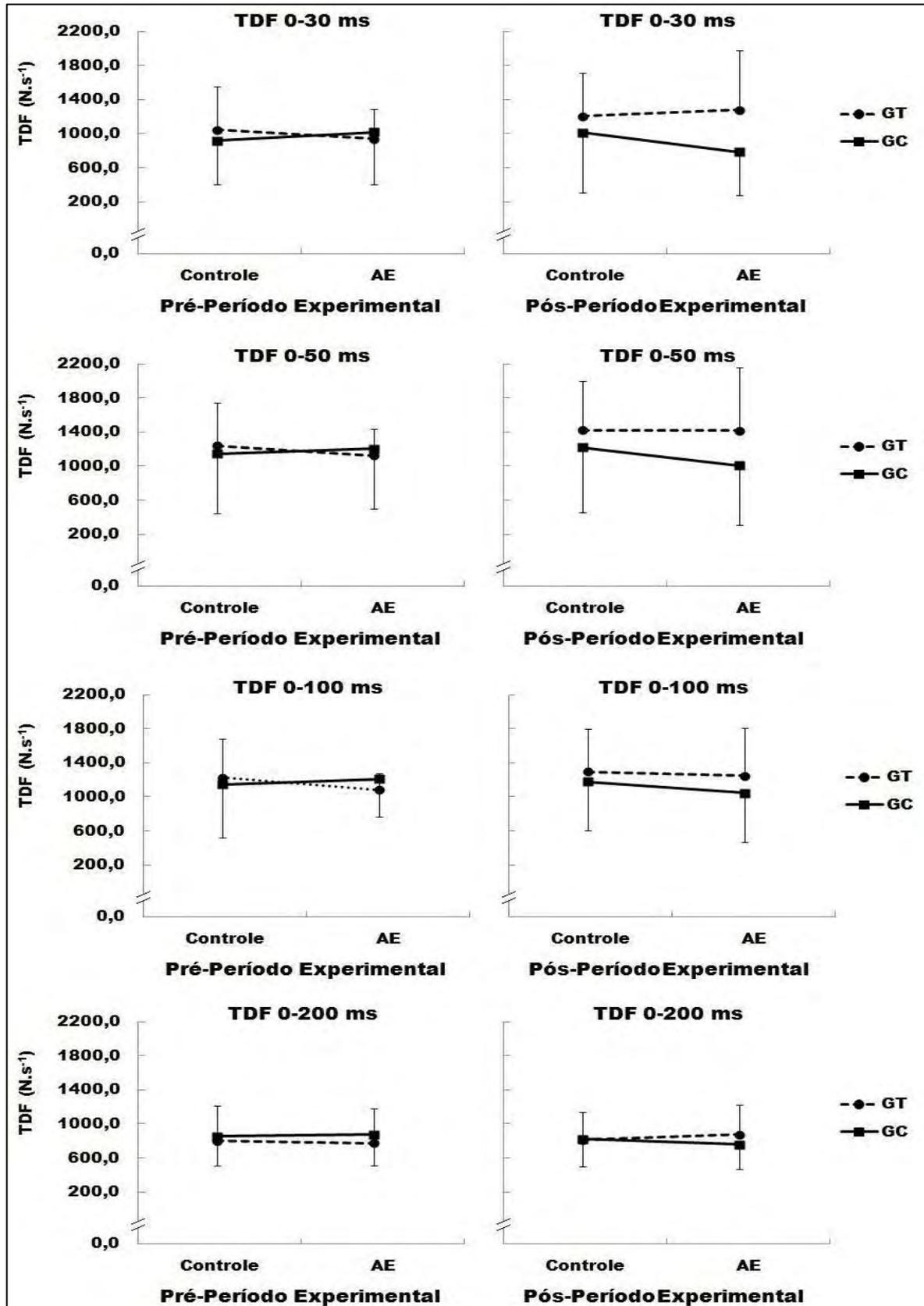


Figura 3.6. Taxa de desenvolvimento de força (TDF) de idosas, obtidas em diferentes períodos de tempo, para os grupos treinamento de flexibilidade (GT; $n = 13$) e controle (GC; $n = 14$), antes e após período experimental de oito semanas, nas condições alongamento estático (AE) e controle. Valores em média e desvio-padrão.

3.4 Discussão

Os principais achados deste estudo foram: a) 90 segundos de AE não prejudica o desempenho de força isométrica de idosas e; b) o treinamento de flexibilidade não alterou cronicamente o desempenho de força isométrica (TDF e CVM) e não alterou o efeito agudo do AE no desempenho da TDF e CVM. Estes resultados confirmam a hipótese testada no presente estudo.

O efeito do treinamento de flexibilidade no aumento na força muscular ainda é controverso (KOKKONEN *et al.*, 2007; LAROCHE *et al.*, 2008). Kokkonen *et al.* (2007) têm demonstrado aumentos significativos na força muscular concêntrica máxima, avaliado pelo teste de uma repetição máxima (1 RM), para os extensores (32,4%) e flexores (30,4%) de joelho de adultos jovens após 10 semanas de AE. Recentemente, Nelson *et al.* (2012) reportaram aumentos de 29% na força máxima (1 RM) dos flexores plantares de adultos jovens após a realização de 10 semanas de AE (4 x 30 s). Os autores reportaram um efeito de treinamento cruzado ao verificar aumentos de 11% na força máxima do membro contralateral que serviu de controle. Os resultados para TDF e CVM observados no presente estudo concordam com trabalhos publicados previamente que não demonstraram alterações crônicas na produção de força em diferentes grupos musculares. Guissard e Duchateau (2004) realizaram 30 sessões de AE com volume de 600 segundos para os flexores plantares de adultos jovens (quatro exercícios, 5 x 30 s por exercício, frequência semanal de 5 vezes e duração total de seis semanas). Apesar das alterações neurais e na rigidez passiva da unidade músculo-tendão, nenhuma modificação significativa na TDF e CVM foram verificadas. Resultados similares tem sido reportado por LaRoche *et al.* (2008) ao investigar o efeito de quatro semanas de AE (10 x 30 s, três vezes por semana) na CVM e TDF dos extensores do quadril. Especificamente em idosos, Gallon *et al.* (2011) buscaram investigar o efeito de oito semanas de AE (4 x 60 s) para os posteriores de coxa no pico de torque isocinético (60°/s). Nenhum aumento significativo foi observado para o pico de torque dos extensores e flexores

de joelho. O presente estudo empregou uma duração de treinamento superior ou igual aos trabalhos anteriormente descritos (oito semanas), porém, volume de AE inferior. Nossos achados ajudam a ilustrar que o treinamento de flexibilidade realizado com moderadas durações de AE tem pequena influência no desempenho de força muscular isométrica dos extensores de joelho de idosas.

O protocolo de treinamento de flexibilidade empregado no presente estudo não influenciou as respostas agudas do AE no desempenho de força muscular isométrica de idosas. Para nosso conhecimento, apenas um estudo buscou investigar o efeito do treinamento de flexibilidade no déficit de força mediado pelo AE. Behm *et al.* (2006) têm sugerido que aumentos na complacência da unidade músculo-tendão, decorrentes do treinamento de flexibilidade, poderiam levar a uma melhor adaptação dessas estruturas as tensões associadas ao AE e reduzir o déficit de força. Os autores não observaram alterações nos decréscimos de força muscular mediado pelo AE após o treinamento de flexibilidade. Embora Gajdoski *et al.* (2005) tenham demonstrado alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão de idosas após oito semanas de treinamento de flexibilidade, o volume de AE utilizado foi mais elevado em comparação a presente investigação (150 s vs. 90 s, respectivamente).

Diferentes mecanismos adaptativos do SNM decorrentes do treinamento da flexibilidade podem vir a influenciar o desempenho da força muscular isométrico, como exemplo, mudanças estruturais no tendão. A falta de alterações crônicas na TDF pode estar relacionada a respostas hipertróficas atenuadas de tendões ao treinamento habitual, menor taxa de formação de novos tecidos conectivos e menor resposta a sobrecargas mecânicas (MAGNUSSON *et al.*, 2007). Assim, é possível que o volume ou o tempo de intervenção utilizados no presente estudo não tenham sido suficientes para levar a alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão e influenciar na capacidade de produção de força muscular.

O volume de AE empregado no presente estudo (90 s) está de acordo com as recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte para adultos idosos. A falta de respostas negativas relacionadas ao emprego agudo do AE no desempenho subsequente de força muscular isométrica de idosos tem sido reportada em estudos anteriores. Gonçalves *et al.* (2012), por exemplo, avaliaram o efeito de três repetições de 30 s de AE para quadríceps femoral no desempenho de força muscular isométrica de extensão de joelhos de idosos. Similar ao presente estudo, os autores não verificaram reduções na TDF e CVM ou na amplitude EMG dos vastos medial e lateral. Essas respostas corroboram com os achados de Gurjão *et al.* (2010), que também não verificaram efeitos negativos do AE, com volume similar, na TDF e CVM de idosos avaliada em exercício multiarticular. Handrakis *et al.* (2010) tem concluído que o AE pode melhorar agudamente o equilíbrio de adultos de meia idade, sem alterações no desempenho de saltos.

Os resultados apresentados na tabela 3.1 mostram que, com exceção da massa corporal, os grupos treinamento e controle eram similares em suas demais características físicas, idade e nível de atividade física. O nível de atividade física é um importante fator para a manutenção da amplitude de movimento de uma determinada articulação e para as propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Coupe *et al.* (2008), por exemplo, mostram que a carga de tensão habitual do indivíduo está associado com o tamanho e propriedades mecânicas do tendão patelar. Alterações no nível de atividade física do GT, em decorrência da necessidade de deslocamento das participantes até a universidade para a realização das atividades, poderiam vir a influenciar as respostas de amplitude de movimento durante o período experimental. No entanto, esse efeito pode ter sido minimizado pelo fato do GC também ter comparecido a universidade com a mesma frequência semanal do GT.

Os valores observados no presente estudo de ICC e EPM% (0,74 – 0,89 e 12,8% – 26,4%, respectivamente) para a TDF pico e em diferentes intervalos de tempo, estão próximos

aos reportados por outros trabalhos. Webber e Porter (2010) têm reportado valores inferiores de ICC e superiores EPM% (0,58 – 0,63 e 35,0% – 37,6%, respectivamente) para TDF dos flexores plantares de idosas em comparação ao presente estudo. Para a TDF de dorsiflexão, os autores reportaram valores de ICC similares, porém, menor variação para o EPM% (0,84 – 0,86 e 16% – 18%, respectivamente). Para a CVM o ICC e o EPM% os autores observaram variações entre 0,90 – 0,97 e 6% – 12%. Thompson *et al.* (2012) reportaram valores de ICC e EPM% para a TDF de adultos jovens entre 0,52 – 0,96 e 7,6% – 37,6%, respectivamente. É importante destacar que os cálculos de confiabilidade do presente estudo foram realizados com os valores obtidos na segunda e terceira sessão de familiarização. Wallerstein *et al.* (2010) tem indicado que a estabilização do desempenho de força isométrica de idosos ocorre entre a terceira e quarta sessão de familiarização. Neste contexto, ao considerar que as condições experimentais foram realizadas na quarta e quinta visita, é possível que as MMD necessárias para verificar o efeito agudo e crônico do AE no desempenho de força sejam menores que os valores apresentados na tabela 3.2.

Ao considerar a importância da manutenção ou desenvolvimento da amplitude de movimento articular no idoso e a falta de respostas agudas e crônicas negativas no desempenho do SNM, não parece vantajoso recomendar a retirada dos exercícios de AE das rotinas de aquecimento nos momentos que precedem a prática de exercícios físicos para essa população.

3.5 Conclusões

A análise dos resultados indica que o volume de 90 s de AE não induziu a resposta negativa na produção de força isométrica dos extensores de joelhos de idosas. Oito semanas de treinamento de flexibilidade não influencia o déficit de força mediado pelo AE e não promovem aumentos crônicos significativos na produção de força muscular rápida (TDF) e máxima (CVM).

CAPÍTULO 4

Efeito do alongamento estático no desempenho de exercício com pesos e na recuperação neuromuscular de idosas

4.1 Introdução

O processo de envelhecimento é acompanhado por alterações estruturais e funcionais do SNM (AAGAARD *et al.*, 2010). As reduções progressivas na força, potência muscular e amplitude de movimento articular de adultos idosos são importantes fatores que contribuem para incidência de limitações funcionais, redução na independência e qualidade de vida (PEREIRA e BAPTISTA, 2012; REID *et al.*, 2008; SKELTON *et al.*, 2002). Neste contexto, a prática regular de exercícios com pesos e de AE fazem parte das recomendações de organizações voltadas a promoção da saúde por serem estratégias seguras e eficazes no incremento da força e massa muscular, amplitude de movimento articular, melhora da funcionalidade e qualidade de vida desta população (NELSON *et al.*, 2007). No entanto, o melhor delineamento para incluir o treinamento da força muscular e flexibilidade dentro de um programa de exercícios físicos ainda não está estabelecido (GARBER *et al.*, 2011).

Tem sido recomendada a inclusão de protocolos de AE com volumes variando de 30 a 120 segundos nos momentos que precedem as atividades de fortalecimento muscular. Recentes revisões sistemáticas têm indicado que a realização de AE com volumes dentro dessas recomendações (45 s – 120 s) pode induzir agudamente a redução no desempenho de força muscular (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012; SIMIC *et al.*, 2012). Especificamente durante a realização de exercícios com pesos, alguns estudos realizados com adultos jovens têm indicado que protocolos de AE podem levar a efeitos deletérios na resistência muscular em esforço realizado a diferentes percentuais do peso corporal (NELSON *et al.*, 2005). Franco *et al.* (2008), por exemplo, demonstraram que uma série de AE, com duração de 40 segundos, reduz o número de repetições possíveis de serem realizadas com cargas submáximas (85% de 1 RM) durante uma única série. Embora ambos os estudos auxiliem na compreensão do efeito agudo do AE no desempenho de exercícios

com pesos, estes achados não podem ser extrapolados para adultos idosos ou para exercícios realizados em séries múltiplas.

A prescrição da intensidade relativa do treinamento com pesos pelo método de zona de repetições máximas, caracterizado pela fadiga voluntária dentro de uma determinada amplitude de repetições (ex.: 12-15 RM), tem se mostrado uma estratégia eficaz para promover aumentos na força muscular de idosos (GURJÃO *et al.*, 2012). Ao adotar o método de zona de RM em séries múltiplas, sem alteração na resistência externa, reduções significativas no número de repetições das séries subsequentes têm sido observadas em adultos idosos (JAMBASSI-FILHO *et al.*, 2010;). Se os efeitos deletérios do AE no número de repetições persistirem ao longo das múltiplas séries de um exercício com pesos, é possível que a redução no volume possa interferir na recuperação da funcionalidade do SNM pós-exercício. No entanto, esta é uma hipótese que necessita ser investigada em idosos.

Assim, objetivo do presente estudo foi analisar o efeito de um protocolo de AE na resistência muscular, volume total do exercício *Leg-Press* e recuperação neuromuscular de idosos. A hipótese testada foi que o AE promoverá reduções no volume das séries e, por consequência, na magnitude de redução da funcionalidade do SNM pós-exercício.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Participantes

Participaram deste estudo 14 idosas (idade: $61,5 \pm 4,1$ anos; massa corporal: $70,4 \pm 13,9$ kg; estatura: $1,58 \pm 0,05$ m; índice de massa corporal: $28,3 \pm 5,2$ kg/m²). Todas as voluntárias possuíam experiência em TP (mediana: 3,5 anos; amplitude 1,5 – 8,5) e nas últimas oito semanas realizavam um treinamento com as seguintes características: a) três sessões semanais em dias não consecutivos; b) três séries (intervalo de recuperação de dois minutos) a 70-80% de 15 RM; c) oito exercícios alternados por segmentos corporais, incluindo o *Leg-Press*. As participantes não relataram distúrbios musculoesqueléticos e/ou

neurológicas recentes (últimos três meses) e não apresentavam limitações cardiovasculares absolutas a prática de exercícios físicos. Após serem informadas verbalmente sobre os procedimentos aos quais seriam submetidas, as participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – IB – Universidade Estadual Paulista – Campus de Rio Claro (protocolo nº 1362 – ANEXO 1) e os procedimentos foram realizados de acordo com as diretrizes de Helsink.

4.2.2 Delineamento experimental

Para verificar o efeito do AE no desempenho do exercício *Leg-Press* horizontal e na recuperação da funcionalidade do SNM de idosas, o presente estudo adotou um delineamento com medidas repetidas, na qual cada participante serviu como seu próprio controle. Como indicadores do desempenho no exercício *Leg-Press* horizontal foram analisados o número de repetições realizadas até a fadiga voluntária em três séries (intervalo de recuperação de dois minutos entre séries), o volume da série (número de repetições de cada série multiplicada pela carga) e o volume total (somatória dos volumes das três séries). A recuperação da funcionalidade do SNM foi avaliada pela análise da Cf-t isométrica (CVM e TDF) e amplitude da atividade EMG. Na semana anterior ao início do período experimental, em três dias não consecutivos (intervalados por no mínimo 48 horas), foram realizados: a) determinação das cargas absolutas referentes a intensidade de 15 RM para cada participante no exercício *Leg-Press* horizontal; b) familiarização aos procedimentos adotados no protocolo de AE (determinação do ponto de desconforto); c) familiarização aos procedimentos para registro da Cf-t isométrica; d) determinação dos locais para fixação dos eletrodos utilizados no registro da atividade EMG e; e) mensurações antropométricas (massa corporal e estatura). Durante o período experimental, cada participante visitou o laboratório por nove ocasiões diferentes, divididas ao longo de três semanas (três vezes por semana). O intervalo entre visitas dentro da semana foi de 24 horas e entre as semanas foi de 96 horas. Na primeira visita

de cada semana foi adotado uma de três condições experimentais: controle sem exercício com pesos ou AE, *Leg-Press* sem AE prévio (LP) e *Leg-Press* com AE prévio (AE-LP). Cinco minutos após o emprego da condição experimental, a Cf-t isométrica e atividade EMG foram mensuradas. Estas medidas foram novamente realizadas nas duas visitas subsequentes (24 e 48 horas). A ordem das condições experimentais foi aleatorizada. Todas as avaliações foram realizadas na mesma hora do dia com objetivo de minimizar as possíveis variações circadianas no comportamento da força muscular e amplitude de movimento articular. As participantes foram orientadas a não realizarem atividades físicas intensas e manter suas atividades da vida diária e nutricionais habituais durante todo o período experimental.

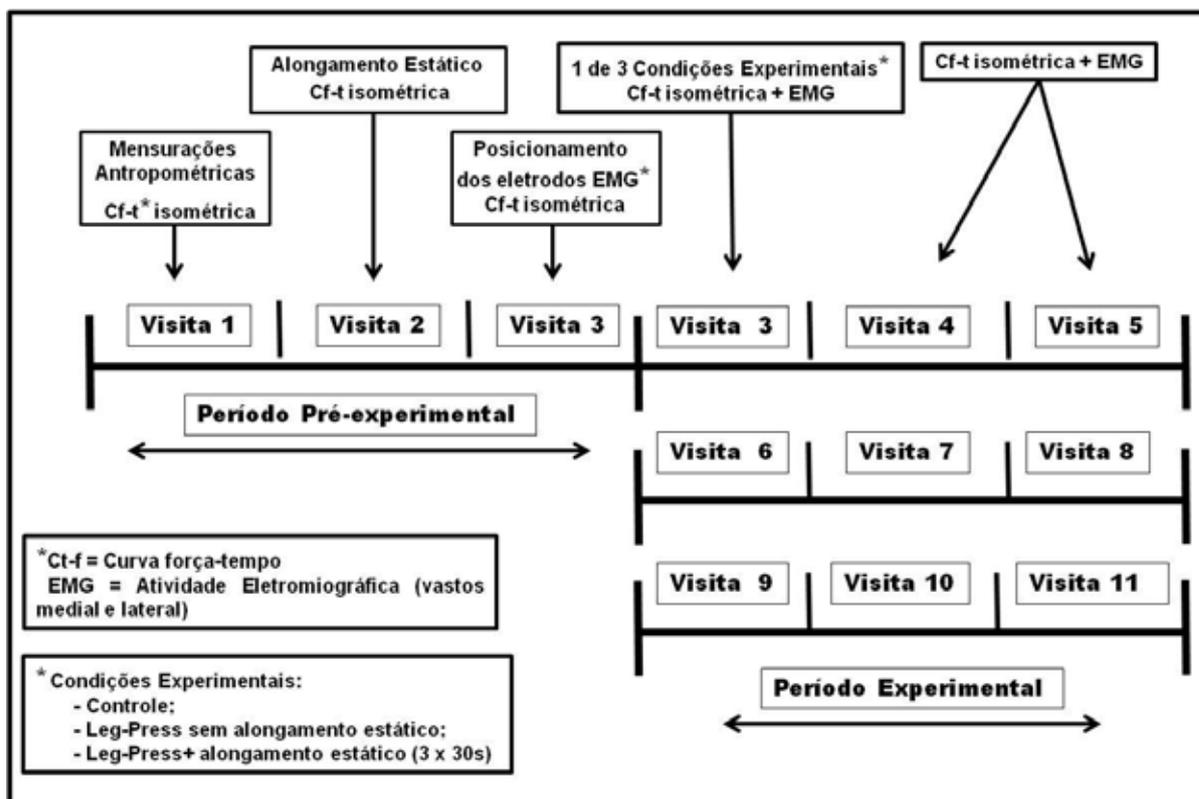


Figura 4.1. Delineamento Experimental

4.2.3 Registro da curva força-tempo isométrica e processamento do sinal

Na semana anterior ao início do período experimental, três sessões de teste foram conduzidas em dias diferentes (intervalo de 48 horas) com objetivo de familiarizar as participantes aos procedimentos empregados na avaliação da força muscular isométrica

(WALLERSTEIN *et al.*, 2010). Cinco minutos, 24 e 48 horas após o emprego das condições experimentais, o esforço isométrico máximo de extensão de joelho e quadril (*Leg-Press*) do membro dominante foi avaliado por meio de um transdutor de força (modelo 5000 N, EMG SystemTM, São José dos Campos, SP, Brasil) fixado em equipamento similar ao descrito por Sahaly *et al.* (2001). As participantes foram posicionadas no assento do equipamento com o joelho flexionado a 90° e quadril a 110° (Figura 4.1). O posicionamento de cada participante foi registrado e empregado em todas as avaliações. Nos momentos que precederam o registro da Cf-t isométrica, as participantes foram instruídas a alcançar o esforço isométrico máximo “tão rápido quanto possível” e sustentá-lo por três segundos. Tão logo iniciado o esforço, as participantes foram encorajadas verbalmente a realizarem seus esforços máximos e *feedback* visual do desempenho da força muscular foi ofertado. Em cada avaliação, foram realizadas três tentativas com intervalo de recuperação de três minutos. Para as análises estatísticas foi adotada a média das duas tentativas que apresentaram maiores valores de CVM.

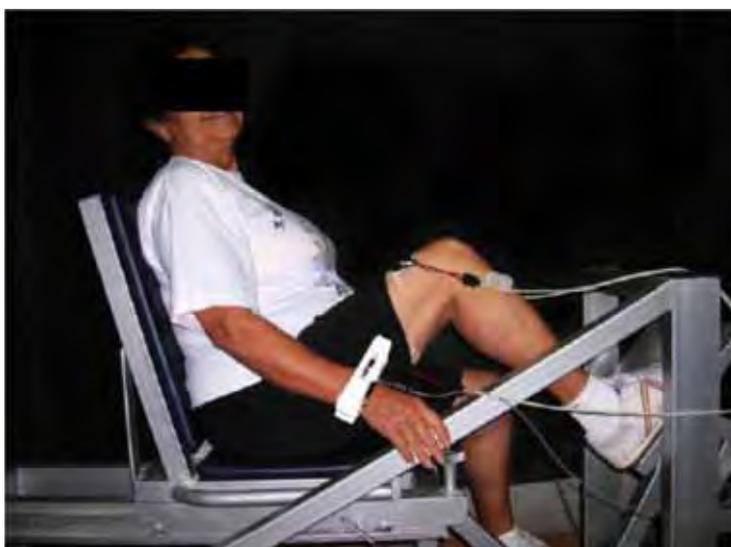


Figura 4.2. Avaliação da curva força-tempo tempo isométrica e atividade eletromiográfica para o exercício *Leg-Press* horizontal.

A aquisição do sinal proveniente do transdutor de força foi realizada por meio de um amplificador de sinais analógicos (modelo CS 800 AFTM, EMG systemTM, SP, Brasil) com

frequência de amostragem de 2000 Hz e sincronizada com o registro da atividade EMG. O sinal obtido pelo amplificador foi armazenado em disco rígido e analisado posteriormente *off-line*. Como primeiro procedimento, o sinal bruto do transdutor de força foi digitalmente filtrado por um filtro passa-baixa Butterworth de segunda-ordem, zero-lag e frequência de corte de 25 Hz. O início da contração foi definido como o instante de tempo no qual o valor de tensão mensurada excedeu 7,5 N acima da linha de base (AAGAARD *et al.*, 2002). A TDF foi determinada como a inclinação da reta de regressão linear entre os valores de tensão e os instantes de tempo correspondentes a 30, 50, 100 e 200 ms relativos ao início da contração (LAROCHE *et al.*, 2008). A TDF pico foi determinada pelo teste da primeira derivada do sinal do transdutor de força (KLASS *et al.*, 2008). A CVM foi considerada como o maior valor registrado dentro da janela de um segundo a partir da estabilização da força muscular (quando a derivada cruza o zero).

4.2.4 Registro da atividade eletromiográfica e processamento do sinal

A atividade EMG foi registrada de forma sincronizada com o sinal do transdutor de força por meio de um amplificador de sinais analógicos (modelo CS 800 AFTM, EMG systemTM, SP, Brasil), consistindo de um condicionador de sinal com filtro passa banda com frequências de corte entre 20 e 500 Hz, ganho de amplificação de 1000x e modo de rejeição comum > 120dB. Uma placa conversora A/D com 12 bits de resolução foi utilizada para converter os sinais analógicos para digital, com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal e amplitude de entrada de 5 mV. A atividade EMG de superfície do quadríceps femoral (vastos medial e lateral) foi captada por meio de eletrodos circulares (prata/cloreto de prata), com área de captação de 10 mm e distância centro a centro inter-eletrodos de 23 mm. Com objetivo de diminuir a impedância da pele, os locais de fixação dos eletrodos foram cuidadosamente preparados, sendo realizada a abrasão e limpeza com álcool. Além desses procedimentos, foi aplicada sobre a superfície dos eletrodos uma camada de gel eletrolítico. O

posicionamento de cada eletrodo seguiu as recomendações de Hermens *et al.* (2000) e os locais foram marcados por meio de uma caneta sobre a pele na tentativa de assegurar a recolocação dos eletrodos nos mesmos locais para os diferentes dias de avaliações. O eletrodo de referência foi colocado sobre a tuberosidade da tíbia. A amplitude da atividade EMG de ambos os vastos foi obtida por meio da raiz quadrada da média dos quadrados (RMS) dentro da janela de um segundo utilizada para determinar a CVM e para os instantes de tempo referentes a TDF (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms).

4.2.5 Teste de repetições máximas

A determinação das cargas referentes a 15 repetições máximas (RM) no exercício *Leg-Press* horizontal (Righetto Fitness Equipment) foram realizadas em três sessões de teste (intervaladas por no mínimo 48 horas) nas duas semanas que precederam o início do período experimental. Em cada sessão, foram realizadas no máximo três tentativas, com intervalo de recuperação de 10 minutos. Na posição inicial, os pés das participantes foram posicionados paralelamente sobre a plataforma do equipamento, com pequeno afastamento lateral, e joelhos flexionados a 90°. Para maior estabilidade, os braços foram posicionados paralelamente ao tronco, com as mãos na barra de apoio fixada no assento do equipamento. O posicionamento das participantes foi registrado e empregado em todas as sessões experimentais. As cargas empregadas na sessão de teste inicial levaram em consideração as cargas de treinamento de cada participante. Como aquecimento prévio, foi ofertada uma série com 10 repetições a 50% da carga estimada para 15 RM. Após 2 minutos de recuperação, as participantes foram orientadas a realizar o maior número de repetições possíveis com a carga determinada pelo avaliador. Nas duas tentativas subsequentes, a carga foi ajustada para que não fosse possível completar a décima sexta repetição. O critério adotado para a interrupção do exercício e computar o número de repetições executadas foi a repetição na qual o movimento não foi

completamente realizado (fadiga voluntária). As participantes foram instruídas a executarem as fases concêntricas em um segundo e as excêntricas em dois segundos.

4.2.6 Protocolo de exercício com pesos

O exercício *Leg-Press* horizontal (Righetto Fitness Equipment), empregado nas condições LP (sem AE prévio) e AE-LP (com AE prévio), foi realizado em três séries até a fadiga voluntária, com a carga referente a 15 RM determinada previamente. O intervalo de recuperação entre as séries foi de dois minutos. Na condição AE-LP, o exercício *Leg-Press* horizontal foi realizado 5 minutos após o término do protocolo de AE. Em ambas as condições (LP e AE-LP) não foram realizadas séries de aquecimento prévio. O posicionamento corporal e a cadência das repetições foram os mesmos adotados no teste de repetições máximas. O tempo total de cada série (TTS) foi registrado manualmente por um cronômetro digital. Com objetivo de obter o tempo médio por repetição da série, o TTS foi dividido pelo número de repetições realizadas da respectiva série (TTS/NR). Não foram permitidas pausas entre as fases concêntricas e excêntricas ou entre as repetições. Adicionalmente, estímulos verbais foram realizados a fim de manter a motivação das participantes. A primeira mensuração da Cf-t isométrica e atividade EMG dos vastos medial e lateral foi realizada 5 minutos após o término da terceira série.

4.2.7 Protocolo de alongamento estático

O protocolo de AE empregado no presente estudo foi elaborada levando em consideração as recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte para adultos idosos (ACSM *et al.*, 2009). Essas recomendações visam à manutenção da flexibilidade necessária para a realização das atividades da vida diária e sugerem que os principais grupos musculares sejam alongados antes que exercícios físicos de fortalecimento sejam realizados. Durante visita prévia, todas as participantes foram familiarizadas com os procedimentos

adotados durante o emprego do protocolo de alongamento, especialmente em relação ao limite do AE. A amplitude de movimento articular atingida no momento em que a participante relatou o início da sensação de dor (ponto de desconforto) foi o critério adotado como limite do AE. O protocolo foi composto por três exercícios de AE, realizados em três repetições de 30 segundos, sendo dois passivos (quadríceps e glúteos) e um ativo (posteriores de coxa). O intervalo entre as repetições foi de 30 segundos.

Para alongar o quadríceps femoral foi empregado o exercício de flexão de joelho. Em decúbito ventral sobre uma maca, os joelhos da participante foram lentamente flexionados pelo pesquisador na tentativa de levar os calcanhares em direção aos glúteos. Os glúteos foram alongados por meio da flexão unilateral do quadril com rotação lateral. Em decúbito dorsal sobre uma maca, com o joelho flexionado, o pesquisador realizou uma rotação unilateral da coxa com subsequente flexão do quadril. Os hemicorpos foram alongados alternadamente. Para alongamento dos músculos posteriores de coxa a flexão do quadril foi realizada ativamente na posição ortostática. As participantes foram instruídas a posicionar os pés lateralmente na largura dos ombros e flexionar o quadril na tentativa de levar as mãos ao solo.

4.2.8 Tratamento estatístico

Inicialmente, a normalidade da distribuição dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk, seguido de procedimentos descritivos (média e desvio padrão). A homogeneidade de variância e esfericidade dos dados foram verificados pelos testes de Levene e Mauchly, respectivamente. Correção de Greenhouse-Geisser foi utilizada quando necessário. Análise de variância (ANOVA) two-way para medidas repetidas, apresentando como fatores Condição (Controle, LP e AE-LP) e Série (1ª, 2ª e 3ª séries) foi utilizada para verificar o efeito do AE no número de repetições, volumes das séries, TTS e TTS/NR no exercício *Leg-Press* horizontal. ANOVA two-way para medidas repetidas, apresentando como

fatores Condição (Controle, LP e AE-LP) e Tempo (após 5 minutos, 24 e 48 horas) foi utilizada para verificar o efeito do AE na recuperação da CVM, TDF e amplitude da atividade EMG dos vastos medial e lateral após exercício com pesos, precedidos ou não de AE, e a condição controle. O mesmo foi realizado para as mudanças percentuais da TDF pico e CVM em relação ao controle. Em ambas as análises de variância, o teste *post-hoc* de Tukey foi empregado quando necessário. O teste *t* Student para amostras dependentes foi utilizado para verificar possíveis diferenças entre o volume, TTS e TTS/NR totais entre as condições LP e AE-LP. O nível de significância adotado para todas as análises foi de alfa $< 0,05$. As informações foram processadas no pacote computacional Statistica, versão 7.0.

4.3 Resultados

Os resultados para o número de repetições alcançadas nas três séries do exercício *Leg-Press* horizontal para as condições com e sem AE prévio são mostrados na figura 4.3. Ao comparar as duas condições experimentais, decréscimo significativo (-18,5%) no número de repetições foi observado para a primeira série (interação Condição x Série: $F(2, 52) = 9,329$; $P < 0,01$). Nenhuma diferença entre as condições foram observadas para a segunda e terceira séries.

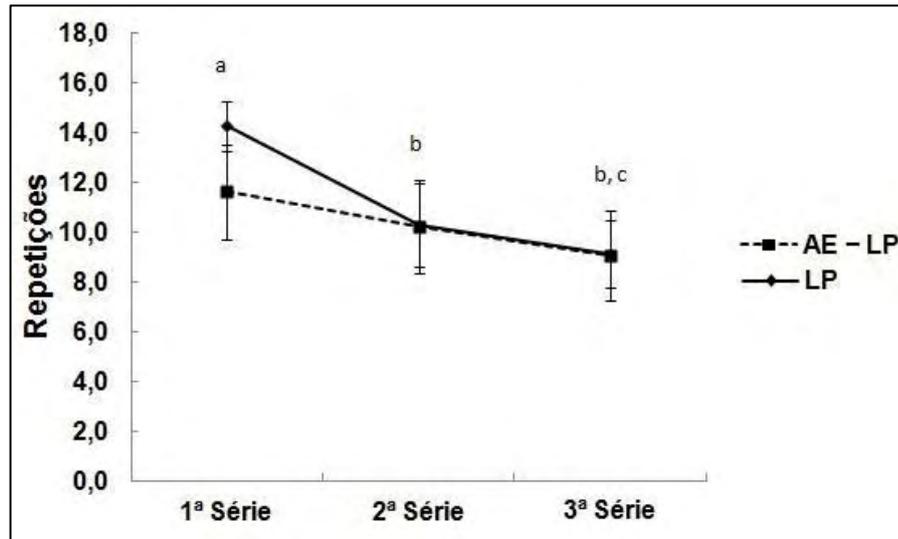


Figura 4.3. Número de repetições no exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio em idosas ($n = 14$). Valores expressos em média e desvio-padrão.

^a = diferença significativa entre as condições ($p < 0,05$). ^b = diferença significativa em relação a primeira série para condição LP. ^c = diferença significativa em relação a primeira série para condição AE-LP.

Embora nenhuma diferença significativa tenha sido observada no volume obtido em cada uma das séries entre as duas condições experimentais, o volume total da condição AE-LP foi significativamente menor (-8,3%) em comparação à condição LP. A cadência das repetições em cada série e total não apresentaram diferenças significativas entre as condições experimentais (tabela 4.1).

Tabela 4.1. Resultados para o volume, tempo total da série (TTS) e tempo médio por repetição (TTS/NR) e o total de cada variável para o exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.

	1ª Série	2ª Série	3ª Série	Total
Volume				
AE + LP	1098,4 ± 324,2	946,6 ± 228,4	844,8 ± 221,5 ^b	2889,7 ± 685,3
LP	1337,3 ± 303,4	957,4 ± 249,4 ^b	856,9 ± 221,3 ^b	3151,5 ± 714,3 ^a
TTS (s)				
AE + LP	29,0 ± 2,2	24,6 ± 3,7 ^b	22,4 ± 3,2 ^b	75,9 ± 6,3
LP	33,4 ± 3,9	24,0 ± 2,9 ^b	21,9 ± 2,8 ^b	79,4 ± 7,5
TTS/NR (s.rep⁻¹)				
AE + LP	2,5 ± 0,4	2,5 ± 0,4	2,5 ± 0,4	7,5 ± 1,1
LP	2,3 ± 0,3	2,4 ± 0,3	2,4 ± 0,4	7,1 ± 0,9

^a = Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as condições.

^b = Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação a primeira série.

A CVM, TDF em diferentes períodos de tempo e a TDF pico obtidos após a realização das três condições experimentais (controle, AE-LP e LP) ao longo do tempo são apresentados na tabela 4.2. Nenhuma diferença que possa ser atribuível às condições AE-LP e LP foi observada. A figura 4.4 apresenta a mudança percentual da média em relação à condição controle para a CVM e TDF pico. Respostas similares foram observadas para a amplitude do sinal EMG dos vastos medial e lateral obtidas durante a CVM ou TDF em diferentes intervalos de tempo (figuras 4.5 e 4.6; respectivamente).

Tabela 4.2. Resultados para contração voluntária máxima (CVM), taxa de desenvolvimento de força (TDF) em diferentes instantes de tempo (30; 50; 100 e; 200 ms) e TDF pico após a realização do exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.

	Pós-Condição	Pós-24 horas	Pós-48 horas
CVM (N)			
AE - LP	898,7 ± 225,0	949,1 ± 255,0	949,0 ± 279,3
LP	891,3 ± 207,5	926,2 ± 228,9	914,7 ± 209,6
Controle	936,3 ± 211,9	935,6 ± 246,8	927,7 ± 249,7
TDF 30 ms (N.s⁻¹)			
AE - LP	1840,0 ± 482,8	2152,6 ± 976,3	1991,6 ± 704,6
LP	1750,8 ± 534,2	2034,3 ± 558,5	2145,4 ± 839,6
Controle	2066,5 ± 825,0	2031,4 ± 546,9	1841,2 ± 610,4
TDF 50 ms (N.s⁻¹)			
AE - LP	2330,0 ± 670,6	2739,0 ± 1273,8	2543,7 ± 957,3
LP	2261,5 ± 730,8	2601,4 ± 706,6	2748,7 ± 1120,7
Controle	2701,3 ± 1046,3	2630,2 ± 671,6	2427,4 ± 832,8
TDF 100 ms (N.s⁻¹)			
AE - LP	3084,6 ± 911,5	3515,4 ± 1393,8	3320,2 ± 1060,0
LP	3107,3 ± 961,7	3448,0 ± 1024,2	3638,2 ± 1377,0
Controle	3463,4 ± 1091,0	3480,9 ± 798,5	3281,6 ± 1049,2
TDF 200 ms (N.s⁻¹)			
AE - LP	2941,2 ± 727,7	3210,3 ± 1029,7	3166,1 ± 908,9
LP	3064,9 ± 872,6	3187,9 ± 897,3	3291,0 ± 979,9
Controle	3193,8 ± 843,0	3235,3 ± 875,4	3050,2 ± 884,5
TDF pico (N.s⁻¹)			
AE - LP	4054,5 ± 1130,6	4583,9 ± 1701,5	4495,2 ± 1283,5
LP	4079,5 ± 1236,6	4365,2 ± 1417,6	4660,2 ± 1683,1
Controle	4645,7 ± 1196,2	4551,1 ± 1089,6	4370,9 ± 1431,7

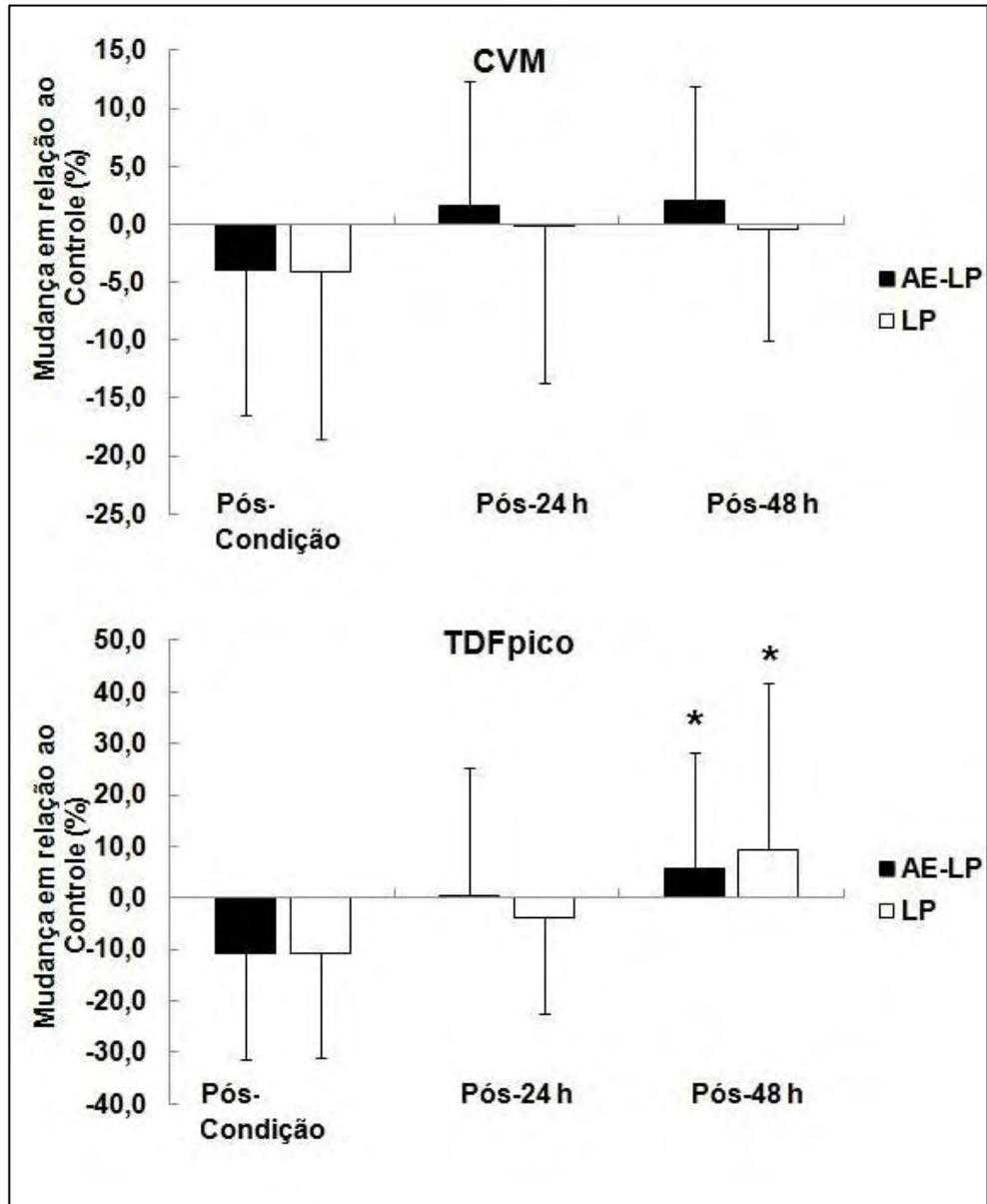


Figura 4.4. Mudança percentual da média em relação a condição controle para a contração voluntária máxima (CVM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) pico de idosas, nas condições exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio ($n = 14$). * diferente estatisticamente ($p < 0,05$) em relação ao momento pós-condição. Valores em média e desvio-padrão.

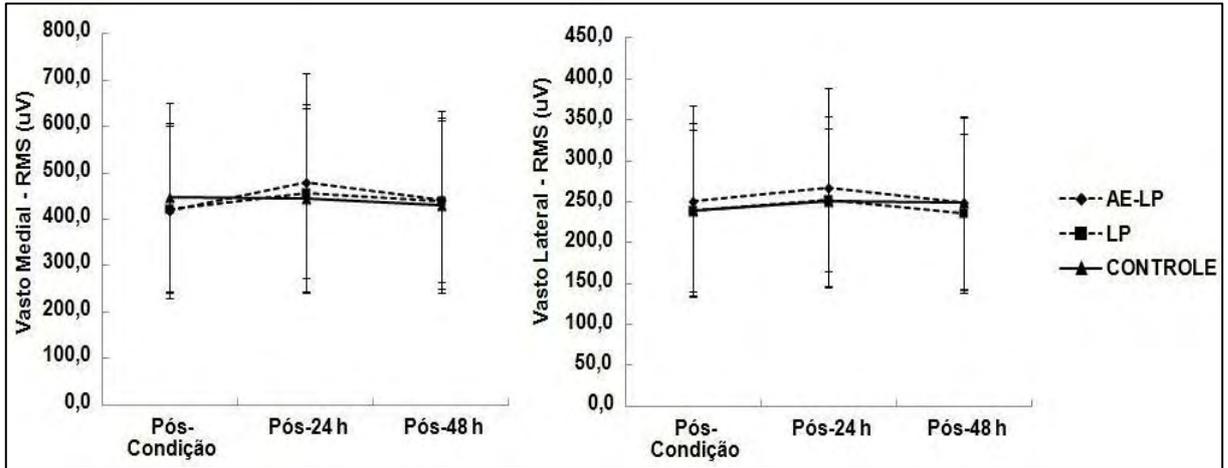


Figura 4.5. Amplitude eletromiográfica (*Root Mean Square* – RMS) dos vastos medial e lateral, obtida dentro da janela de um segundo correspondente a contração voluntária, após a realização do exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas (n = 14). Valores expressos em média e desvio-padrão.

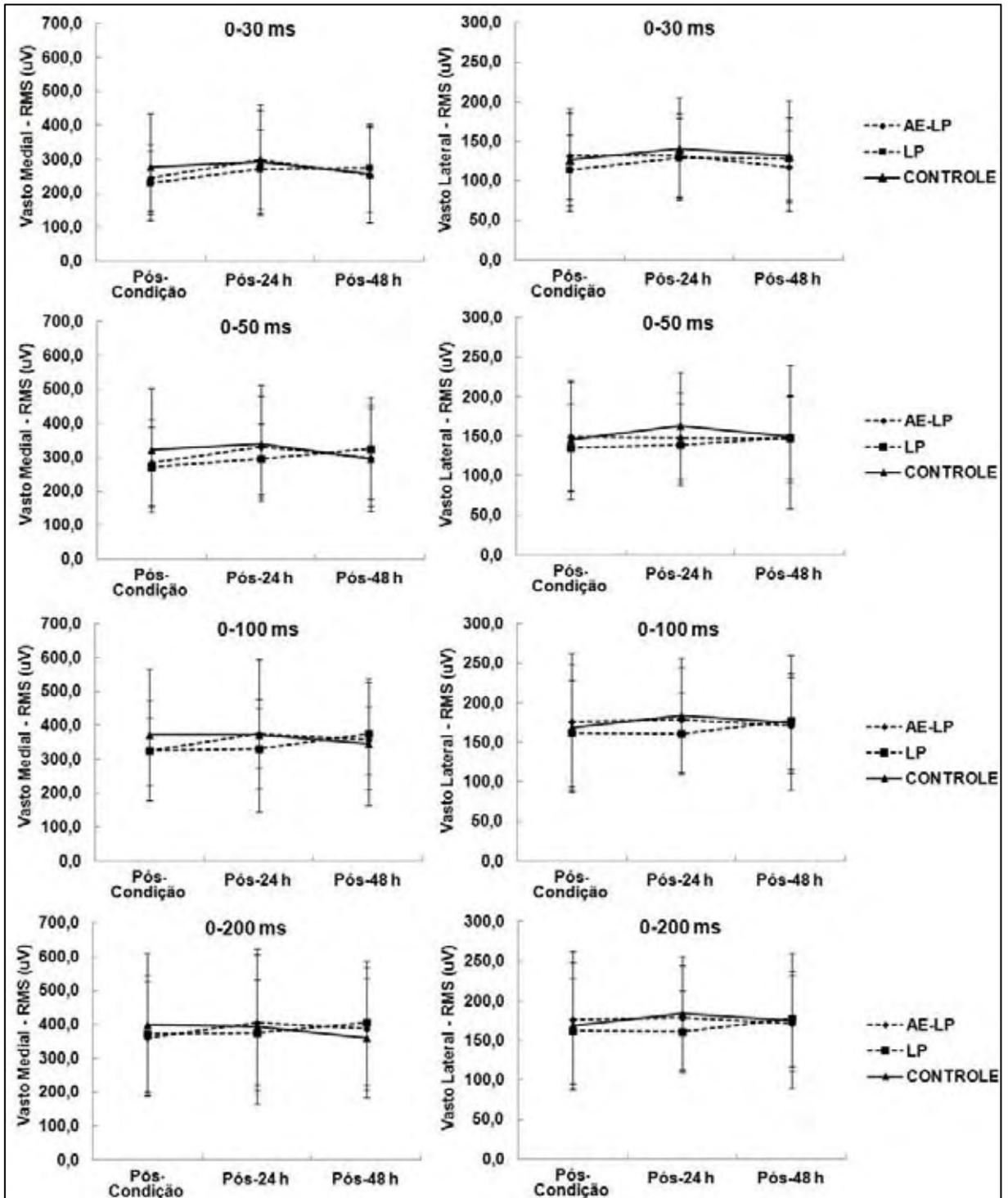


Figura 4.6. Amplitude eletromiográfica (*Root Mean Square* – RMS) dos vastos medial e lateral referentes a taxa de desenvolvimento de força em diferentes períodos de tempo após a realização do exercício *Leg-Press* horizontal com (AE-LP) e sem (LP) alongamento estático prévio e condição controle em idosas ($n = 14$). Valores expressos em média e desvio-padrão.

4.4 Discussão

Mudanças nas orientações para prescrição de exercícios de força muscular e flexibilidade têm sido realizadas em virtude da possibilidade de exercícios de AE repercutirem negativamente no desempenho subsequente de força muscular (KAY e BLAZEVIK, 2012). Recente publicação do Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM), por exemplo, sugere que exercícios de flexibilidade sejam realizados após exercícios cardiorrespiratórios ou de força muscular (GARBER *et al.*, 2011). A influência do AE na resistência muscular de adultos idosos ainda não tem sido investigada. Os resultados do presente estudo indicam que o AE pode reduzir significativamente o número de repetições realizados no exercício *Leg-Press* horizontal e levar ao decréscimo do volume total. Os efeitos deletérios do AE no número de repetições não persistem ao longo de múltiplas séries.

Para adultos idosos, tem sido recomendada a realização de protocolos de AE muscular compostos por 3-4 repetições, com durações de 10-30 segundos, totalizando um volume máximo de 120 segundos (NELSON *et al.*, 2007). Em adição, recomenda-se para adultos de todas as idades, que os exercícios de AE sejam realizados até atingir um volume de 60 segundos, ajustando a duração do alongamento e as repetições de acordo com as necessidades individuais (*e.g.* duas repetições de 30 s ou quatro repetições de 15 s) (GARBER *et al.*, 2011). Franco *et al.* (2008) realizaram dois diferentes experimentos para verificar os efeitos da manipulação do número de repetições e duração do AE na resistência muscular no exercício supino reto (uma série até a fadiga a 85% de 1 RM) de jovens com experiência em treinamento com pesos. O volume de 40 segundos de AE foi obtido de diferentes formas entre os experimentos (duas repetições de 20 segundos ou uma série de 40 segundos). Reduções significativas de aproximadamente 19% no número máximo de repetições foram observadas apenas ao empregar uma série de 40 segundos. Na presente investigação, o volume de 90 segundos de AE para diferentes grupos musculares foi obtido dentro das amplitudes de

repetições e durações de recomendações específicas para idosos (NELSON *et al.*, 2007) e redução de 18,5% foi observada para o número de repetições da primeira série.

Trabalhos anteriores também tem demonstrado o efeito negativo do AE na resistência muscular de adultos jovens (NELSON *et al.*, 2005; BARROSO *et al.* 2012). Nelson *et al.* (2005) verificaram reduções de 24% no número de repetições realizadas até a fadiga a 60% do peso corporal no exercício de flexão de joelhos. Os estudos de Nelson *et al.* (2005) e Franco *et al.* (2008) mostram que o AE pode influenciar negativamente a resistência muscular durante a realização de exercícios amplamente empregados em rotinas de treinamento com pesos. No entanto, os trabalhos anteriormente citados utilizaram apenas uma série em cada exercício investigado, dificultando a extrapolação dos resultados para treinamentos realizados em múltiplas séries.

Barroso *et al.* (2012) buscaram investigar o efeito de diferentes tipos de alongamentos, dentre eles o AE (três repetições de 30 s para os músculos glúteos máximos, quadríceps e posteriores de coxa), no número de repetições total (três séries até a fadiga voluntária a 80% de 1 RM), volume total e força muscular máxima no exercício *Leg-Press*. Reduções de 20,8% no número de repetições total e de 20,4% no volume total foram reportadas. Na presente investigação, apenas a primeira série foi negativamente influenciada ao comparar as condições com e sem AE, sugerindo que esse efeito não persiste para as séries subsequentes. Este é um achado que não tem sido reportado previamente. Assim, o aumento do número de séries no treinamento com pesos pode ser um caminho para contrapor o efeito negativo do AE no desempenho da primeira série em idosas.

A velocidade das repetições é uma importante variável a ser considerada ao determinar o número máximo de repetições possíveis de serem realizadas com uma carga. Sakamoto e Sinclair (2006) têm demonstrado que alterações na velocidade de movimento durante um exercício com pesos pode levar a diferentes números de repetições na mesma

intensidade de esforço (*e.g.* 60% de 1 RM). Embora não tenha sido usado um metrônomo para controle da cadência das repetições do presente estudo, o que pode ser uma limitação, a análise do tempo médio por repetição (TTS/NR) sugere que a cadência por série foi similar entre as condições com e sem AE.

Bishop *et al.* (2008) tem definido o processo de recuperação como a capacidade de atender com a mesma eficácia ou mesmo superar o desempenho necessário para a realização de uma determinada tarefa, reduzida previamente pelo estímulo de um exercício físico.

Para nossa surpresa, na presente investigação, a funcionalidade do SNM avaliada pela TDF, CVM e amplitude EMG não foi significativamente diferente entre as condições AE-LP, LP e Controle, sugerindo que o dano muscular pode não ter ocorrido. Essa falta de modificação no desempenho do SNM, que era esperada que ocorresse após a realização de exercício com pesos, pode estar relacionada ao nível de treinamento das voluntárias e as características do histórico de treinamento. Como as voluntárias treinavam próximas as cargas referentes a 15 RM (70-80% de 15 RM), os incrementos de carga para a realização das diferentes condições experimentais (AE-LP e LP) não foram suficientes para promover alterações significativas na TDF, CVM e amplitude EMG em comparação a condição controle. Uma interpretação possível para este comportamento é que as voluntárias estavam adaptadas ao volume de treino por possuírem um histórico de treinamento superior a 1,5 anos e por estarem treinando a pelo menos oito semanas com as mesmas características de treinamento adotado no protocolo experimental. Dessa forma, é importante que novos estudos sejam realizados com maiores volumes para verificar se o AE pode interferir na recuperação neuromuscular de idosas treinadas com pesos.

O presente estudo não investigou os possíveis mecanismos que pode podem estar relacionados à redução no número de repetições observada no presente estudo. LaRoche *et al.* (2008) têm sugerido que redução na rigidez muscular devido a alterações plásticas nos

componentes elásticos em série e paralelo pode levar a redução no armazenamento de energia elástica. Gurjão *et al.* (2009) observaram redução na TDF pico durante esforço isométrico máximo no exercício *Leg-Press*, sem alterações na atividade EMG no início da contração muscular, sugerindo que alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão podem ter ocorrido em idosas. Em adição, Barroso *et al.* (2008) têm pontuado que a redução no número de repetições, sem alterações na força máxima, pode ser decorrente de alterações metabólicas induzidas pela redução do fluxo sanguíneo durante o AE. Contudo, as hipóteses apresentadas ainda necessitam de confirmações experimentais em idosas.

Embora os estudos apresentados nos capítulos 2 e 3 tenham demonstrado que o AE pode não ter influência negativa na produção de força isométrica agudamente, os achados da presente investigação indicam que o mesmo pode não ocorrer com desempenho de força dinâmica. Os resultados do presente estudo sugerem que o AE deve ser evitado antes da realização de exercícios com pesos em idosas, porém, devido a limitada quantidade de informação a respeito do déficit de força muscular mediado pelo AE nessa população e a possibilidade desse efeito ser contrabalanceado pela adição de séries ao TP, parece prematuro alterar as atuais recomendações.

4.5 Conclusões

A realização de três repetições de 30 segundos de AE para os principais grupos musculares envolvidos no exercício *Leg-Press* horizontal de idosas pode induzir ao decréscimo no número de máximo de repetições realizadas apenas na primeira de três séries. Não foi possível verificar se a redução do volume total decorrente do AE interferiu na recuperação neuromuscular.

CAPÍTULO 5

Discussão geral e conclusões

5.1 Discussão geral

O principal objetivo do AE nos momentos que precedem a prática de exercícios físicos é aumentar a amplitude de movimento articular e reduzir o risco de lesão muscular por estiramento, mediada pela redução na rigidez da unidade músculo-tendão e/ou aumento na tolerância ao alongamento (McHUGH e COSGRAVE, 2010; NAKAMURA *et al.*, 2011; WEPPLER e MAGNUSSON, 2010). Ao longo das últimas duas décadas, o efeito agudo do AE no desempenho de testes laboratoriais de força muscular e testes funcionais tem sido alvo de inúmeras investigações. Considerável corpo de evidência tem apontado que o AE pode reduzir transitoriamente o desempenho de força muscular isométrica e dinâmica (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEIVICH, 2012; SIMIC *et al.*, 2012). Este efeito negativo no desempenho levou o ACSM a modificar suas recomendações, sugerindo que o AE seja realizado após a realização de exercícios aeróbios e de fortalecimento (GARBER *et al.*, 2011). No entanto, a existência de resultados demonstrando nenhum efeito negativo no desempenho indica que o déficit de força muscular mediado pelo AE pode ser influenciado por diferentes variáveis, como o volume do alongamento e o tipo de ação muscular (*e.g.* isométrica e dinâmica) (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEIVICH, 2012; SIMIC *et al.*, 2012).

Dentro deste contexto, os estudos apresentados nos capítulos 2 e 3 buscaram verificar se diferentes rotinas de AE poderiam alterar aguda ou cronicamente a complacência da unidade músculo-tendão e, por consequência, modificar o desempenho de diferentes variáveis neuromusculares. A avaliação laboratorial da força muscular, por meio de esforços isométricos (TDF e CVM) associada a parâmetros de ativação muscular (atividade EMG e retardo eletromecânico), foram as variáveis dependentes escolhidas para verificar o efeito do AE por serem fortemente influenciadas pelas das propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Ambos os estudos demonstraram que rotinas de AE podem não alterar a

complacência da unidade músculo-tendão de forma a afetar os desempenhos de força e ativação muscular. No entanto, devido a natureza isométrica das avaliações, não é possível extrapolar esses resultados para o desempenho de força muscular dinâmica. Por essa razão, o estudo apresentado no capítulo 4 buscou investigar se o AE poderia afetar o desempenho de um exercício funcional comumente empregado para o fortalecimento muscular de idosos. Os resultados indicaram que a resistência muscular localizada pode ser negativamente influenciada pelo AE, porém, esse efeito não parece perdurar além da primeira série do exercício investigado.

A importância da melhor compreensão dos efeitos do AE no desempenho subsequente funcional ou de força muscular isométrico é bastante clara dentro do contexto esportivo e da saúde. Em adultos idosos, o desempenho da força muscular e flexibilidade são importantes preditores da capacidade funcional (BEISSNER *et al.*, 2000). Contudo, é surpreendente a pequena quantidade de estudos que buscaram investigar o efeito da idade e sua interação com outras variáveis relacionadas ao AE (*e.g.* relação dose-resposta) e tipo de ação muscular no déficit de força muscular.

Conforme sugerido por diferentes revisões de literatura (sistemática e meta-analítica) existe uma relação dose-resposta entre exercícios de AE e o déficit de força muscular em adultos jovens (BEHM e CHAOUACHI, 2011; KAY e BLAZEVIK, 2012; SIMIC *et al.*, 2012). As análises têm indicado volumes mínimos de AE entre 45 e 90 segundos para observar decréscimos na força muscular. Dentro deste contexto, o objetivo capítulo 2 foi analisar o efeito da idade e do volume de AE (2 repetições de 30 s *vs.* 4 repetições de 30 s) no comportamento do desempenho de diferentes variáveis da força isométrica de extensão de joelho (TDF nas fases iniciais da ação muscular, TDF pico, CVM), retardo eletromecânico e atividade EMG (amplitude e taxa de incremento) em diferentes ângulos articulares. Os resultados indicaram que os volumes adotados não alteraram significativamente o

desempenho das diferentes variáveis dependentes analisadas, sem diferenças entre as faixas etárias. Dentre os mecanismos associados ao déficit de força muscular mediado pelo AE, as alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão podem ter importantes efeitos no desempenho de força isométrica e no retardo eletromecânico e menor influência na ativação muscular, motivos pelos quais essas variáveis foram escolhidas para este estudo. O aumento da complacência da unidade músculo-tendão induzido pelo AE está relacionado ao volume e pode aumentar o tempo necessário para o alongamento dessa estrutura (RYAN *et al.*, 2008). Isso poderia levar ao aumento no retardo eletromecânico (ESPOSITO *et al.*, 2011). Em adição, a menor rigidez pode diminuir a capacidade dessa estrutura em transmitir rapidamente a força muscular para o osso, especialmente, nos momentos iniciais de produção de força. A falta de alteração significativa nessas variáveis sugere que a rigidez da unidade músculo-tendão pode não ter sido afetada, mesmo ao adotar 120 segundos de AE.

Se por um lado o efeito agudo do AE pode levar a reduções na força muscular, o emprego crônico de diferentes volumes de AE tem demonstrado aumentar a amplitude de movimento articular (FELAND *et al.*, 2001), influenciar positivamente os parâmetros da marcha (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2007) e promover aumentos na força muscular máxima (KOKKONEN *et al.*, 2007). Guissard e Duchateau (2004) demonstraram alterações neurais e mecânicas na unidade músculo-tendão associadas ao treinamento de flexibilidade. Por essa razão, Behm *et al.* (2006) sugeriram que o uso crônico de exercícios de AE poderiam alterar o comportamento agudo da força muscular em resposta ao AE. No capítulo 3, buscamos testar a hipótese que oito semanas de treinamento de flexibilidade poderia não alterar o comportamento agudo da força muscular após o emprego de um protocolo de AE. Os resultados confirmaram a hipótese, não sendo verificadas alterações no desempenho agudo de força isométrica após o emprego de um protocolo de AE em ambos os momentos. Alterações crônicas também não foram verificadas.

A análise do conjunto de resultados apresentados nos capítulos 2 e 3 sugerem que protocolos com diferentes volumes de AE (60, 90 e 120 segundos), obtidos por meio da manipulação das repetições (2, 3 e 4 repetições de 30 s), não influenciam negativamente o desempenho de força muscular isométrica aguda e cronicamente. Embora estes sejam resultados importantes a considerar para adequada prescrição dos exercícios de AE e de força muscular dentro de uma mesma sessão de treinamento para idosos, conclusões mais efetivas podem ser obtidas ao verificar o efeito agudo do AE no desempenho de um exercício típico de treinamento com pesos.

O objetivo do capítulo 4 foi analisar o efeito de um protocolo de AE na resistência muscular, volume total do exercício *Leg-Press* horizontal e recuperação neuromuscular de idosos. Baseada nos achados de estudos que demonstraram reduções no número de repetições em diferentes exercícios que são utilizados em rotinas de treinamento com pesos, a hipótese testada foi que o AE promoveria reduções nos volumes das séries e, por consequência, na magnitude de redução da funcionalidade do SNM pós-exercício. Ao realizar o protocolo de AE antes do exercício *Leg-Press* horizontal, menor número de repetições foram alcançados somente na primeira de três séries quando comparado à condição sem AE. Este efeito não perdurou nas séries subsequentes, mas foi suficiente para levar a reduções no volume total do exercício. Assim, nossa hipótese foi parcialmente confirmada.

Diferente dos resultados encontrados nos capítulos 2 e 3, a queda significativa no volume total do exercício *Leg-Press* horizontal suporta a mudança nas recomendações do ACSM, onde as rotinas de AE devem ser realizadas após os exercícios cardiorrespiratórios e de força muscular (GARBER *et al.*, 2011). No entanto, devido à pequena quantidade de evidências em adultos idosos, mais estudos são necessários para melhor compreender a interação entre exercícios de AE e o desempenho do SNM.

5.2 Conclusões

A presente tese buscou explorar a interação entre exercícios de AE e o desempenho de diferentes expressões da força muscular (força muscular isométrica máxima e resistência muscular dinâmica) em idosas. Em adição, foi investigado se o treinamento de flexibilidade poderia alterar o comportamento agudo da força muscular após o AE. O desempenho de força muscular isométrica de idosas não é negativamente influenciado após a realização de diferentes volumes de AE e apresenta comportamento similar a indivíduos jovens. Oito semanas de treinamento de flexibilidade não são suficientes para promover adaptações crônicas ou alterações no comportamento agudo da força isométrica após o emprego de um protocolo de AE. O desempenho de força muscular dinâmico, especificamente a resistência muscular no exercício *Leg-Press* horizontal, pode ser influenciada negativamente ao ser precedido por um protocolo de AE para os principais grupos musculares de membros inferiores. Ao considerar que este efeito não perdura ao empregar séries múltiplas, a adição de séries extras as rotinas de treinamento com pesos pode ser um caminho para contrapor a queda do desempenho na primeira série.

6. REFERÊNCIAS

Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol*. 2002;93(4):1318-26.

Aagaard P, Suetta C, Caserotti P, Magnusson SP, Kjaer M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(1):49-64.

Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi Y, Katsuta S, Kuno S. Muscle function in 164 men and women aged 20-84 yr. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(2):220-6.

Alpkaya U, Kocejda D. The effects of acute static stretching on reaction time and force. *J Sports Med Phys Fitness*. 2007;47(2):147-50.

American College of Sports Medicine, Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(7):1510-30.

Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemelä E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *J Appl Physiol*. 2004;96(6):2325-32.

Avela J, Kyröläinen H, Komi PV. Aletred reflex sensitivity after repeted and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol*. 1999;86(4):1283-91.

Barroso R, Tricoli V, Santos Gil SD, Ugrinowitsch C, Roschel H. Maximal strength, number of repetitions, and total volume are differently affected by static-, ballistic-, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *J Strength Cond Res*. 2012;26(9):2432-7.

Bazett-Jones DM, Winchester JB, McBride JM. Effect of potentiation and stretching on maximal force, rate of force development, and range of motion. *J Strength Cond Res*. 2008;22(1):25-31.

Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(8):1397-402.

Behm DG, Bambury A, Haynes AT, Hodder JN, Leonard AM, Paddock NR. Flexibility is not related to stretching-induced deficits in force or power. *J Sports Sci Med.* 2006;5(1):33-42.

Behm DG, Button DC, Butt JC. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Can J Appl Physiol.* 2001;26(3):261-72.

Behm DG, Chaouachi A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(11):2633-51.

Behm DG, Kibele A. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *Eur J Appl Physiol.* 2007;101(5):587-94.

Behm DG, Plewe S, Grage P, Rabbani A, Beigi HT, Byrne JM, Button DC. Relative static stretch-induced impairments and dynamic stretch-induced enhancements are similar in young and middle-aged men. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2011;36(6):790-7.

Beissner KL, Collins JE, Holmes H. Muscle Force and Range of Motion as Predictors of Function in Older Adults. *Phys Ther.* 2000;80(6):556-63.

Bishop PA, Jones E, Woods AK. Recovery from training: a brief review: brief review. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):1015-24.

Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol.* 2005;99(3):986-94.

Bradley PS, Olsen PD, Portas MD. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):223-6.

Cannavan D, Coleman DR, Blazeovich AJ. Lack of effect of moderate-duration static stretching on plantar flexor force production and series compliance. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(3):306-12.

Carroll CC, Dickinson JM, Haus JM, Lee GA, Hollon CJ, Aagaard P, Magnusson SP, Trappe TA. Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. *J Appl Physiol*. 2008;105(6):1907-15.

Cavanagh PR, Komi PV. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1979;42(3):159-63.

Church BJ, Wiggins MS, Moode EM, Crist R. Effect of warm-up and flexibility treatments on vertical jump performance. *J Strength Cond Res*. 2001;15(3):332-6.

Comwell A, Nelson AG, Heise GD, Sidaway B. Acute effects of passive muscle stretching on vertical jump performance. *J Hum Mov Stud*. 2001;40:307-24.

Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Walter AA, Hoge KM, Cramer JT. Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108(2):301-10.

Couppé C, Hansen P, Kongsgaard M, Kovanen V, Suetta C, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men. *J Appl Physiol*. 2009;107(3):880-6.

Couppé C, Kongsgaard M, Aagaard P, Hansen P, Bojsen-Moller J, Kjaer M, Magnusson SP. Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J Appl Physiol*. 2008;105(3):805-10.

Cramer JT, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Beck TW, Coburn JW. An acute bout of static stretching does not affect maximal eccentric isokinetic peak torque, the joint angle at peak torque, mean power, electromyography, or mechanomyography. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007a;37(3):130-9.

Cramer JT, Beck TW, Housh TJ, Massey LL, Marek SM, Danglemeier S, Purkayastha S, Culbertson JY, Fitz KA, Egan AD. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *J Sports Sci*. 2007b;25(6):687-98.

Cristopoliski F, Barela JA, Leite N, Fowler NE, Rodacki AL. Stretching exercise program improves gait in the elderly. *Gerontology*. 2009;55(6):614-20.

de Almeida FM, Tomiosso TC, Biancalana A, Mattiello-Rosa SM, Vidal BC, Gomes L, Pimentel ER. Effects of stretching on morphological and biochemical aspects of the extracellular matrix of the rat calcaneal tendon. *Cell Tissue Res.* 2010;342(1):97-105.

Esposito F, Limonta E, Cè E. Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from an electromyographic and mechanomyographic combined approach. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(3):485-95.

Fayad F, Roby-Brami A, Gautheron V, Lefevre-Colau MM, Hanneton S, Fermanian J, Poiraudreau S, Revel M. Relationship of glenohumeral elevation and 3-dimensional scapular kinematics with disability in patients with shoulder disorders. *J Rehabil Med.* 2008;40(6):456-60.

Feland JB, Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW, Measom GW. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2001;81(5):1110-7.

Ferreira GN, Teixeira-Salmela LF, Guimarães CQ. Gains in flexibility related to measures of muscular performance: impact of flexibility on muscular performance. *Clin J Sport Med.* 2007;17(4):276-81.

Fletcher IM, Anness R. The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-field athletes. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):784-7.

Fletcher IM, Monte-Colombo MM. An investigation into the possible physiological mechanisms associated with changes in performance related to acute responses to different preactivity stretch modalities. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010;35(1):27-34.

Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantar flexors. *J Appl Physiol.* 2000;89(3):1179-88.

Franco BL, Signorelli GR, Trajano GS, de Oliveira CG. Acute effects of different stretching exercises on muscular endurance. *J Strength Cond Res.* 2008;22(6):1832-7.

Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggin TJ. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(9):973-83.

Gallo LH, Gonçalves R, Gurjão ALD, Prado AKG, Ceccato M, Jambassi-Filho JC, Gobbi S. Efeito de diferentes volumes de alongamento na capacidade funcional de idosas. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2012 [no prelo].

Gallon D, Rodacki AL, Hernandez SG, Drabovski B, Outi T, Bittencourt LR, Gomes AR. The effects of stretching on the flexibility, muscle performance and functionality of institutionalized older women. *Braz J Med Biol Res.* 2011;44(3):229-35.

Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP; American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(7):1334-59.

Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(7):1334-59.

Geraldes AAR, Albuquerque RB, Soares RM, Carvalho J, Farinatti PTV. Correlação entre flexibilidade das articulações glenoumerais e coxofemorais e o desempenho funcional de idosas fisicamente ativas. *Rev. bras. fisioter.* [online]. 2008;12(4):274-82.

Goble DJ, Coxon JP, Wenderoth N, Van Impe A, Swinnen SP. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neurosci Biobehav Rev.* 2009;33(3):271-8.

Gomes TM, Simão R, Marques MC, Costa PB, da Silva Novaes J. Acute effects of two different stretching methods on local muscular endurance performance. *J Strength Cond Res.* 2011;25(3):745-52.

Gonçalves R, Gurjão ALD, Jambassi-Filho JC, Farinatti PTV, Gobbi LTB, Gobbi S. Acute effect of static stretching on older women isometric time-force curve during single and multiple joint actions. *J Sports Sci.* 2012 [Epub ahead of print].

González-Ravé JM, Sánchez-Gómez A, Santos-García DJ. Efficacy of two different stretch training programs (passive vs. proprioceptive neuromuscular facilitation) on shoulder and hip range of motion in older people. *J Strength Cond Res.* 2012;26(4):1045-51.

Gordon CC, Chumlea WC, Roche AF. Stature, recumbent length, and weight. In: Lohman TG, Roche AF, Martorell R. [Ed.]. *Anthropometric standardization reference manual.* Champaign: Human Kinetics Books, 1988.

Grosset JF, Piscione J, Lambertz D, Pérot C. Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol.* 2009;105(1):131-9.

Guissard N, Duchateau J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle Nerve.* 2004;29(2):248-55.

Gurjão ALD, Carneiro NH, Gonçalves R; Moura RF; Gobbi S. Efeito agudo do alongamento estático na força muscular de mulheres idosas. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2010;12(3):195-201.

Gurjão AL, Gobbi LT, Carneiro NH, Gonçalves R, Ferreira de Moura RF, Cyrino ES, Altimari LR, Gobbi S. Effect of strength training on rate of force development in older women. *Res Q Exerc Sport.* 2012;83(2):268-75.

Gurjão ALD, Gonçalves R; Moura RF; Gobbi S. Acute Effect of Static Stretching on Rate of Force Development and Maximal Voluntary Contraction in Older Women. *J Strength Cond Res.* 2009;23(7):2149-54.

Handrakis JP, Southard VN, Abreu JM, Aloisa M, Doyen MR, Echevarria LM, Hwang H, Samuels C, Venegas SA, Douris PC. Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults. *J Strength Cond Res.* 2010;24(3):825-30.

Herda TJ, Cramer JT, Ryan ED, McHugh MP, Stout JR. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):809-17.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.

Holland GJ, Tanaka K, Shigematsu R, Nakagaichi M. Flexibility and physical functions of older adults: A Review. *J Aging Phys Act.* 2002;10(2):169-206.

Jambassi-Filho JC, Gurjão ALD, Gonçalves R, Barboza BHV, Gobbi S. O Efeito de diferentes intervalos de recuperação entre as séries de treinamento com pesos, na força muscular em mulheres idosas treinadas. *Rer Bras Med Esporte.* 2010;16(2):112-5.

Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J Biomech.* 2008;41(14):2899-905.

Kay AD, Blazevich AJ. Effect of Acute Static Stretch on Maximal Muscle Performance: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(1):154-64.

Knudson D. Stretching during warm-up: Do we have enough evidence? *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;70(1):24-7.

Kokkonen J, Nelson AG, Eldredge C, Winchester JB. Chronic static stretching improves exercise performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(10):1825-31.

Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H. Time course of changes in muscle and tendon properties during strength training and detraining. *J Strength Cond Res.* 2010;24(2):322-31.

Kwon IS, Schrager M, Talbot LA, Fozard JL, Metter EJ. Relationship between muscle strength and the time taken to complete a standardized walk-turn-walk test. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001;56(9):B398-B404.

LaRoche DP, Lussier MV, Roy SJ. Chronic stretching and voluntary muscle force. *J Strength Cond Res.* 2008;22(2):589-96.

Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, Fleg JL, Hurley BF. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol.* 1999;86(1):188-94.

Magnusson SP, Hansen M, Langberg H, Miller B, Haraldsson B, Westh EK, Koskinen S, Aagaard P, Kjaer M. The adaptability of tendon to loading differs in men and women. *Int J Exp Pathol*. 2007;88(4):237-40.

McBride JM, Deane R, Nimphius S. Effect of stretching on agonist-antagonist muscle activity and muscle force output during single and multiple joint isometric contractions. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17(1):54-60.

McHugh MP, Cosgrave CH. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(2):169-81.

Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports*. 2011. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x. [Epub ahead of print]

Molacek ZD, Conley DS, Evetovich TK, Hinnerichs KR. Effects of low- and high-volume stretching on bench press performance in collegiate football players. *J Strength Cond Res*. 2010;24(3):711-6.

Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res*. 2011;29(11):1759-63.

Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exerc Sport Sci Rev*. 2007;35(3):126-34.

Nelson AG, Allen JD, Cornwell A, Kokkonen J. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Res Q Exerc Sport*. 2001;72(1):68-70.

Nelson AG, Kokkonen J, Arnall DA. Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):338-43.

Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, Duncan PW, Judge JO, King AC, Macera CA, Castaneda-Sceppa C, American College of Sports Medicine, American Heart Association. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*. 2007;116(9):1094-105.

Nelson AG, Kokkonen J, Winchester JB, Kalani W, Peterson K, Kenly MS, Arnall DA. A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *J Strength Cond Res.* 2012;26(3):832-6.

Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, Katamoto S, Joki J. Duration of static stretching influences Muscle force production in hamstring Muscles. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):788-92.

Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol.* 2006;100(6):2048-56.

Pereira C, Baptista F. Variation of the different attributes that support the physical function in community-dwelling older adults. *J Sports Med Phys Fitness.* 2012;52(2):190-7.

Pope RP, Herbert RD, Kirwan JD, Graham BJ. A randomized trial of pre-exercise stretching for prevention of lower-limb injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(2):271-7.

Power K, Behm DG, Cahill F, Carroll M, Young W. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(8):1389-96.

Ramos GV, Santos RR, Gonçalves A. Influência do alongamento sobre a força muscular: uma breve revisão sobre as possíveis causas. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2007;9(2):203-6.

Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 1999;86(5):1445-57.

Reid KF, Naumova EN, Carabello RJ, Phillips EM, Fielding RA. Lower extremity muscle mass predicts functional performance in mobility-limited elders. *J Nutr Health Aging.* 2008;12:493-8.

Ribeiro FM, Oliveira F, Jacinto L, Santoro T, Lemos A, Simão R. Acute influence of passive stretching and specific warm-up in the performance of the maximum load in the 10rm test. *Fit Perf J.* 2007;6(1):5-9.

Ristanis S, Tsepis E, Giotis D, Zampeli F, Stergiou N, Georgoulis AD. Knee flexor muscle responses under fatigue after harvesting the hamstrings for anterior cruciate ligament reconstruction. [corrected]. *Clin J Sport Med.* 2011;21(4):288-93. Erratum in: *Clin J Sport Med.* 2011;21(5):466.

Robbins JW, Scheuermann BW. Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):781-6.

Rubini EC, Costa ALL, Gomes PSC. The Effects of Stretching on Strength Performance. *Sports Med.* 2007;37(3):213-24.

Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Costa PB, Defreitas JM, Stout JR, Cramer JT. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(10):632-9.

Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Stout JR, Cramer JT. Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(8):1529-37.

Sahaly R, Vandewalle H, Driss T, Monod H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans: importance of instruction. *Eur J Appl Physiol.* 2001;85(3-4):345-50.

Sakamoto A, Sinclair PJ. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. *J Strength Cond Res.* 2006;20(3):523-7.

Shrier I, Gossal K. Myths and truths of stretching: Individualized recommendations for healthy muscles. *Physician Sports Med.* 2000;28(1):57-63.

Siatras TA, Mittas VP, Mameletzi DN, Vamvakoudis EA. The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *J Strength Cond Res.* 2008;22(1):40-6.

Simic L, Sarabon N, Markovic G. Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. *Scand J Med Sci Sports.* 2012. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01444.x. [Epub ahead of print]

Skelton DA, Kennedy J, Rutherford OM. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing.* 2002;31:119-25.

Soucie JM, Wang C, Forsyth A, Funk S, Denny M, Roach KE, Boone D; Hemophilia Treatment Center Network. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia.* 2011;17(3):500-7. doi: 10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x.

Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, Magnusson SP. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J Appl Physiol*. 2004;97(5):1954-61.

Thompson BJ, Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Sobolewski EJ, Cramer JT. Consistency of rapid muscle force characteristics: Influence of muscle contraction onset detection methodology. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012;22(6):893-900.

Voorrips LE, Ravelli AC, Dongelmans PC, Deurenberg P, Van Staveren WA. A physical activity questionnaire for the elderly. *Med Sci Sports Exerc*. 1991;23(8):974-9.

Wallerstein LF, Barroso R, Tricoli V, Mello MT, Ugrinowitsch C. The influence of familiarization sessions on the stability of ramp and ballistic isometric torque in older adults. *J Aging Phys Act*. 2010;18(4):390-400.

Warburton DER, Gledhill N, Quinney A. The effects of changes in musculoskeletal fitness on health. *Can J Appl Physiol*. 2001;26(2):161-216.

Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. *Phys Ther*. 2010;90(8):1165-75.

Weir DE, Tingley J, Elder GC. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol*. 2005;93(5-6):614-23.

Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90(3):438-49.

Young W, Behm D. Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities? *Strength Cond J*. 2002;24(6):33-7.

Young WB. The use of static stretching in warm-up for training and competition. *Int J Sports Physiol Perform*. 2007;2(2):212-6.

7. APÊNDICE

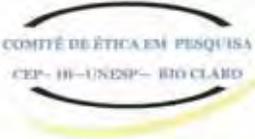
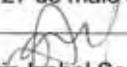
7.1 Tabela complementar

Tabela complementar. Contração voluntária máxima (CVM) normalizada pelo comprimento do braço de alavanca de mulheres jovens ($n = 16$) e idosas ($n = 15$), em diferentes ângulos da articulação do joelho e três condições experimentais: controle, após alongamento estático (AE) com durações de 60 e 120 segundos (2×30 s e 4×30 s; respectivamente). Valores em média e desvio-padrão.

	CVM (Nm)		
	Controle	AE60	AE120
Ângulo 50°			
Jovens	134,46 ± 25,1	127,06 ± 28,38	131,0 ± 19,9
Idosas	98,4 ± 4,7	100,48 ± 30,9	94,87 ± 30,08
Ângulo 70°			
Jovens	115,6 ± 24,98	111,19 ± 25,2	121,47 ± 24,6
Idosas	82,7 ± 30,37	81,96 ± 27,8	80,1 ± 28,56
Ângulo 90°			
Jovens	96,7 ± 16,5	93,57 ± 13,2	100,4 ± 12,8
Idosas	75,09 ± 26,6	70,98 ± 24,11	72,7 ± 25,69
Efeitos ANOVA Three-way		<i>F</i>	<i>P</i>
Idade		16,526	< 0,01
Condição		0,439	0,65
Condição x Idade		0,850	0,43
Ângulo		70,488	< 0,01
Ângulo x Idade		2,616	0,09
Condição x Ângulo		1,179	0,32
Condição x Ângulo x Idade		1,053	0,38

8. ANEXOS

8.1 Aprovação do Comitê de Ética

unesp 	UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO" Campus de Rio Claro	 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA CEP- III-UNESP- RIO CLARO
DECISÃO CEP Nº 028/2011		
Instituição: UNESP – IB – CRC		Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 1362		Data de Registro CEP: 15.03.2011
Projeto de Pesquisa: "Efeito agudo do alongamento estático com e sem treinamento de flexibilidade, no desempenho neuromuscular de idosas"		
Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: -,-	
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: -,-	
	Orientando(a): -,-	
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: André Luiz Demantova Gurjão	
	Membros da equipe: Prof. Dr. Sebastião Gobbi (orientador) Prof. Nelson Hilário Carneiro	
Objetivo Acadêmico:	<input type="checkbox"/> TCC <input type="checkbox"/> Mestrado <input checked="" type="checkbox"/> Doutorado <input type="checkbox"/> Outros	
O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 42ª reunião ordinária, realizada em 24/05/2011		
<input checked="" type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.	
<input type="checkbox"/>	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.	
<input type="checkbox"/>	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.	
<input type="checkbox"/>	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias):	
<input type="checkbox"/>	Não Aprovou .	
<input type="checkbox"/>	Retirou , devido à permanência das pendências.	
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha , com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- CONEP/MS , por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.	
"Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"		
Data de Entrega: Junho de 2013		
Rio Claro, 27 de maio de 2011.		
 Profa. Dra. Maria Izabel Souza Camargo Coordenadora do CEP		
<small>Instituto de Biociências – Seção Técnica Acadêmica Avenida 24-A nº 1515 - CEP 13506-900 – Rio Claro - S.P. – Brasil - tel 19 3526-4105 - fax 19 3534-0009 - http://www.rc.unesp.br</small>		