

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
ÁREA DE BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA**

---

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO ESTÁTICO NA CURVA FORÇA-TEMPO  
ISOMÉTRICA DE IDOSAS EM EXERCÍCIO MONO E MULTIARTICULAR**

**RAQUEL GONÇALVES**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Ciências da Motricidade – Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

**Agosto - 2010**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
ÁREA DE BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA**

---

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO ESTÁTICO NA CURVA FORÇA-TEMPO  
ISOMÉTRICA DE IDOSAS EM EXERCÍCIO MONO E MULTIARTICULAR**

**RAQUEL GONÇALVES**

**ORIENTADOR: PROF. DR. SEBASTIÃO GOBBI**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Ciências da Motricidade – Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

**Agosto - 2010**

**RAQUEL GONÇALVES**

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO ESTÁTICO NA CURVA FORÇA-TEMPO  
ISOMÉTRICA DE IDOSAS EM EXERCÍCIO MONO E MULTIARTICULAR**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Ciências da Motricidade – Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

Comissão Examinadora

---

Prof. Dr. Sebastião Gobbi (orientador)

---

Prof. Dr. Paulo de Tarso Veras Farinatti

---

Prof. Dr. Claudio Alexandre Gobatto

Rio Claro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

## **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais Sérgio Luiz Gonçalves e Silvia Regina Rigatto de quem recebi a vida, revestiram minha existência de amor, carinho e dedicação, cultivaram na criança todos os valores que a transformaram em um adulto responsável, abriram as portas do meu futuro, iluminando meu caminho com a luz mais brilhante que puderam encontrar: o estudo. Obrigada pelo sonho que realizo e, sobretudo, pela lição de amor que me ensinaram durante toda a vida.

## **AGRADECIMENTOS**

A minha mãe Silvia, meu pai Sérgio e meus irmãos Débora, Nathalia e Victor pela base familiar, apoio e carinho dedicados durante toda minha trajetória.

Ao orientador e amigo Sebastião Gobbi tanto pelos aprimoramentos acadêmicos quanto pelos exemplos de caráter e honestidade que me foram passados durante todos esses anos.

Ao amigo e irmão André Luiz Demantova Gurjão não só pelo apoio acadêmico, mas também pelo carinho e dedicação. Obrigada por acreditar em mim.

Ao Laboratório de Atividade Física e Envelhecimento (LAFE) e seus membros pelas contribuições acadêmicas e auxílio logístico na elaboração deste estudo.

Ao PROFIT; CNPq; Capes; PROEX-UNESP; FNS-MS; FUNDUNESP e FAPESP pelo apoio financeiro que me proporcionou os materiais utilizados na elaboração e minha dedicação integral ao Programa de Mestrado.

*“Feliz aquele que transfere o que sabe e  
aprende com o que ensina”*

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito agudo do alongamento estático sobre diferentes parâmetros da curva força-tempo (Cf-t) isométrica e atividade eletromiográfica (EMG) de idosas em exercícios monoarticular e multiarticular. A amostra foi composta por 27 mulheres ( $65,4 \pm 4,3$  anos;  $69,3 \pm 9,0$  Kg;  $1,57 \pm 1,0$  m;  $28,0 \pm 4,0$  Kg/m<sup>2</sup>). A contração voluntária máxima (CVM), taxa de desenvolvimento de força (TDF) (30, 50, 100, 150 e 200 ms relativos ao início da contração muscular) e TDF pico (TDFP) (inclinação mais íngreme da curva nos primeiros 200 ms) foram testadas em dois exercícios (*Leg Press* ou cadeira extensora) em 2 condições separadas: alongamento (A) (3 séries de 30 segundos para o quadríceps femoral) e controle (C). Em cada dia, apenas uma condição e um tipo de exercício foram testados e a ordem de emprego para cada condição e exercício foram determinadas aleatoriamente. A atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) também foi avaliada. Quatro avaliações pós-condições (imediatamente após; 10; 20 e 30 minutos) foram realizadas para acompanhar o comportamento da força e da atividade muscular. Com exceção da TDF para os 100 ms durante exercício multiarticular, a ANOVA 2x2, seguida do teste *post-hoc* de Tukey não demonstrou interações condição vs. tempo significativas ( $p > 0,05$ ) para a CVM, TDFP e TDF nos diferentes períodos de tempo avaliados para exercício monoarticular e multiarticular. Também não foi observada interação condição vs. tempo significativa para a iEMG dos músculos VM, VL e BF durante CVM e TDF nos diferentes períodos de tempo. Não foram observadas interações exercício vs. tempo ( $p > 0,05$ ) para TDFP e TDF nos diferentes períodos de tempo durante comparação entre exercício monoarticular e multiarticular. Em conclusão, séries agudas de alongamento estático para o quadríceps não afetam a capacidade de produzir força muscular rapidamente e máxima e a atividade dos músculos VM, VL e BF de mulheres idosas tanto em exercício monoarticular quanto em multiarticular.

Palavras-chave: Envelhecimento. Aquecimento. Curva força-tempo Isométrica.

## ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the acute effects of static stretching on different parameters of the isometric force-time curve (Cf-t) and electromyography activity (EMG) of elderly women during single and multiple joint exercises. Twenty-seven women ( $65,4 \pm 4,3$  years old;  $69,3 \pm 9,0$  Kg;  $1,57 \pm 1,0$  m;  $28,0 \pm 4,0$  Kg/m<sup>2</sup>) were studied. The maximal voluntary contraction (MVC), rate of force development (RFD) (50, 100, 150, and 200 ms relative to onset of muscular contraction), and peak RFD (PRFD) (the steepest slope of the curve during the first 200 ms) were tested during two exercises (Leg Press and knee extension) under 2 separate conditions: stretching (S) (3 sets of 30 seconds) and control (C). Only one condition and exercise was tested on each day and the order of application of each condition and exercise was determined randomly. Electromyographic (EMG) activity of the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), and biceps femoris (BF) muscles also was assessed. Four post-condition assessments (post-treatment, 10, 20, and 30 minutes) were performed to monitor muscle strength and muscular activity. With the exception of TDF for 100 ms during multiple joint exercise, the ANOVA 2x2, followed by Tukey post-hoc test showed no significant interactions between condition vs. time ( $p > 0.05$ ) for MVC, PRFD and RFD in different periods of time for single and multiple joint exercises. There was also no significant interaction between condition vs. time to the iEMG for VM, VL and BF during MVC and RFD in different periods of time. There were no significant interactions between exercise vs. time ( $p > 0.05$ ) for PRFD and RFD and in different time periods for comparison between single and multiple joint exercises. In conclusion, acute bouts of static stretching of the quadriceps do not affect the ability of rapid and maximum muscle force production and the EMG activity for VM, VL and BF of older women at single and multiple joint exercises.

Key words: Aging. Warm-up. Isometric force-time curve.

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Valores de CVM pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular e multiarticular .....	26
Tabela 2 - Valores de TDFP pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular e multiarticular .....	29
Tabela 3 - Valores de TDF (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular .....	30
Tabela 4 - Valores de TDF (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício multiarticular .....	32

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Mecanismo neural e estrutural envolvidos no déficit de força mediado pelo alongamento .....	17
Figura 2 – Avaliação da Cf-t isométrica na cadeira extensora .....	21
Figura 3 – Avaliação da Cf-t isométrica no aparelho Leg Press .....	21
Figura 4 – Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante contração voluntária máxima (CVM) em exercício monoarticular e multiarticular .....	27
Figura 5 – Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais experimentais (controle e alongamento), durante taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) em exercício monoarticular .....	31
Figura 6 – Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais experimentais (controle e alongamento), durante taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) em exercício multiarticular .....	33
Figura 7 – Valores de taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) normalizados pela contração voluntária máxima (%CVM), pré e pós as duas diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante exercício monoarticular e multiarticular .....	34
Figura 8 – Valores de taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) normalizados pela contração voluntária máxima (%CVM), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante exercício monoarticular e multiarticular .....	35

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	<b>4</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>5</b>
3.1.Déficit de força muscular isométrica mediado pelo alongamento - Relação dose –resposta.....	5
3.2.Efeito de diferentes métodos de alongamento sobre o comportamento agudo da força muscular .....	8
3.3. Ângulo-dependência .....	9
3.4. Exercício-dependência .....	11
3.5. Padrão temporal do déficit de força mediado pelo alongamento .....	12
3.6. Mecanismos .....	14
3.6.1. Mecanismo neural .....	14
3.6.2. Mecanismo estrutural .....	16
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>18</b>
4.1. Sujeitos .....	18
4.2. Delineamento do estudo .....	18
4.3. Avaliação da Cf-t isométrica .....	19
4.3.1. Exercício monoarticular .....	20
4.3.2 Exercício multiarticular .....	21
4.4. Protocolo de Alongamento .....	22
4.5. Análise do sinal EMG .....	22
4.6. Análise estatística .....	23
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>24</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>36</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>43</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>44</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Durante o processo de envelhecimento são observadas modificações morfofuncionais do sistema neuromuscular que podem acarretar na diminuição significativa da flexibilidade. Segundo o Colégio Americano de Medicina do Esporte (2007), níveis adequados de flexibilidade são necessários para manutenção da saúde e da capacidade física de idosos.

Nesse sentido, exercícios de alongamento estático têm sido tradicionalmente recomendados para a população idosa como meio de manter e desenvolver a amplitude de movimento necessária na realização de atividades básicas da vida diária e na prática de atividade física.

De qualquer forma, recentes estudos têm demonstrado que, em jovens, exercícios de alongamento estático podem levar a uma redução transitória na capacidade do sistema neuromuscular em produzir força muscular, tanto em ações dinâmicas (CRAMER et al., 2007; KNUDOSN E NOFFAL, 2005) quanto isométricas (BEHM et al., 2001; FOWLES et al., 2000; HERDA et al., 2008; McBRIDE et al., 2007; NELSON et al., 2001; POWER et al., 2004), denominada déficit de força muscular mediado pelo alongamento.

Os mecanismos fisiológicos responsáveis pelo déficit de força muscular mediado pelo alongamento têm sido alvo de investigações, sendo que não há um consenso na literatura sobre como eles podem ser influenciados pelo alongamento. Duas hipóteses iniciais têm sido aceitas na tentativa de explicar esse fenômeno: a) mudanças nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão e b) alterações neurais.

Na tentativa de melhor compreender o efeito agudo do alongamento estático no desempenho de força muscular, alguns pesquisadores tem utilizado registros

simultâneos da curva força-tempo (Cf-t) isométrica e da atividade eletromiográfica (EMG) como indicadores da funcionalidade do sistema neuromuscular (FOWLES et al., 2000; HERDA et al., 2008; McBRIDE et al., 2007). O registro da Cf-t isométrica permite avaliar, em uma única mensuração, duas importantes expressões da força muscular, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) e a contração voluntária máxima (CVM). A TDF, determinada como a inclinação inicial da Cf-t isométrica ( $\Delta$  força/  $\Delta$  tempo), tem sido empregada como parâmetro que quantifica a capacidade do sistema neuromuscular em exercer força muscular rapidamente, sendo influenciada agudamente pelas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão e por fatores neurais. A CVM reflete a capacidade máxima do sistema neuromuscular em gerar tensão, sendo sua expressão aguda dependente de fatores neurais e da relação força-comprimento (AAGAARD et al., 2002). Por sua vez, medidas da atividade EMG refletem a somatória algébrica dos potenciais de ação elétricos musculares captados por eletrodos de superfície. Portanto, a amplitude EMG quantifica a ativação muscular, que pode ser modificada pelo número de unidades motoras recrutadas e pelas taxas de disparo dessas unidades (BECK et al., 2007; ORIZIO et al., 2003). Assim, registros simultâneos da Cf-t isométrica e da atividade EMG podem trazer importantes informações a respeito das propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão, das estratégias de ativação neural do sistema neuromuscular e da forma como rotinas de alongamento podem influenciar os diferentes mecanismos de produção de força muscular.

Por outro lado, estudos utilizando sujeitos jovens não observaram alteração da força muscular após a realização de diferentes rotinas de alongamento (BEEDLE et al., 2008; EGAN et al., 2006; MUIR et al., 1999). Parte dessas contradições observadas pode estar associada não apenas às variáveis relacionadas às rotinas de alongamento, mas também às diferenças nos métodos de avaliação da força muscular.

McBride et al. (2007) demonstraram que o comportamento da Cf-t isométrica pode apresentar desempenho diferenciado ao ser avaliada em esforços monoarticulares ou multiarticulares após uma rotina de alongamento. Durante avaliação da força muscular no exercício de extensão do joelho (monoarticular) os autores observaram reduções significativas apenas para a CVM. Por outro lado, quando o protocolo de alongamento foi empregado nos momentos precedentes à

realização do agachamento (multiarticular), reduções significativas foram observadas apenas para a TDF.

Embora alguns trabalhos tenham demonstrado o déficit de força muscular mediado pelo alongamento, a maioria dos estudos empregou em seus protocolos de avaliação esforços monoarticulares (FOWLES et al., 2000; HERDA et al., 2008; KNUDSON e NOFFAL, 2005; NELSON et al., 2001.; POWER et al., 2004), o que não permite a extrapolação desses resultados para tarefas funcionais realizadas com ações musculares simultâneas em diferentes articulações (sentar-se e levantar-se; andar; recuperar-se de uma quedas, etc.). Dessa forma, nenhuma conclusão efetiva pode ser aplicada em relação aos exercícios multiarticulares,.

Em adição, a indução do déficit de força muscular mediado pelo alongamento não tem sido investigada sistematicamente em idosos. De acordo com Magnusson (1998) e Gobbi et al. (2005) durante o processo de envelhecimento há aumento do *stiffness* e diminuição da funcionalidade do sistema músculo-tendão. Sendo assim, sujeitos idosos responderiam de forma diferente ao alongamento estático, uma vez que possuem uma unidade músculo-tendão comprometida. Considerando que existam diferenças fisiológicas entre o sistema neuromuscular de jovens e idosos, não é válido extrapolar resultados encontrados em estudos realizados com adultos jovens para a população idosa.

Considerando que ainda existam lacunas na literatura em relação ao efeito agudo do alongamento sobre a produção de força muscular comparando exercícios monoarticulares e multiarticulares em idosos e os possíveis mecanismos envolvidos nesse comportamento, justifica-se a realização do presente estudo. A hipótese do presente estudo é que o alongamento estático poderá alterar de forma diferenciada a TDF, CVM e atividade EMG de mulheres idosas tanto em exercício mono quanto multiarticular.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. OBJETIVO GERAL**

Analisar o efeito agudo do alongamento estático sobre diferentes parâmetros da Cf-t isométrica e atividade EMG de idosas em exercícios monoarticular e multiarticular.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

a) Analisar isoladamente o efeito agudo do alongamento estático do quadríceps femoral sobre a TDF pico, TDF em diferentes períodos de tempo (0-30; 0-50; 0-100; 0-150 e; 0-200 ms), CVM e atividade EMG em exercícios mono e multiarticular.

b) Comparar o efeito agudo do alongamento estático do quadríceps femoral sobre a TDF pico e TDF em diferentes períodos de tempo (0-30; 0-50; 0-100; 0-150 e; 0-200 ms) entre exercícios mono e multiarticular.

### **3. REVISÃO DE LITERATURA**

A revisão de literatura desenvolvida no presente estudo tem caráter propositivo. Nos próximos tópicos serão discutidas variáveis que podem influenciar diretamente o déficit de força muscular observado após o alongamento, tais como relação dose-resposta, métodos utilizados, ângulo e tipo de exercício utilizado na avaliação da força. Também serão desenvolvidos tópicos que descrevem o padrão temporal do déficit de força muscular e os possíveis mecanismos envolvidos.

#### **3.1. Déficit de força muscular isométrica mediado pelo alongamento - Relação dose –resposta**

Estudos que relataram efeitos negativos do alongamento no desempenho de força muscular utilizaram protocolos com durações de até 30 minutos para o mesmo grupo muscular (FOWLES et al., 2000; WEIR et al., 2005). Em estudo realizado por Fowles et al. (2000) 30 minutos de alongamento estático induziram uma redução aguda de 28% na CVM dos flexores plantares. Interessantemente, Herda et al. (2008), ao empregar um volume de alongamento inferior ao adotado por Fowles et al. (2000), reportaram decréscimos na ordem de 10% na CVM dos extensores de joelho após 20 minutos de alongamento estático. Em linha com estes achados, Weir et al. (2005) empregaram volume de alongamento estático para o quadríceps inferior ao adotado nos dois estudos anteriormente citados (10 minutos) e observaram um déficit na força muscular também inferior, apenas 7%.

Em estudo realizado por Viveiros et al. (2004) os autores procuraram investigar o comportamento da amplitude de movimento (AM) do ombro após diferentes rotinas de alongamento estático (1x10 segundos, 3x10 segundos, 1x60 segundos, 3x60 segundos, 1x120 segundos e 3x120 segundos). Alterações agudas na AM podem acarretar na diminuição do desempenho muscular. Os autores observaram que os valores da AM do ombro foram maiores após todos os protocolos quando comparados a situação controle. De qualquer forma, após análise intragrupos foi possível observar que os valores de amplitude de movimento são maiores quando o tempo de alongamento empregado era superior a 60 segundos, independentemente do número de séries.

Embora seja possível observar que o déficit de força muscular apresente um comportamento dependente do tempo de alongamento e do grupo muscular alongado, grande parte dos estudos adotou em seus protocolos experimentais rotinas com tempos de alongamento não condizentes com aqueles das rotinas empregadas na prática. Uma possível relação dose – resposta poderia explicar porque alguns estudos têm reportado que o desempenho de força muscular não é afetado pelo alongamento. Tem sido sugerido que a ausência desse efeito pode ser causada pela utilização de um protocolo de alongamento com menor volume.

Neste sentido, a partir do ano de 2005, é possível verificar um crescente número de publicações que buscaram comparar o efeito de menores volumes de alongamento sobre o desempenho agudo do sistema neuromuscular.

Utilizando um dinamômetro manual, Knudson e Noffal (2005) foram os primeiros autores a analisar o efeito de diferentes volumes de alongamento no desempenho de força máxima. Nesse estudo, a força máxima foi avaliada 10 vezes, com um minuto de descanso entre as avaliações (intervalo de recuperação de um minuto entre as avaliações). Na metade do tempo de descanso (30 segundos) os participantes realizavam 10 segundos de alongamento estático dos flexores do punho. Os autores observaram diminuição estatisticamente significativa na força máxima dos participantes a partir de 40 segundos de alongamento (quarta avaliação da força muscular máxima). De qualquer forma, os autores discutem que, fisiologicamente, reduções a partir de 5% na força manual podem ser consideradas significativas. Foi observado redução de aproximadamente 5% na força máxima a partir da segunda avaliação. Sendo assim, segundo os autores, 20 segundos de

alongamento estático são suficientes para causar redução na força máxima manual de adultos jovens.

Em relação a membros inferiores, Ogura et al. (2007) compararam o efeito de dois volumes de alongamento estático (1 x 30 e 1 x 60 segundos) na CVM dos posteriores de coxa. Os autores reportaram que a CVM foi significativamente menor após a rotina com duração de 60 segundos quando comparada com o protocolo de 30 segundos e a condição controle (sem alongamento). Em adição, os valores da CVM após 30 segundos de alongamento não foram diferentes dos observados na condição controle.

Recentemente, Siatras et al. (2008) investigaram o efeito agudo de diferentes durações de alongamento no pico de torque (PT) isométrico do quadríceps. Nesse estudo, foi observado que o protocolo de 60 segundos de alongamento causou diminuições mais acentuadas no PT isométrico quando comparado ao de 30 segundos (16% vs. 8,5%). Menores volumes de alongamento (10 e 20 segundos) não foram suficientes para causar alterações na força muscular.

Ryan et al. (2008) analisaram o comportamento da Cf-t isométrica dos flexores plantares imediatamente após rotinas de alongamento estático com diferentes durações (2, 4 e 8 minutos). Os autores encontraram que a CVM diminuiu significativamente após todos os protocolos de alongamento (2, 4 e 8 minutos). Para a TDF foram observadas reduções significativas imediatamente após as rotinas de alongamento realizadas com 4 e 8 minutos de duração.

Winchester et al. (2009) procuraram investigar o efeito de seis diferentes volumes de alongamento estático (1, 2, 3, 4, 5 e 6 séries de 30 segundos) no desempenho de 1 repetição máxima (RM) dos posteriores de coxa. Os achados mostram que 1 série de 30 segundos de alongamento estático é suficiente para reduzir a força muscular máxima.

O tempo total que um músculo é submetido ao alongamento 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). Nesse sentido, os estudos citados acima sugerem que pode haver um limiar de alongamento entre 20 e 60 segundos para que possa ocorrer o déficit de força muscular.

De acordo com as recomendações do Colégio Americano de Medicina do Esporte (2007), o protocolo ideal para desenvolvimento da flexibilidade em idosos

deve englobar exercícios de alongamento estático, com duração total de 90 segundos para os maiores grupos musculares. Além disso, segundo observações de Young (2007), as rotinas de alongamento empregadas nos momentos anteriores à prática de exercícios físicos variam entre 30 e 120 segundos. Dessa forma, levando em consideração os estudos apresentados, adotaremos um protocolo de alongamento com duração total de 90 segundos.

### **3.2. Efeito de diferentes métodos de alongamento sobre o comportamento agudo da força muscular**

Diferentes métodos de alongamento têm sido utilizados durante sessões de aquecimento e programas de atividade física que visam o desenvolvimento da flexibilidade. Dentre eles, o método estático e o dinâmico são os mais conhecidos e investigados na literatura. Em relação ao desempenho agudo de força muscular, a maior parte dos estudos tem investigado o efeito de diferentes métodos de alongamento em ações musculares dinâmicas. Este fato dificulta o entendimento dos diferentes métodos de alongamento sobre o comportamento da Cf-t isométrica.

Especificamente para a potência muscular, estudos têm demonstrado que o método dinâmico pode não afetar o desempenho de força, podendo, inclusive, melhorar a capacidade muscular em desenvolver força rapidamente. Por outro lado, um número grande de evidências tem mostrado que rotinas de alongamento estático pode causar efeitos negativos na capacidade de força explosiva (CURRY et al., 2009; DALRYMPLE et al., 2010; HOLT e LAMBOURNE, 2008; THOMPSEN et al., 2007; VETTER et al., 2007; WALLMANN et al., 2005).

Duas hipóteses têm sido sugeridas para explicar a melhora transitória no desempenho muscular após a realização do alongamento dinâmico: elevação da temperatura muscular e a ocorrência do potenciação pós-ativação (PPA). Segundo Yamaguchi et al. (2007), durante o alongamento dinâmico ocorrem constantes contrações da musculatura agonista. Como consequência a essas contrações observa-se o PPA. O principal mecanismo do PPA parece ser a fosforilação da cadeia leve da miosina regulatória, que torna a interação actina-miosina mais sensível ao  $Ca^{2+}$  liberado do retículo sarcoplasmático. O aumento da sensibilidade ao  $Ca^{2+}$  tem seu maior efeito nos níveis mioplasmáticos de  $Ca^{2+}$ , melhorando, assim, a capacidade muscular de produzir força (SALE, 2002).

Apenas um estudo foi encontrado que procurou investigar o efeito de dois diferentes métodos de alongamento na força muscular isométrica. Herda et al. (2008) compararam o efeito agudo do alongamento estático e dinâmico no PT isométrico do bíceps femoral durante a CVM dos flexores de joelho. Dentre os dois métodos investigados, somente o estático reduziu significativamente o PT isométrico em até 15%. O método dinâmico de alongamento não alterou a força muscular.

Apesar dos dados mostrarem que o método dinâmico poderia ser mais recomendado durante o aquecimento muscular, por não gerar efeito negativo no desempenho de força muscular, Robbins e Scherurmann (2008) afirmam que o método estático é o mais utilizado como meio de aquecimento nos momentos que precedem a prática de atividade física, além de apresentar fácil execução. Em adição, o método dinâmico deve ser empregado apenas em participantes com boa experiência de movimentos e que conheçam e controlem precisamente sua velocidade e força (GOBBI et al., 2005). Nesse sentido, o método estático tem sido altamente recomendado quando se objetiva trabalhar flexibilidade na população idosa (GOBBI et al., 2005). Assim, fundamenta-se a escolha de empregar o método estático, no presente estudo, para analisar o déficit de força mediado pelo alongamento.

### **3.3. Ângulo-dependência**

O déficit de força mediado pelo alongamento parece ser mais aparente em amplitudes de movimento nas quais o comprimento da fibra muscular ou do sarcômero corresponda ao *plateau* máximo da curva força-comprimento (NELSON et al., 2001). Com base nessa observação, alguns autores buscaram analisar o comportamento do déficit de força mediado pelo alongamento em diversos ângulos de avaliação.

Herda et al. (2008) analisaram o efeito agudo do alongamento estático no PT isométrico durante flexão do joelho em quatro ângulos articulares diferentes (41, 61, 81 e 101 graus abaixo da extensão total do joelho). Os autores observaram que o alongamento estático diminuiu significativamente o PT isométrico dos posteriores de coxa, durante flexão de joelho, nos ângulos de 101 e 81 graus. Em ângulos

menores de avaliação (41 e 61 graus), o alongamento não alterou o desempenho de força muscular.

Em adição, McHug et al. (2006) avaliaram a relação ângulo-torque durante flexão isométrica de joelho em seis valores diferentes de ângulo (80, 65, 50, 35, 20 e 5 graus). Assim como Herda et al. (2008), os autores encontraram que o déficit de força mediado pelo alongamento é mais proeminente em comprimentos mais curtos da musculatura avaliada (80 e 65 graus), ou seja, durante avaliação da força muscular em ângulos maiores.

A relação ângulo-torque durante contrações isométricas máximas é uma medida adicional para se avaliar um dos fatores mecânicos que podem ser responsáveis pelo déficit de força induzido pelo alongamento. Durante ações isométricas, as fibras musculares diminuem e o tendão aumenta de comprimento. O alongamento provoca uma maior complacência da unidade músculo tendão, o que permite um melhor encurtamento das fibras musculares no início da contração. Isso afetaria a relação força-comprimento e, após o alongamento, o torque pode diminuir quando o músculo é avaliado em situação de maior encurtamento e aumentar quando avaliado com maior comprimento. Em comprimentos musculares maiores, o aumento da complacência da unidade músculo-tendão reflete numa melhor formação de pontes cruzadas (actina-miosina), o que permite um aumento do torque. Portanto, o déficit de força mediado pelo alongamento pode ser mais aparente apenas quando o grupo muscular se encontra em comprimentos inferiores àqueles que são ideais para a produção ótima de força muscular (HERDA et al., 2008).

Recentemente nosso laboratório conduziu um estudo com objetivo de verificar o desempenho neuromuscular agudo de idosas após a realização de uma rotina de alongamento estático para o quadríceps, posteriores de coxa e glúteo. Nossos achados mostraram que o protocolo de alongamento empregado levou a redução na capacidade de gerar força muscular rapidamente e máxima de mulheres idosas. O exercício empregado para a avaliação de força foi o *Leg Press*, com os joelhos flexionados a 90 graus (GURJÃO et al., 2009). Ao considerar esses achados, foi escolhido o mesmo ângulo de avaliação para o presente estudo.

### 3.4. Exercício-dependência

O déficit de força mediado pelo alongamento tem sido fortemente demonstrado em exercícios monoarticulares, tanto em ações isométricas quanto dinâmicas (BEHM et al., 2004; EVETOVITCH et al., 2003; FOWLES et al., 2000; MAREK et al., 2005, NELSON et al., 2001). Em contrapartida, a influência do alongamento durante o desempenho de força muscular em exercícios multiarticulares tem sido demonstrada, em sua grande maioria, para o desempenho dinâmico de força (HOLT e LAMBOURNE, 2008; KOCH et al., 2003; THOMPSEN et al., 2007; VETTER et al., 2007; YOUNG e ELLIOT, 2001). Apenas dois artigos verificaram o comportamento da força muscular isométrica em exercício multiarticular após o emprego de rotinas de alongamento.

Bazett-Jones et al. (2005) analisaram o efeito agudo do alongamento estático (três séries de 30 segundos) na produção de força muscular isométrica durante o agachamento. Nenhuma alteração significativa foi observada para a TDF e CVM após realização do alongamento. Os autores sugerem que o protocolo de alongamento utilizado no estudo não causou alteração significativa na complacência da unidade músculo-tendão ou em qualquer outro mecanismo fisiológico que poderia influenciar a capacidade muscular de gerar força muscular. Tais mecanismos serão discutidos ao longo da revisão. Vale ressaltar que Bazett-Jones et al. (2005) não avaliaram o efeito do alongamento no desempenho muscular em exercício monoarticular, o que não permitiu uma comparação direta.

McBride et al. (2007), por outro lado, procuraram comparar o efeito agudo do alongamento estático durante esforço muscular isométrico em exercício monoarticular (extensão de joelho) e multiarticular (agachamento). O protocolo de alongamento consistiu em três séries de 30 segundos para o quadríceps. Os resultados mostraram que o comportamento da força muscular isométrica pode sofrer influência do tipo de exercício utilizado durante avaliação da força. Durante esforço monoarticular apenas a CVM reduziu significativamente. Já para o esforço multiarticular houve redução da TDF.

Segundo os autores, tem sido reportado que durante o agachamento a musculatura agonista (quadríceps) e antagonista (posteriores) dividem o mesmo *pool* de motoneurônios (MULLANY et al., 2002), agindo simultaneamente durante a produção de força (PINCIVERO et al., 2000). Dessa forma, qualquer mudança na

atividade da musculatura agonista poderia causar diminuição da atividade na musculatura antagonista, através de um circuito-reflexo (CRONE et al., 1993). A atividade da musculatura antagonista pode não afetar a capacidade de produção de força em exercícios monoarticulares. De qualquer forma, em exercícios multiarticulares, como o *Leg Press*, tanto a musculatura agonista quanto a antagonista contribuem para o desenvolvimento de força muscular. Portanto, o déficit de força muscular mediado pelo alongamento pode ser observado em exercícios multiarticulares mesmo que somente a musculatura agonista seja alongada.

Levando em consideração as alterações no sistema neuromuscular relacionadas ao envelhecimento e/ou fatores a ele associados, é importante verificar a possível existência da dependência do tipo de exercício no déficit de força mediado pelo alongamento em idosos.

### **3.5. Padrão temporal do déficit de força mediado pelo alongamento**

As rotinas de alongamento que integram sessões de aquecimento que precedem a prática de atividade física são geralmente realizadas entre 15 e 60 minutos antes da atividade (WOODS et al., 2007). Nesse sentido, há necessidade de se determinar o padrão temporal do déficit de força mediado pelo alongamento de forma precisa.

O padrão temporal de modificação na força muscular mediado pelo alongamento não tem sido investigado sistematicamente. A relação dose-resposta entre o volume de alongamento empregado e o tempo de duração do déficit de força muscular é bastante controversa. Power et al. (2004), por exemplo, observaram decréscimos na contração voluntária máxima por um período de tempo 12 vezes superior ao reportado por Behm et al. (2001), mesmo empregando um volume de alongamento 4,4 vezes inferior (270 vs. 1200 segundos, respectivamente). Assim, fica evidente que a relação dose-resposta entre o volume de alongamento empregado e o padrão temporal de comportamento ainda permanece incerto, indicando a necessidade de maiores investigações.

Com o objetivo de analisar o padrão temporal e uma possível relação dose-resposta sobre comportamento do déficit de força muscular mediado pelo alongamento, Ryan et al. (2008) analisaram o comportamento da Cf-t isométrica dos

flexores plantares imediatamente após rotinas de alongamento estático com diferentes durações (2, 4 e 8 minutos) e por um período de tempo de 30 minutos (10, 20 e 30 minutos). Embora a CVM tenha diminuído significativamente imediatamente após todas as durações de alongamento estático, os valores de CVM não diferiram daqueles verificados nos momentos pré-tratamento após os primeiros 10 minutos. Em relação à TDF reduções significativas foram verificadas imediatamente após as rotinas de alongamento realizadas com 4 e 8 minutos de duração. Similarmente ao verificado para a CVM, os valores de TDF retornaram aos valores iniciais após 10 minutos.

Em outro estudo realizado por Ryan et al. (2008), os autores procuraram investigar o comportamento do *stiffness* musculotendíneo. Possíveis alterações no *stiffness* musculotendíneo podem acarretar mudanças significativas na força muscular, especialmente na TDF. O principal achado desse estudo foi que os três protocolos de alongamento (2, 4 e 8 minutos) reduziram o *stiffness* musculotendíneo imediatamente após os exercícios. De qualquer forma, o *stiffness* musculotendíneo retornou aos seus valores de base após 10 minutos no protocolo de 2 minutos e após 20 minutos nas condições de 4 e 8 minutos de alongamento. É importante ressaltar que as maiores alterações no *stiffness* musculotendíneo ocorreram após a realização das rotinas de alongamento com duração de 4 e 8 minutos. Este efeito perdurou nos 10 minutos iniciais, voltando aos valores de linha de base após 20 minutos. Com base nos dados, os autores concluem que para evitar o déficit de força, o alongamento deve ser realizado 20 minutos antes do início de qualquer atividade.

Fowles et al. (2000) encontraram que a CVM diminuiu 28% dos valores de base imediatamente após 30 minutos de alongamento, 21% após 5 minutos, 13% após 15 minutos, 12% após 30 minutos, 10% após 45 minutos e 9% após 60 minutos. As alterações observadas na CVM foram acompanhadas por significativas reduções na ativação muscular (atividade EMG) e no *stiffness* musculotendíneo. Contudo, após os primeiros 15 minutos nenhuma diferença foi observada para a atividade EMG. Este fato sugere que as alterações na CVM verificadas após os primeiros 15 minutos possam estar relacionadas às alterações no *stiffness* musculotendíneo.

Nosso laboratório procurou investigar o efeito do alongamento estático no padrão temporal do déficit de força mediado pelo alongamento em idosas durante

exercício multiarticular (GURJÃO et al., 2009). Após três séries de 30 segundos de alongamento estático a CVM reduziu significativamente de 11,8 a 9,7% durante os 10 minutos iniciais (imediatamente após, 2, 5 e 10 minutos), retornando aos valores de base após esse período. A TDF pico apresentou redução de 25,8% somente para o décimo minuto, mostrando alteração superior ao verificado para a CVM. Embora a TDF tenha apresentado maiores alterações em relação à CVM, a alteração verificada somente para o décimo minuto sugere que os diferentes parâmetros da Cf-t isométrica podem apresentar um padrão de comportamento temporal diferenciado após o alongamento. Em exercícios monoarticulares não foram encontrados trabalhos que procuraram investigar o padrão temporal de alteração da força muscular mediado por alongamento em idosos.

Assim, com base nos dados encontrados em relação ao padrão temporal do déficit de força mediado pelo alongamento e o tempo de alongamento que utilizaremos (3 séries de 30 segundos), a força muscular isométrica, no presente estudo, será avaliada por um período de 30 minutos após o protocolo de alongamento estático.

### **3.6. Mecanismos**

Embora um grande número de estudos demonstre o déficit de força mediado pelo alongamento, ainda não há consenso na literatura sobre os possíveis mecanismos envolvidos na redução do desempenho muscular. Dois mecanismos têm sido propostos na tentativa de explicar o déficit de força mediado pelo alongamento: neural e estrutural.

#### **3.6.1. Mecanismo neural**

Segundo alguns autores, exercícios de alongamento podem levar a uma redução na atividade neural na musculatura e, como conseqüência, diminuição significativa da capacidade de produzir força muscular. Diversas respostas neuromusculares ao alongamento poderiam contribuir na redução da atividade neural, tais como inibição autogênica provida pelo Órgão Tendinoso de Golgi, mecanorreceptores (aférentes tipo III) e nocirreceptores (aférentes tipo IV). Tais mecanismos aférentes levariam à redução significativa na excitabilidade do

motoneurônio alfa. O reflexo inibitório causado pelo Órgão Tendinoso de Golgi é um tipo de inibição autogênica que ocorre quando esta estrutura, localizada na junção musculotendínea, detecta força em decorrência do alongamento do músculo. O reflexo inibitório causado pelo Órgão Tendinoso de Golgi inibe a ativação da musculatura agonista, diminuindo a produção de força (FOWLES et al., 2000).

No entanto, conforme pontuado por Fowles et al. (2000), uma possível inibição autogênica na ativação muscular mediada pelo Órgão Tendinoso de Golgi necessitaria de uma rotina de alongamento extremamente intensa e prolongada para ser ativada. Ainda segundo os autores, os receptores de dor também podem reduzir a ativação neural da musculatura. Porém, percepções de desconforto ou dor não são presentes durante a avaliação da força muscular no período pós-alongamento. Esse fato sugere que reduções na ativação muscular mediadas por esta via podem não ocorrer quando empregadas rotinas de alongamento similares às empregadas em situações práticas. De fato, nos estudos conduzidos em nosso laboratório em sujeitos idosos, nenhuma alteração na atividade EMG foi verificada após diferenças rotinas de alongamento.

A atividade EMG pode fornecer informações importantes sobre possíveis estratégias de ativação neural do músculo esquelético. Medidas da atividade EMG refletem a somatória algébrica dos potenciais de ação elétricos musculares captados por eletrodos de superfície. Portanto, a amplitude EMG quantifica a ativação muscular, que pode ser modificada pelo número de unidades motoras recrutadas e pelas taxas de disparo dessas unidades (BECK et al., 2007; ORIZIO et al., 2003). Nesse sentido, medidas da atividade EMG podem detectar alterações neurais induzidas pelo alongamento do músculo.

Em indivíduos jovens, Fowles et al. (2000) e Avela et al. (2004) encontraram diminuição significativa na atividade EMG muscular imediatamente após a realização do alongamento. Contudo, seus protocolos de alongamento possuíam durações demasiadamente prolongadas.

Levando em consideração as potenciais aplicações do registro sincronizado da atividade EMG e da Cf-t isométrica para compreender parte dos mecanismos responsáveis pelo decréscimo de força, a atividade EMG de diferentes grupos musculares será registrada.

### 3.6.2. Mecanismo estrutural

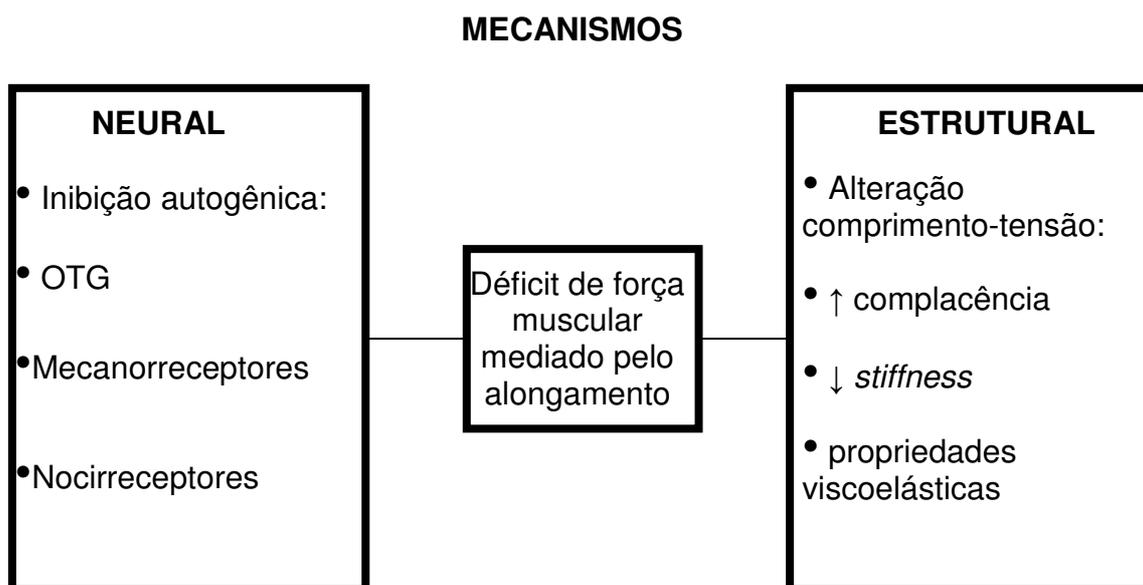
Outra hipótese sugerida para explicar o déficit de força muscular mediado pelo alongamento são as alterações na unidade músculo-tendão, tais como incremento da complacência, diminuição do *stiffness* e alteração das propriedades viscoelásticas da musculatura que, em parte, podem alterar a relação comprimento-tensão (KUBO et al., 2001; TAYLOR et al., 1990).

A alteração na complacência muscular tem grande influência nas expressões de força, especialmente sobre a TDF isométrica. 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. Isso significa que a capacidade dessa estrutura em transmitir rapidamente a força muscular gerada pela musculatura para o osso estaria diminuída, especialmente nos momentos iniciais de produção de força, o que afetaria diretamente o comportamento da TDF. Em adição: a) o aumento na complacência de unidade músculo-tendão também poderia gerar alterações na relação força-comprimento muscular afetando negativamente tanto a força dinâmica quanto isométrica (RAMOS et al., 2007); b) o incremento da complacência muscular pode limitar o acoplamento entre pontes cruzadas (actina e miosina) (RUBINI et al., 2007).

As análises da atividade EMG e da Cf-t isométrica podem trazer importantes informações a respeito das estratégias de ativação neural do sistema neuromuscular e propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Levando em consideração que 30% da variância total no comportamento da TDF podem ser explicadas pelas propriedades mecânicas do tendão e que o alongamento pode levar à redução na rigidez dessa estrutura, a eficiência na transmissão da força muscular nos momentos iniciais da contração seria reduzida, alterando o comportamento da TDF (BOJSEN-MØLLER et al., 2005; HERDA et al., 2008). Assim, alterações na TDF após o alongamento, sem alterações concomitantes na atividade EMG, pode refletir em algum grau, possíveis alterações nas propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão. Juntos, a atividade EMG e a TDF podem ser úteis para testar as hipóteses a respeito dos fatores neurais e estruturais implícitos no déficit de força mediado por alongamento em idosos. A figura 1 demonstra os mecanismos neurais e estruturais envolvidos no déficit de força mediado pelo alongamento.

Poucos trabalhos investigaram as alterações mecânicas da unidade músculo tendão após rotinas de alongamento (FOWLES et al., 2000; RYAN et al., 2008). Com base nesses trabalhos, já descritos anteriormente, é esperado que em idosas as alterações no *stiffness* musculotendíneo seja o principal mecanismo responsável pelas alterações na força muscular. Esse fato parece ser confirmado pelas maiores alterações verificadas para a TDF quando comparada à CVM, sem alterações concomitantes da atividade EMG (GURJÃO et al., 2009).

**Figura 1.** Mecanismo neural e estrutural envolvidos no déficit de força mediado pelo alongamento.



OTG= Órgão Tendinoso de Golgi

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. Sujeitos**

Participaram deste estudo 27 mulheres ( $65,4 \pm 4,3$  anos;  $69,3 \pm 9,0$  Kg;  $1,57 \pm 1,00$  m;  $28,0 \pm 4,0$  Kg/m<sup>2</sup>) envolvidas em um programa de atividade física generalizada com frequência de 3 vezes semanais há pelo menos 3 meses. As participantes realizavam exercícios de resistência muscular localizada e caminhada. Um breve questionário sobre a saúde cardiovascular e ósteo-articular auto-reportado foi aplicado nas participantes. Foram excluídas do estudo as participantes que relataram possuir histórico de lesão ósteo-articular nos membros inferiores e de doenças cardiovasculares. Após receberem informações verbais sobre os procedimentos aos quais seriam submetidas, aquelas que consentiram em participar assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1), aprovado juntamente com o projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética local (Anexo 2).

### **4.2. Delineamento do estudo**

Cada participante visitou o laboratório durante seis ocasiões com intervalo de 24 horas entre as visitas. As participantes foram instruídas a não realizar qualquer atividade física intensa durante o período de avaliações. As primeiras duas visitas tiveram por objetivo: a) familiarização aos procedimentos adotados para a avaliação da Cf-t isométrica nos exercícios monoarticular e multiarticular; b) familiarização aos procedimentos adotados para o exercício de alongamento estático; c) realização de medidas antropométricas (massa corporal; estatura; comprimento do membro

inferior); d) determinação dos locais para a fixação dos eletrodos utilizados para o registro da atividade EMG.

Nas quatro visitas subsequentes, a Cf-t isométrica foi registrada adotando o seguinte protocolo experimental: registro de três Cf-t isométricas referentes ao momento pré-tratamento em exercício multiarticular ou monoarticular (escolhidos de forma aleatória), com intervalo de recuperação de três minutos entre cada registro. Após intervalo de 10 minutos, as participantes realizaram uma de duas condições experimentais: controle (C) (sem alongamento) ou alongamento (A). Para a condição C, as participantes permaneceram repousadas em decúbito ventral sobre uma maca, por um período de tempo similar a duração total da rotina de alongamento (~2,5 min.) As avaliações da Cf-t isométrica após o emprego dessas condições foram realizadas imediatamente após a condição adotada (pós-tratamento) e durante um período de tempo de 30 minutos relativos ao final de cada condição (10; 20; e 30 minutos), com o objetivo de examinar o padrão temporal de possíveis alterações. A ordem de emprego para cada condição (C ou A) em cada um dos exercícios foi determinada pelo método de aleatorização do tipo *cross-over* balanceado. A Cf-t isométrica que apresentou a maior contração voluntária máxima (CVM) no período pré-tratamento foi selecionada para as comparações com as Cf-t isométricas obtidas nos momentos imediatamente após; 10; 20 e 30 minutos. Todos os procedimentos foram realizados na mesma hora do dia para minimizar possíveis variações circadianas no comportamento da força muscular.

### **4.3. Avaliação da Cf-t isométrica**

O esforço isométrico máximo foi avaliado por meio de um transdutor de força (EMG System do Brasil, 2,000 N). No momento pré-avaliação, as avaliadas foram instruídas a realizarem a CVM “tão rápido quanto possível” por cinco segundos. Tão logo iniciado o esforço, as participantes foram encorajadas verbalmente a realizarem seus esforços máximos. Além do estímulo verbal, cada participante acompanhou visualmente seu desempenho de TDF em um monitor acoplado ao conjunto de aparelhos utilizados na avaliação.

A aquisição do sinal proveniente do transdutor de força foi realizada por meio de um amplificador de sinais analógicos (EMG System do Brasil Ltda.) e sincronizada com os registros da atividade EMG. A frequência de amostragem de

2000Hz foi adotada para todos os canais. O sinal obtido do transdutor de força foi armazenado em disco rígido e analisado posteriormente *off-line*. As análises dos diferentes parâmetros da Cf-t isométrica (TDF e CVM) foram realizados no software MATLAB (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) versão 6.5. Como primeiro procedimento, o sinal bruto do transdutor de força foi digitalmente filtrado por um filtro passa-baixa Butterworth zero-lag de segunda-ordem com frequência de corte de 15 Hz. O início da contração foi definido como o ponto no qual o valor de força muscular excedeu 7,5 N acima da linha de base. A CVM foi determinada como o mais alto valor registrado durante os cinco segundos de duração de cada tentativa. A TDF pico foi determinada como a inclinação mais íngreme da curva, calculada dentro de janelas regulares de 20 ms ( $\Delta\text{força}/\Delta\text{tempo}$ ), para os primeiros 200 ms a partir do início da contração. Também foram obtidos os valores de TDF para os intervalos de tempo de 0-30; 0-50; 0-100; 0-150 e 0-200 ms (AAGAARD et al., 2002).

#### **4.3.1. Exercício monoarticular**

A Cf-t isométrica durante extensão unilateral de joelho foi avaliada em uma cadeira extensora (Figura 2). As participantes permaneceram sentadas com o quadril e joelho posicionados a 90 graus. O centro articular do joelho foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro. O braço de alavanca do dinamômetro foi posicionado logo acima do maléolo lateral. Uma proteção no tornozelo foi utilizada para prevenir o desconforto causado pelo apoio do equipamento na pele durante a realização da contração máxima.

**Figura 2.** Avaliação da Cf-t isométrica na cadeira extensora.



#### 4.3.2 Exercício multiarticular

Para avaliação da Cf-t isométrica na extensão unilateral de quadril e joelho as participantes foram posicionadas em equipamento *Leg Press* (Figura 3), constituído por uma estrutura metálica que permitiu ajuste do ângulo da articulação do joelho em 90 graus por meio do deslizamento do banco, similar ao descrito por Sahaly et al. (2001).

**Figura 3.** Avaliação da Cf-t isométrica no aparelho *Leg Press*.



#### **4.4. Protocolo de Alongamento**

A rotina de alongamento empregada no presente estudo foi elaborada levando em consideração atuais recomendações internacionais para adultos idosos (ACSM, 2007). O protocolo de alongamento consistiu em três séries de 30 segundos para o grupo muscular do quadríceps. Cada série foi separada por 30 segundos de intervalo. Cada participante foi posicionada em decúbito ventral, em uma maca, quando então o joelho do membro dominante foi flexionado pelo avaliador. 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. É importante ressaltar que antes das sessões experimentais, todas as participantes foram familiarizadas aos procedimentos adotados para a realização da rotina de alongamento estático. Durante a sessão de familiarização, as participantes foram instruídas a identificar e relatar ao pesquisador o início da sensação de dor durante a flexão do joelho do membro dominante. Posteriormente, a amplitude de movimento em que foi relatada a sensação de dor era anotada pelo pesquisador.

#### **4.5. Análise do sinal EMG**

A aquisição da atividade EMG foi obtida por meio de um amplificador de sinais analógicos (EMG System do Brasil Ltda.) de 8 canais, com filtro passa banda com frequência de corte entre 20 e 500 Hz, ganho interno de 1000X e modo de rejeição comum >120 dB. A placa de conversão A/D tem resolução de 12 bits e a frequência de amostragem foi de 2000 Hz (de ANDRADE et al., 2005).

A atividade EMG dos músculos VM, VL e BF (cabeça longa) foi registrada com eletrodos de superfície circulares com área de captação de 10mm (prata/cloreto de prata). As distâncias centro a centro intereletrodos foram de 23mm. Com o objetivo de diminuir a impedância da pele, foram realizados abrasão e limpeza com álcool nos locais de fixação dos eletrodos; além da aplicação de uma camada de gel eletrolítico na superfície de captação dos eletrodos. O posicionamento de cada eletrodo seguiu as recomendações de Hermens et al. (2000), sendo os locais cuidadosamente marcados sobre a pele na tentativa de assegurar que os eletrodos foram posicionados sempre nos mesmos locais, para os diferentes dias de avaliações.

O sinal da atividade EMG foi digitalmente filtrado *off-line*, com um filtro passa alta buttherworth zero-lag de quarta ordem e frequência de corte de 5Hz. A envoltória do sinal foi obtida por um filtro RMS móvel com janela constante de 50ms. O uso desse filtro, com resolução de 1 ms para análise do sinal EMG, permitiu analisar o comportamento da ativação muscular nos momentos iniciais da manifestação da força muscular. A atividade eletromiográfica integrada (iEMG), determinada como a área sob a curva da envoltória do sinal, foi obtida para os diferentes parâmetros da Cf-t isométrica. Assim, a iEMG foi determinada nos períodos de tempo de 0-30; 0-50; 0-100; 0-150 e; 0-200 ms e para CVM, determinada dentro da janela de tempo de um segundo (500 – 1500ms) (AAGAARD et al., 2002).

#### **4.6. Análise estatística**

Inicialmente os dados foram tratados a partir de procedimentos descritivos (média  $\pm$  desvio padrão). Posteriormente, para cada exercício (mono e multiarticular) foi empregada análise de variância de duas entradas (ANOVA two-way) para medidas repetidas, apresentando como fatores a condição (controle vs. alongamento) e o tempo (pré vs. pós vs. 10 minutos vs. 20 minutos vs. 30 minutos pós). Quando observada interação condição vs. tempo ou efeitos principais de condição ou tempo significativos, foi empregado o teste de *pos-hoc* de Tukey para localizar as possíveis diferenças. Também foi realizada a média da variação percentual ao longo do tempo em todas as variáveis. Para comparações entre os dois tipos de exercício (mono e multiarticular), a TDF nos diferentes períodos de tempo (0-30; 0-50; 0-100; 0-150 e 0-200 ms) e TDFP foram normalizadas pela CVM no período pré condição. Em seguida, foi aplicada ANOVA two-way como fatores o exercício (monoarticular vs. multiarticular) e o tempo (pré vs. pós vs. 10 minutos vs. 20 minutos vs. 30 minutos pós). O coeficiente de correlação intraclassa (R) foi utilizado para testar a reprodutibilidade da CVM entre as duas condições experimentais (C e A) nos dois tipos de exercício. O nível de significância adotado para todas as análises foi de  $p < 0,05$ . As informações foram processadas no pacote computacional Statistica versão 7.0.

## 5. RESULTADOS

O coeficiente de correlação intraclassa (R) para a CVM durante exercício monoarticular e multiarticular foi 0,86 (95% de intervalo de confiança [IC]; 0,70 – 0,94) e 0,88 (95% de IC; 0,73 – 0,94), respectivamente.

### 5.1. Contração voluntária máxima (CVM)

Os valores de CVM obtidos no exercício monoarticular e multiarticular para os momentos pré, imediatamente após, 10, 20 e 30 minutos, em ambas as condições, são apresentados na Tabela 1. A média da variação percentual e amplitude também são apresentadas. A atividade iEMG dos músculos VM, VL e BF obtida durante a CVM em exercício monoarticular e multiarticular é apresentada na Figura 4, em ambas as condições.

**Exercício monoarticular:** não foram observados efeito principal de condição ou interação condição vs. tempo significativos ( $p = 0,37$  e  $p = 0,42$ , respectivamente) para a CVM. Efeito principal significativo foi observado apenas para o tempo ( $p < 0,01$ ). O teste *post-hoc* mostrou que a CVM diminuiu do momento pré para os momentos imediatamente após, 10, 20 e 30 minutos pós na condição A. Em relação a condição C apenas a CVM avaliada no momento 10 minutos após a condição experimental não apresentou diferença significativa ( $p > 0,05$ ) em relação ao momento pré. A média da variação percentual ao longo do tempo foram similares em ambas as condições.

A atividade iEMG obtida durante a CVM para os diferentes grupos musculares, em ambas as condições, não apresentou modificações significativas que pudessem ser associadas ao protocolo de alongamento (interações condição vs. tempo não significativas: VM,  $p = 0,30$ ; VL,  $p = 0,42$  e; BF,  $p = 0,39$ ). Também

não foram encontrados efeitos principais de condição (VM,  $p = 0,32$ ; VL,  $p = 0,85$  e; BF,  $p = 0,41$ ) e tempo (VM,  $p = 0,54$ ; VL,  $p = 0,35$  e; BF,  $p = 0,75$ ).

**Exercício multiarticular:** similar ao exercício monoarticular, não houve interação condição vs. tempo ( $p = 0,38$ ) e efeito principal de condição ( $p = 0,76$ ). Apenas efeito significativo de tempo ( $p < 0,01$ ) foi observado. A CVM diminuiu do momento pré para os momentos imediatamente após, 10, 20 e 30 minutos pós condição experimental em ambas as condições (alongamento e controle). A média da variação permaneceu similar nas condições controle e alongamento.

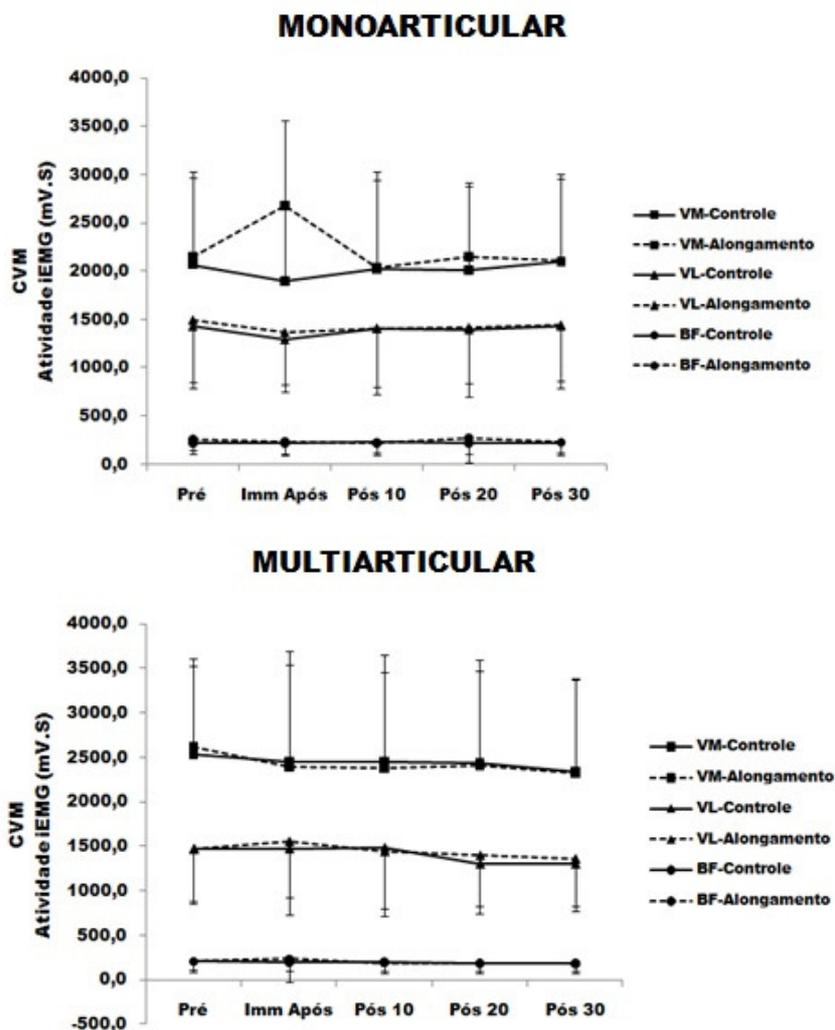
Para a atividade iEMG dos músculos VM, VL e BF, obtidas durante a CVM no exercício multiarticular, não foram observadas interações condição vs. tempo ( $p > 0,05$ ). Houve efeito principal de tempo para o VM ( $p = 0,02$ ) e para o VL ( $p < 0,01$ ). A atividade iEMG dos músculos avaliados permaneceu inalterada ao longo do tempo na condição C e na condição A.

**Tabela 1.** Valores de CVM pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular e multiarticular (valores em média  $\pm$  desvio padrão). A variação percentual da CVM após as diferentes condições experimentais também são apresentados (média e amplitude) (n = 27).

	Pré	Imm após	10 min pós	20 min pós	30 min pós
<b>Monoarticular</b>					
<b>CVM (C) (N)</b>	263,0 $\pm$ 56,0	251,2 $\pm$ 50,0*	250,3 $\pm$ 54,1	249,0 $\pm$ 53,0*	246,5 $\pm$ 52,5*
$\Delta\%$		-4,8 (-19,7 – 5,5)	-4,8 (-22,4 – 12,5)	-5,0 (-22,0 – 11,20)	-6,2 (-21,5 – 5,3)
<b>CVM (A) (N)</b>	280,4 $\pm$ 56,3	262,2 $\pm$ 61,0*	255,0 $\pm$ 61,3*	261,0 $\pm$ 59,3*	256,2 $\pm$ 60,0*
$\Delta\%$		-6,0 (-25,3 – 5,2)	-8,3 (-28,8 – 8,4)	-7,3 (-24,4 – 7,1)	-7,2 (-29,4 – 9,0)
<b>Multiarticular</b>					
<b>CVM (C) (N)</b>	882,0 $\pm$ 218,1	852,3 $\pm$ 195,3	824,2 $\pm$ 176,0*	804,0 $\pm$ 189,5*#	811,0 $\pm$ 183,0*
$\Delta\%$		-3,4 (-26,0 – 13,1)	-6,8 (-22,7 – 4,8)	-9,6 (-28,9 – 4,3)	-7,6 (-30,4 – 3,7)
<b>CVM (A) (N)</b>	905,0 $\pm$ 179,2	848,0 $\pm$ 190,2*	823,5 $\pm$ 201,2*	822,0 $\pm$ 174,5*	812,0 $\pm$ 195,3*
$\Delta\%$		-6,6 (-22,2 – 10,4)	-9,5 (-28,0 – 4,8)	-9,1 (-25,5 – 7,4)	-10,6 (-26,4 – 13,1)

\*Diferença significativa do momento pré ( $p < 0,05$ ). # Diferença significativa do momento imm pós ( $p < 0,05$ ).

CVM = Contração voluntária máxima; C = Controle; A = Alongamento; N = Newtons; imm = imediatamente; min = minutos;  $\Delta\%$  = média da variação percentual.



**Figura 4.** Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante contração voluntária máxima (CVM) em exercício monoarticular e multiarticular. Valores em média  $\pm$  desvio-padrão ( $n = 27$ ).

## 5.2. Taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo

As TDFP obtidas no exercício monoarticular e multiarticular são apresentadas na Tabela 2, juntamente com a média da variação percentual. As TDF nos diferentes períodos de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150 e 0-200 ms), relativos ao início da contração muscular, são apresentadas nas Tabelas 3 e 4, respectivamente. A atividade iEMG dos músculos VM, VL e VL obtida durante a TDF nos diferentes

períodos de tempo, em exercício monoarticular e multiarticular, é apresentada nas Figuras 5 e 6, respectivamente.

**Exercício monoarticular:** Não houve interação condição vs. tempo para a TDFP ( $p = 0,52$ ), indicando nenhum efeito do alongamento. Foram observados efeitos principais de condição e tempo significativos ( $p = 0,03$ ), entretanto, as análises *post-hoc* não mostraram alterações significativas nos valores de TDFP ao longo do tempo. A média da variação percentual também permaneceu similar nas duas condições.

Para a TDF em todos os períodos analisados, não houve interação condição vs. tempo ou efeitos principais de condição e tempo ( $p > 0,05$ ). Em adição, comportamento similar foi observado para a atividade iEMG dos músculos VM, VL e BF obtida nas TDF em todos os períodos de tempo.

**Exercício multiarticular:** Para a condição alongamento, os valores de TDFP diminuíram significativamente do momento pré para os momentos imediatamente após, 10, 20 e 30 minutos. Para a condição controle não houve alteração significativa dos valores de TDFP ao longo do tempo. De qualquer forma, não foram observados interação condição vs. momento ( $p = 0,07$ ) e efeito principal de condição ( $p = 0,96$ ). Foi observado efeito principal de tempo significativo ( $p < 0,01$ ). É importante ressaltar que a média da variação percentual foi mais acentuada para a condição alongamento.

Houve efeito principal de tempo significativo para a TDF nos 30 ( $p = 0,01$ ); 50; 100; 150 e 200 ms ( $p < 0,01$ ). Foi observada interação condição vs. tempo apenas para a TDF nos 100 ms ( $p = 0,03$ ). Para a condição alongamento, o teste *post-hoc* demonstrou diminuição significativa da TDF do momento pré para o momento 30 minutos pós (30 ms); do momento pré para o momento 10, 20 e 30 minutos pós (50, 100 e 150 ms) e do momento pré para o momento imediatamente após, 10, 20 e 30 minutos (200 ms). Na condição alongamento, houve variação percentual mais acentuada em todos os períodos de tempo.

Não foram observados interação grupo vs. tempo e efeito principal de condição para a atividade iEMG obtida durante a TDF, nos diferentes períodos de tempo, dos músculos VM, VL e BF ( $p > 0,05$ ). Houve efeito principal de tempo significativo para o VM, VL e BF em todos os períodos de tempo ( $p < 0,05$ ). O teste de *post-hoc* demonstrou redução significativa na atividade iEMG do músculo VM do momento imediatamente após para 20 minutos pós, na condição A (0-30; 0-50 ms).

Para o VL, foi observada redução nos valores da atividade iEMG do momento imediatamente após para 30 minutos pós (0-100; 0-150 ms) (condição C), do momento imediatamente após para 10, 20 e 30 minutos pós (0-30; 0-50 ms) e do momento imediatamente após para 10 minutos pós (0-100 ms) (condição A).

**Tabela 2.** Valores de TDFP pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular e multiarticular (valores em média  $\pm$  desvio padrão). A variação percentual da TDFP após as diferentes condições experimentais também são apresentados (média e amplitude) (n = 27).

	Pré	Imm após	10 min pós	20 min pós	30 min pós
<b>Monoarticular</b>					
<b>TDFP (C)(N/s)</b>	1361,5 $\pm$ 598,0	1281,5 $\pm$ 441,3	1167,3 $\pm$ 372,4	1207,4 $\pm$ 366,0	1251,3 $\pm$ 456,1
$\Delta\%$		-2,1 (-46,7 – 88,3)	-6,5 (-59,4 – 79,4)	-1,7 (-49,8 – 98,9)	-3,5 (-41,7 – 66,0)
<b>TDFP (A)(N/s)</b>	1551,0 $\pm$ 545,2	1384,5 $\pm$ 531,4	1376,4 $\pm$ 536,0	1398,5 $\pm$ 497,5	1293,0 $\pm$ 457,0
$\Delta\%$		-7,8 (-49,1 – 72,8)	-8,0 (-60,3 – 26,0)	-7,5 (-50,2 – 74,1)	-10,5 (-57,7 – 41,9)
<b>Multiarticular</b>					
<b>TDFP (C)(N/s)</b>	3162,3 $\pm$ 1151,0	3277,2 $\pm$ 1013,0	3087,0 $\pm$ 1104,0	3027,2 $\pm$ 1061,0	2975,0 $\pm$ 975,2
$\Delta\%$		4,2 (-22,2 – 52,4)	-3,3 (-38,7 – 43,1)	-4,1 (-50,8 – 37,8)	-4,6 (-33,8 – 33,3)
<b>TDFP (A)(N/s)</b>	3429,0 $\pm$ 1161,2	3079,1 $\pm$ 1090,0*	2946,3 $\pm$ 1074,0*	3012,0 $\pm$ 955,0*	2924,0 $\pm$ 877,1*
$\Delta\%$		-7,7 (-46,8 – 76,0)	-12,0 (-48,1 – 66,1)	-9,5 (-48,8 – 50,9)	-11,0 (-44,3 – 73,7)

\*Diferença significativa do momento pré ( $p < 0,05$ )

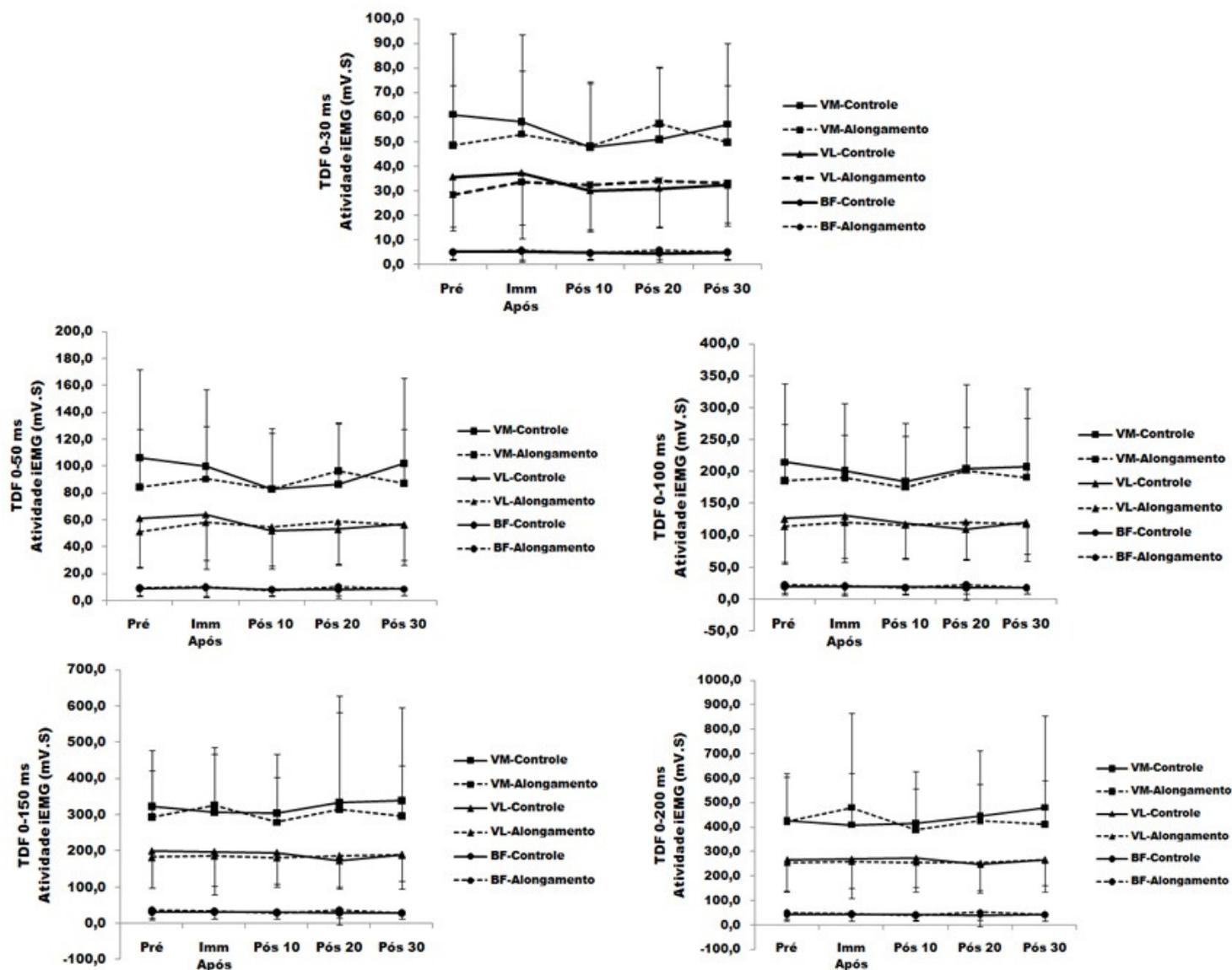
TDFP = Taxa de desenvolvimento de força pico; C = Controle; A = Alongamento; N = Newtons; s = segundos; imm = imediatamente; min = minutos;  $\Delta\%$  = variação percentual da média.

**Tabela 3.** Valores de TDF (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício monoarticular (valores em média  $\pm$  desvio padrão). A variação percentual da TDF em todos os períodos de tempo após as diferentes condições experimentais também são apresentados (média e amplitude) (n = 27).

	<b>Pré</b>	<b>Imm após</b>	<b>10 min pós</b>	<b>20 min pós</b>	<b>30 min pós</b>
<b>0-30 ms (N/s)</b>					
<b>Controle</b>	997,0 $\pm$ 438,0	943,0 $\pm$ 327,3	865,0 $\pm$ 364,4	892,0 $\pm$ 359,0	976,0 $\pm$ 398,4
$\Delta\%$		-2,7 (-48,8 – 84,0)	-6,3 (-82,4 – 82,8)	-1,5 (-76,0 – 99,2)	-2,6 (-40,3 – 70,0)
<b>Alongamento</b>	1092,0 $\pm$ 478,5	1024,0 $\pm$ 402,2	944,0 $\pm$ 444,0	1062,3 $\pm$ 407,5	904,1 $\pm$ 368,1
$\Delta\%$		11,7 (-54,0 – 269,5)	2,8 (-99,5 – 244,1)	10,1 (-48,6 – 164,6)	-6,0 (-70,9 – 82,0)
<b>0-50 ms (N/s)</b>					
<b>Controle</b>	1087,5 $\pm$ 476,1	1027,3 $\pm$ 366,0	911,0 $\pm$ 363,0	970,4 $\pm$ 356,0	1038,1 $\pm$ 400,0
$\Delta\%$		3,3 (-50,5 – 87,1)	-7,3 (-90,3 – 109,0)	4,7 (-72,0 – 150,8)	1,0 (-41,6 – 99,9)
<b>Alongamento</b>	1182,0 $\pm$ 520,0	1123,0 $\pm$ 429,1	1019,5 $\pm$ 468,0	1135,3 $\pm$ 396,5	977,0 $\pm$ 377,2
$\Delta\%$		11,5 (-51,8 – 258,5)	3,1 (-99,7 – 281,7)	9,0 (-45,6 – 173,8)	-5,2 (-71,0 – 74,3)
<b>0-100 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	1034,5 $\pm$ 437,5	1017,1 $\pm$ 355,1	905,4 $\pm$ 340,3	937,0 $\pm$ 282,3	990,0 $\pm$ 315,3
$\Delta\%$		6,3 (-47,9 – 93,0)	-2,6 (-91,7 – 122,2)	4,6 (-47,8 – 150,1)	3,1 (-44,2 – 107,1)
<b>Alongamento</b>	1120,5 $\pm$ 402,0	1094,1 $\pm$ 378,5	981,0 $\pm$ 432,0	1104,5 $\pm$ 374,0	1008,0 $\pm$ 347,0
$\Delta\%$		4,0 (-37,2 – 112,7)	-4,1 (-92,5 – 155,4)	3,1 (-55,0 – 122,6)	-3,1 (-47,6 – 71,5)
<b>0-150 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	903,3 $\pm$ 333,3	909,2 $\pm$ 286,3	833,0 $\pm$ 290,2	864,5 $\pm$ 252,1	887,0 $\pm$ 246,0
$\Delta\%$		4,0 (-44,1 – 65,4)	-1,7 (-85,3 – 79,6)	4,0 (-35,7 – 109,1)	3,1 (-33,5 – 68,3)
<b>Alongamento</b>	1013,0 $\pm$ 281,3	966,0 $\pm$ 279,0	903,0 $\pm$ 316,0	973,2 $\pm$ 276,0	917,5 $\pm$ 295,5
$\Delta\%$		-2,7 (-37,6 – 38,1)	-8,3 (-63,8 – 29,5)	-4,3 (-51,4 – 68,4)	-6,7 (-55,6 – 49,7)
<b>0-200 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	814,0 $\pm$ 277,5	820,4 $\pm$ 243,2	770,0 $\pm$ 240,2	794,0 $\pm$ 218,0	801,0 $\pm$ 223,0
$\Delta\%$		2,6 (-30,7 – 57,1)	-1,0 (-74,5 – 66,5)	3,3 (-28,6 – 74,0)	1,3 (-27,6 – 52,9)
<b>Alongamento</b>	915,4 $\pm$ 243,3	865,3 $\pm$ 242,4	834,0 $\pm$ 270,0	873,0 $\pm$ 239,0	829,4 $\pm$ 248,3
$\Delta\%$		-4,0 (-42,7 – 38,8)	-7,3 (-40,4 – 19,2)	-5,7 (-38,8 – 45,2)	-7,0 (-53,2 – 43,2)

TDF= Taxa de desenvolvimento de força; imm=imediatamente; N= Newtons; s= segundos.

### MONOARTICULAR



**Figura 5.** Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30; 0-50; 0-100; 0-150; 0-200 ms) em exercício monoarticular. Valores em média  $\pm$  desvio-padrão ( $n = 27$ ).

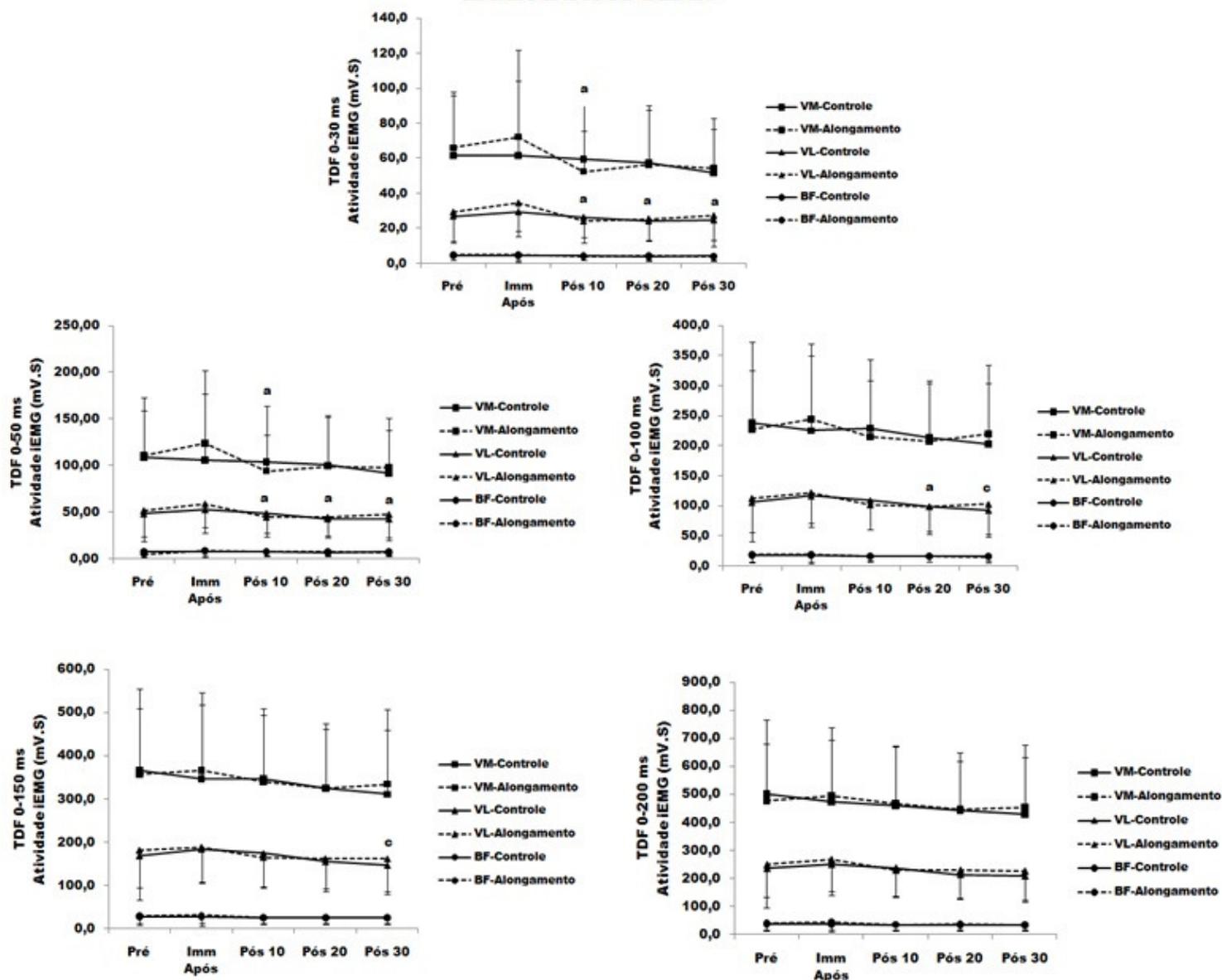
**Tabela 4.** Valores de TDF (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), em exercício multiarticular (valores em média  $\pm$  desvio padrão). A variação percentual da TDF em todos os períodos de tempo após as diferentes condições experimentais também são apresentados (média e amplitude) (n = 27).

	Pré	Imm após	10 min pós	20 min pós	30 min pós
<b>0-30 ms (N/s)</b>					
<b>Controle</b>	1391,0 $\pm$ 492,0	1454,2 $\pm$ 615,2	1397,5 $\pm$ 350,3	1454,1 $\pm$ 495,0	1287,2 $\pm$ 371,5
$\Delta\%$		11,6 (-84,8 – 88,7)	5,7 (-36,5 – 76,6)	9,7 (-54,3 – 81,4)	3,3 (-62,4 – 206,6)
<b>Alongamento</b>	1645,0 $\pm$ 449,5	1485,3 $\pm$ 415,5	1417,0 $\pm$ 445,0	1389,1 $\pm$ 500,0	1344,0 $\pm$ 470,2*
$\Delta\%$		-6,0 (-51,3 – 93,7)	-11,0 (-63,8 – 109,3)	-11,1 (-77,0 – 86,4)	-15,0 (-67,9 – 84,0)
<b>0-50 ms (N/s)</b>					
<b>Controle</b>	1726,0 $\pm$ 628,0	1774,0 $\pm$ 763,0	1723,2 $\pm$ 506,5	1766,4 $\pm$ 641,3	1584,0 $\pm$ 497,1
$\Delta\%$		9,4 (-91,0 – 101,6)	4,1 (-38,6 – 101,2)	6,7 (-52,5 – 93,0)	1,4 (-59,8 – 229,1)
<b>Alongamento</b>	2060,5 $\pm$ 633,0	1841,4 $\pm$ 583,3	1714,5 $\pm$ 625,0*	1701,2 $\pm$ 604,3*	1617,5 $\pm$ 598,0*
$\Delta\%$		-7,5 (-48,0 – 73,3)	-14,3 (-61,4 – 90,5)	-13,0 (-68,5 – 89,3)	-18,1 (-69,3 – 75,4)
<b>0-100 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	2274,5 $\pm$ 809,0	2272,0 $\pm$ 893,0	2300,4 $\pm$ 771,5	2295,1 $\pm$ 801,0	2140,2 $\pm$ 709,1
$\Delta\%$		5,1 (-92,5 – 86,0)	2,0 (-34,1 – 100,7)	2,2 (-45,0 – 70,0)	-2,0 (-36,5 – 151,3)
<b>Alongamento</b>	2624,2 $\pm$ 860,1	2361,0 $\pm$ 815,0	2213,4 $\pm$ 827,4*	2253,5 $\pm$ 727,0*	2109,3 $\pm$ 664,0*
$\Delta\%$		-8,0 (-44,3 – 60,3)	-14,0 (-53,9 – 69,5)	-11,0 (-51,1 – 66,6)	-15,5 (-63,0 – 65,9)
<b>0-150 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	2341,1 $\pm$ 799,0	2333,0 $\pm$ 798,2	2340,3 $\pm$ 778,2	2318,0 $\pm$ 772,3	2222,2 $\pm$ 724,2
$\Delta\%$		1,6 (-78,3 – 52,0)	-1,2 (-33,6 – 40,1)	-1,3 (-40,0 – 37,5)	-4,0 (-33,7 – 62,2)
<b>Alongamento</b>	2596,0 $\pm$ 825,0	2345,4 $\pm$ 785,0	2253,0 $\pm$ 822*	2286,4 $\pm$ 688,2*	2182,5 $\pm$ 628,0*
$\Delta\%$		-8,1 (-44,4 – 41,8)	-12,2 (-44,3 – 51,8)	-9,4 (-43,7 – 55,5)	-12,7 (-49,9 – 58,6)
<b>0-200 ms(N/s)</b>					
<b>Controle</b>	2240,3 $\pm$ 744,0	2229,1 $\pm$ 692,1	2211,0 $\pm$ 725,2	2176,3 $\pm$ 696,0	2110,5 $\pm$ 669,2
$\Delta\%$		0,4 (-48,2 – 34,9)	-2,7 (-36,0 – 23,2)	-3,3 (-36,4 – 44,3)	-5,6 (-32,4 – 31,4)
<b>Alongamento</b>	2408,5 $\pm$ 749,0	2185,0 $\pm$ 713,1*	2126,0 $\pm$ 732,0*	2147,3 $\pm$ 620,0*	2082,3 $\pm$ 585,0*
$\Delta\%$		-8,1 (-41,7 – 23,9)	-11,0 (-42,4 – 41,0)	-8,4 (-38,2 – 56,6)	-11,0 (-38,8 – 54,2)

\*Diferença significativa do momento pré (p<0,05)

TDF= Taxa de desenvolvimento de força; imm=imediatamente; N= Newtons; s= segundos.

### MULTIARTICULAR



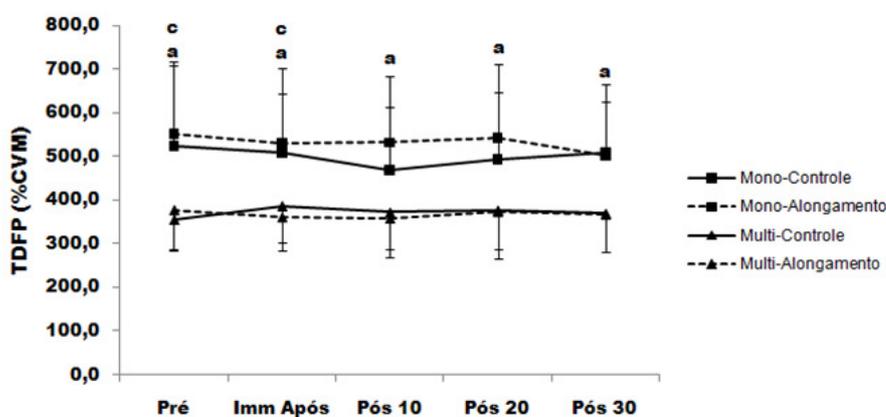
**Figura 6.** Integral da atividade eletromiográfica (iEMG) dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30; 0-50; 0-100; 0-150; 0-200 ms) em exercício multiarticular. Valores em média  $\pm$  desvio-padrão ( $n = 27$ ).

<sup>a</sup> Diferença significativa do momento imm após na condição alongamento

<sup>c</sup> Diferença significativa do momento imm após na condição controle

### 5.3. Comparação da taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) e taxa de desenvolvimento de força (TDF), nos diferentes períodos de tempo, para os exercícios monoarticular e multiarticular, normalizadas pelas respectivas CVM

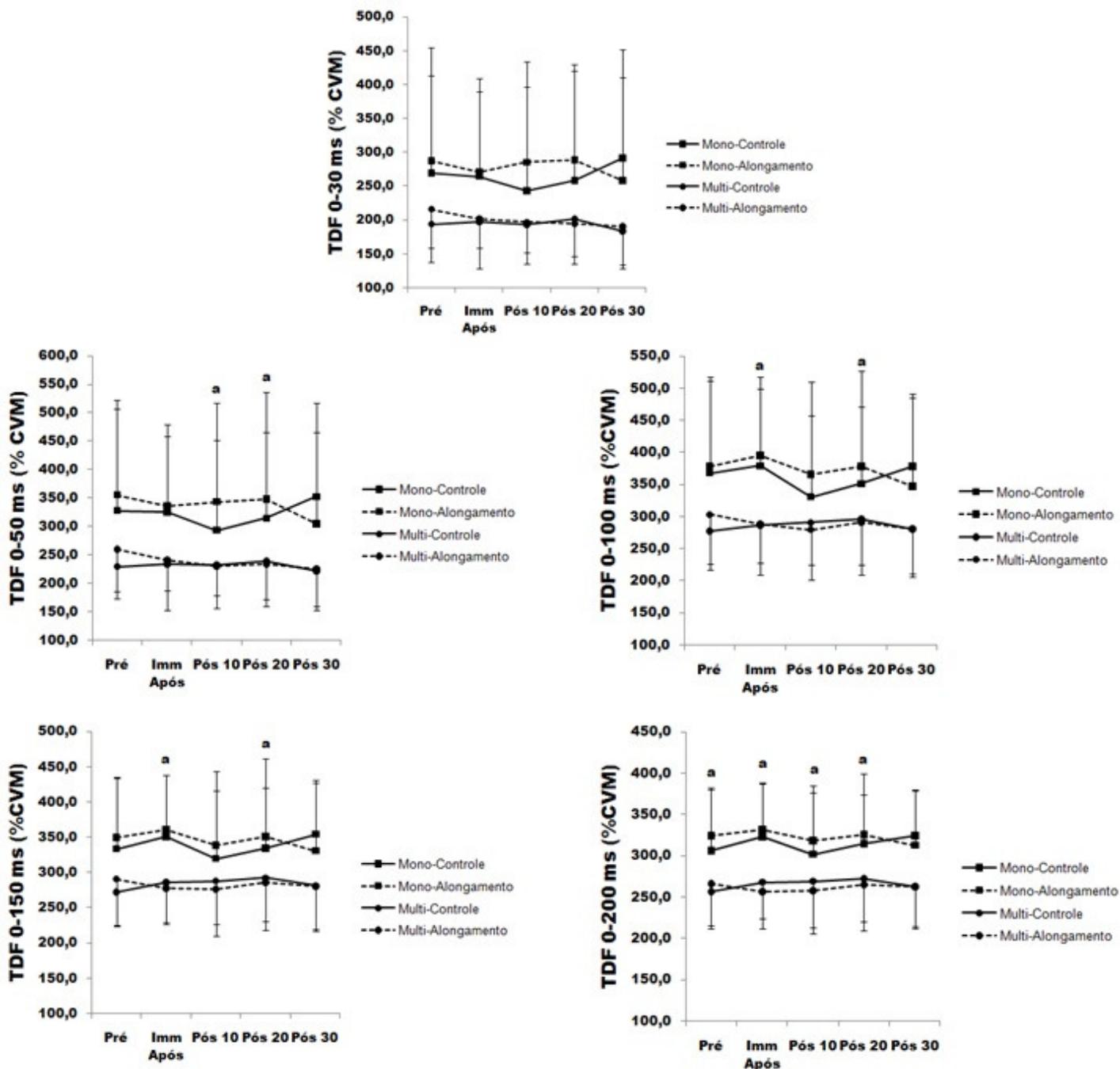
A comparação entre os valores normalizados da TDFP e TDF nos diferentes períodos de tempo, entre exercício monoarticular e multiarticular nas condições C e A é apresentada nas Figuras 7 e 8, respectivamente. Não foi observada interação exercício vs. tempo para a TDFP e TDF em todos os períodos de tempo analisados (0-30; 0-50; 0-100; 0-150; 0-200 ms) ( $p > 0,05$ ), ou seja, a TDF se comportou de forma similar nos exercícios monoarticular e multiarticular. Para todos os períodos de tempo, houve efeito principal de exercício ( $p < 0,01$ ).



**Figura 7.** Valores de taxa de desenvolvimento de força pico (TDFP) normalizados pela contração voluntária máxima (%CVM), pré e pós as duas condições experimentais (controle e alongamento), durante exercício monoarticular e multiarticular. Valores em média  $\pm$  desvio-padrão ( $n = 27$ ).

<sup>a</sup> Diferença significativa entre mono e multiarticular na condição alongamento

<sup>c</sup> Diferença significativa entre mono e multiarticular na condição controle.



**Figura 8.** Valores de taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos diferentes períodos de tempo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 ms) normalizados pela contração voluntária máxima (%CVM), pré e pós as diferentes condições experimentais (controle e alongamento), durante exercício monoarticular e multiarticular. Valores em média  $\pm$  desvio-padrão ( $n = 27$ ).

<sup>a</sup> Diferença significativa entre mono e multiarticular na condição alongamento

## 6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivos analisar o efeito agudo do alongamento estático em dois parâmetros da Cf-t isométrica (CVM e TDF) e na atividade EMG dos músculos VM, VL e BF de idosas em exercício monoarticular e multiarticular e realizar a comparação direta do efeito agudo do alongamento nessas variáveis entre os exercícios. A hipótese do presente estudo foi que o alongamento estático poderia alterar o desempenho da Cf-t isométrica de mulheres idosas de forma diferenciada entre exercício mono e multiarticular. Como principais achados, a TDF teve comportamento similar durante exercício monoarticular e multiarticular tanto na condição C quanto na condição A (interação exercício vs. tempo não significativa – figuras 7 e 8). Seguindo a mesma tendência, as modificações percentuais da CVM em relação aos valores pré-condições experimentais, também foram similares em ambos os exercícios (tabela 1). Para a atividade iEMG, nenhuma alteração que possa ser atribuída a rotina de alongamento foi observada (interações condição vs. tempo não significativas – figuras 4, 5 e 6).

O déficit de força muscular mediado pelo alongamento tem sido amplamente investigado em exercícios monoarticulares (BEHM et al., 2004; EVETOVITCH et al., 2003; FOWLES et al., 2000; HERDA et al., 2008; KNUDSON e NOFFAL, 2005; MAREK et al., 2005; NELSON et al., 2001; WEIR et al., 2005). A avaliação da força muscular durante exercício monoarticular é de extrema importância, uma vez que permite a visualização do comportamento de um único grupo muscular. Pelo fato de

muitos movimentos da vida diária envolverem ações musculares em múltiplas articulações, como na tentativa de evitar uma queda, é importante compreender como o alongamento estático pode alterar agudamente a funcionalidade do sistema neuromuscular em ações multiarticulares.

McBride et al. (2007) observaram que, em adultos jovens, o comportamento da força muscular isométrica pode sofrer influência do tipo de exercício utilizado durante avaliação da força. Durante esforço monoarticular apenas a CVM reduziu significativamente. Em relação ao esforço multiarticular, reduções significativas foram observadas apenas para a TDF. Em adição, os autores observaram uma tendência na redução dos valores de CVM obtida durante o exercício multiarticular. Esse fato poderia explicar, em parte, as alterações percentuais mais acentuadas observadas para as TDF na condição A, em relação a condição C durante esforço multiarticular.

Um fator importante a ser considerado, na tentativa de melhor compreender o efeito do alongamento estático no desempenho da força muscular em ações multiarticulares de membros inferiores, é que tal desempenho depende da ação de vários grupos musculares. Neste sentido, para melhor interpretação dos resultados, o número de grupos musculares alongados no protocolo experimental deve ser levado em consideração. Gurjão et al. (2009), por exemplo, verificaram reduções significativas nos valores de CVM e TDFP de mulheres idosas, em exercício multiarticular, ao empregar uma rotina de alongamento estático para os principais grupos musculares de membros inferiores. Entretanto, Gurjão et al. (2010) não observaram alterações significativas para estas mesmas variáveis (CVM e TDFP) quando apenas a musculatura do quadríceps femoral foi alongada.

Embora um grande número de autores tenha demonstrado reduções agudas significativas no desempenho de força e potência muscular após realização de rotinas de alongamento (BEHM et al., 2001; BEHM et al., 2004; BRANDENBURG et al., 2006; CORNWELL et al., 2002; CRAMER et al., 2004; CRAMER et al., 2005; CRAMER et al., 2007; FOWLES et al., 2000; KAY et al., 2008; KAY et al., 2009; KNUDSON et al., 2005; KOKKONEN et al., 1998; McHUG et al., 2008; NELSON et al., 2001; WEIR et al., 2005; YOUNG et al., 2006) os resultados do presente estudo condizem com parte da literatura, em que não foi observado o déficit de força muscular mediado pelo alongamento (BAZETT-JONES et al., 2005; BEEDLE et al., 2008; EGAN et al., 2006; GURJÃO et al., 2010; HANDRAKIS et al., 2010; MUIR et al., 1999; RYAN et al., 2007).

Apesar do déficit de força muscular mediado pelo alongamento ser um importante fenômeno a ser considerado durante a prescrição de exercícios físicos, é importante salientar a existência de uma variedade de fatores que podem determinar seu comportamento. Dentre esses fatores, o tempo total de alongamento utilizado é uma importante variável a ser considerada.

Um grande número de autores, que procuraram investigar o déficit de força muscular mediado pelo alongamento, empregaram em seus delineamentos experimentais, protocolos com volumes demasiadamente altos. Fowles et al. (2000), por exemplo, observaram redução na CVM após 30 minutos de alongamento estático (13 séries de 135 segundos) nos flexores plantares. Diferentes estudos têm apontado para a existência de uma relação dose-resposta entre o volume de alongamento empregado e o déficit de força muscular (OGURA et al., 2007; RYAN et al., 2007; SIATRAS et al., 2008).

Ryan et al. (2007), por exemplo, procuraram investigar o efeito de diferentes volumes de alongamento (2,4 e 8 minutos) no desempenho da CVM e TDF dos flexores plantares. Os autores observaram redução na TDF somente após 4 e 8 minutos de alongamento. Para a CVM, não houve alteração induzida pelos diferentes volumes de alongamento empregados.

Utilizando um protocolo similar ao do presente estudo (três séries de 30 segundos de alongamento estático), Bazett-Jones et al. (2005) também não observaram alteração nos valores de CVM e TDF obtidos durante a realização de agachamento isométrico. O protocolo de alongamento utilizado no presente estudo foi empregado de acordo com as recomendações internacionais para adultos idosos quanto ao volume de alongamento (três séries de 30 segundos) (ACSM, 2007). Tal protocolo não foi suficiente para causar reduções na CVM e TDF de mulheres idosas. Embora ainda não tenha sido investigada a existência de uma possível relação dose-resposta para adultos idosos, parece que as atuais recomendações de alongamento estático para esta população não afetam negativamente o comportamento da força muscular isométrica quando apenas um grupo muscular é alongado.

Dois diferentes mecanismos têm sido propostos na tentativa de explicar o déficit de força muscular mediado pelo alongamento: a) mecanismo estrutural (alterações no *stiffness* e complacência da unidade músculo-tendão); b) mecanismo neural (redução na ativação muscular).

A complacência e o *stiffness* do tendão têm sido correlacionados com o desempenho da CVM e da TDF (BOJSEN-MØLLER et al., 2005; EDMUND e JOSEPHSON, 2007; KUBO et al., 2001; WILSON et al., 1994). Wilson et al. (1994) observaram relação significativa entre a complacência da unidade músculo-tendão e o desempenho de força muscular isométrica. Os autores sugerem que uma unidade músculo-tendão mais rígida é mais eficiente durante a fase inicial de transmissão da força, incrementando, desse modo, a expressão da TDF.

O alongamento pode causar efeitos negativos na capacidade muscular de produzir força caso ocorra alteração no *stiffness* da unidade músculo-tendão (em particular, diminuição do *stiffness* do tendão), levando a uma maior complacência dessa estrutura. Diversos autores têm demonstrado que exercícios de alongamento podem levar a diminuição do *stiffness* e aumento da complacência do tendão agudamente (EDMAN e TSUCHIYA, 1996; KAY e BLAZEVIK, 2009; KUBO et al., 2001; MAGNUSSON et al., 1995).

Um tendão mais complacente permite que o músculo opere em um menor comprimento, afetando diretamente sua relação comprimento-tensão (KAY e BLAZEVIK, 2009). A diminuição no comprimento de trabalho do músculo (encurtamento) afeta diretamente a formação de pontes cruzadas (actina-miosina) influenciando de forma negativa a capacidade dessa estrutura de produzir força máxima. Além disso, com o aumento da complacência do tendão, há um aumento no tempo de encurtamento da musculatura, levando a uma menor capacidade muscular de produzir força rapidamente. No presente estudo, o fato da CVM e TDF não terem sido reduzidas significativamente após a realização do alongamento estático, sugere que alterações no *stiffness* do sistema músculo-tendão e redução do comprimento de trabalho do quadríceps podem não ter ocorrido.

Outra possível explicação para os resultados observados no presente estudo seria a de que o sistema músculo-tendão das participantes pode ter sido pouco alterado, uma vez que adultos idosos possuem um maior comprometimento dessas estruturas (MAGNUSSON et al., 1995). Durante o processo de envelhecimento há um aumento significativo na quantidade de fibras de colágeno e diminuição de fibras de elastina no sistema músculo-tendão. Conseqüentemente, músculos e tendões se tornam mais rígidos e menos funcionais (ARKING, 1991; HOLLAND et al., 2002;). Sendo assim, essa população seria menos afetada pelo alongamento, pois já possuem uma unidade músculo-tendão comprometida (HANDRAKIS et al., 2010).

Handrakis et al. (2010) não observaram redução no desempenho do salto vertical de homens e mulheres de meia idade (40-60 anos) após 10 minutos de alongamento estático. Os autores atribuem tal resultado aos mecanismos estruturais envolvidos no déficit de força muscular mediado pelo alongamento. Similar a adultos idosos, em indivíduos de meia idade é observado aumento significativo no *stiffness* do sistema músculo-tendão e alterações nas propriedades viscoelásticas dessas estruturas.

No presente estudo não foi observado efeito do alongamento na atividade iEMG dos músculos VM, VL e BF obtidas durante a CVM e TDF nos diferentes períodos de tempo. A atividade EMG fornece informações importantes sobre as estratégias de ativação neural do músculo esquelético. A amplitude EMG quantifica a ativação muscular, que pode ser modificada pelo número de unidades motoras recrutadas e pelas taxas de disparo dessas unidades (BECK et al., 2007; ORIZIO et al., 2003). Nesse sentido, medidas da atividade EMG podem detectar alterações neurais induzidas pelo alongamento do músculo. Diversas respostas neuromusculares ao alongamento poderiam contribuir na redução da atividade neural, tais como inibição autogênica promovida pelo Órgão Tendinoso de Golgi (OTG), mecanorreceptores (tipo III, aferentes) e nocirreceptores (tipo IV, aferentes). Tais mecanismos aferentes levariam a redução significativa na excitabilidade do motoneurônio alfa.

Fowles et al. (2000) observaram diminuição significativa na atividade iEMG dos flexores plantares após 30 minutos de alongamento estático, sendo que, os valores da atividade iEMG retornaram a condição inicial após 15 minutos. Por outro lado, autores que utilizaram um menor volume de alongamento (2 – 10 minutos) não encontraram alterações na atividade iEMG dos flexores plantares (WEIR et al., 2005; RYAN et al., 2007). Segundo Fowles et al. (2000) uma possível inibição autogênica na ativação muscular causada pelo Órgão Tendinoso de Golgi ou pelos receptores tipo III e IV necessitaria de uma rotina de alongamento intensa e prolongada para ser ativada. A rotina de alongamento estático, no presente estudo, foi realizada no limiar de dor e com curto período de duração. Sendo assim, percepções de desconforto ou de dor não estavam presentes durante a avaliação da Cf-t isométrica no período pós alongamento.

Outro fator importante a ser considerado é que, no presente estudo, apenas a musculatura do quadríceps foi submetida ao alongamento. Uma vez que grupos

musculares agonistas e antagonistas dividem o mesmo *pool* de motoneurônios, qualquer mudança na atividade da musculatura agonista poderia causar diminuição da atividade na musculatura antagonista, através de um circuito-reflexo (CRONE et al., 1993).

Após a aplicação de alongamento estático (3 séries de 33 segundos) apenas para a musculatura do quadríceps, McBride et al. (2007) observaram redução significativa na atividade iEMG do BF, sem modificações na atividade iEMG do VM e VL. Segundo os autores, o protocolo de alongamento pode ter causado alterações em diferentes mecanismos de *feedback* aferentes, modificando o equilíbrio da atividade muscular agonista-antagonista. Protocolo de alongamento similar ao de McBride et al. (2007) foi utilizado no presente estudo. De qualquer forma, a atividade iEMG do BF permaneceu inalterada na condição C e A, durante CVM e TDF obtidas nos dois diferentes exercícios. Possivelmente em mulheres idosas, o equilíbrio da atividade muscular agonista-antagonista não é afetado quando apenas a musculatura do quadríceps for alongada.

Embora o presente estudo apresente achados relevantes, ou seja, que o alongamento estático não altera o desempenho muscular de sujeitos idosos, outro fator importante a ser considerado em relação ao desenho experimental é a quantidade de contrações isométricas realizadas nos momentos pré-condições experimentais. Kay e Blazeovich (2009) observaram que a utilização de contrações isométricas antes de rotinas de alongamento pode mascarar possíveis efeitos do alongamento no desempenho de força muscular. Os autores analisaram o efeito de contrações isométricas máximas associadas a exercícios de alongamento, no torque passivo dos flexores plantares, no *stiffness* e no comprimento de trabalho do sistema músculo-tendão (ultrasonografia). No referido estudo, o torque passivo dos sujeitos foi avaliado, seguido de seis contrações isométricas máximas, com duração de oito segundos e intervalo de 30 segundos entre cada contração (intervenção isométrica). Após 2 minutos, uma nova medida do torque passivo foi realizada. Os sujeitos, então foram submetidos a três séries de 60 segundos de alongamento estático dos flexores plantares, com intervalo de 30 segundos entre as séries (intervenção alongamento) seguidas da avaliação do torque passivo 2 e 30 minutos após. As medidas de *stiffness* e comprimento do sistema músculo-tendão foram realizados de forma concomitante as medidas de torque passivo. Os autores observaram que, após a realização da intervenção isométrica, houve diminuição significativa do torque passivo

dos flexores plantares, acompanhada pela diminuição no *stiffness* do tendão de Aquiles. Em contrapartida, após a intervenção alongamento, não foram encontradas alterações no torque passivo e no *stiffness* do sistema músculo-tendão. Vale ressaltar que o *stiffness* do tendão de Aquiles permaneceu reduzido mesmo após 30 minutos da intervenção isométrica. No presente estudo, três contrações isométricas máximas foram realizadas no momento pré de cada condição. É importante observar que, em variações percentuais da média, houve diminuição nos valores de CVM, TDFP e TDF nos diferentes períodos de tempo na situação C. Sendo assim, pode-se hipotetizar que as contrações isométricas realizadas nos momentos pré-condições experimentais podem ter diminuído ou mascarado um possível efeito do alongamento no desempenho de força muscular das participantes.

Ainda que nossos resultados não demonstrem efeitos deletérios do alongamento no desempenho de força muscular e ativação muscular de mulheres idosas, deve-se salientar que apenas a produção de força isométrica foi avaliada e uma melhor compreensão desse fenômeno em relação a outras expressões da força muscular pode apresentar relevantes implicações nas recomendações para o treinamento de ambos os componentes da capacidade funcional (força muscular e flexibilidade) em adultos idosos. Sugerem-se outros estudos, com novos modelos experimentais, para melhor compreensão desse fenômeno.

## **7. CONCLUSÃO**

A análise dos dados mostra que a realização de três séries de 30 segundos de alongamento estático, apenas para o quadríceps femoral, não afeta a atividade muscular e a capacidade de produzir força muscular rapidamente e máxima de mulheres idosas. Tal comportamento foi similar nos exercícios mono e multiarticular.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v.93, p.1318-26, 2002.

ACSM - AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, p. 992-1008, 1998.

ACSM - AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Physical activity and public health in older adults. Recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Journal of the American Heart Association**, v.116, p.1094-105, 2007.

ARKING, R. **Biology of aging, observations and principles**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1991.

AVELA, J.; FINNI, T.; LIIKAVAINIO, T.; NIEMELA, E.; KOMI, P.V. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. **Journal of Applied Physiology**, v.96, n.13, p.2325-32, 2004.

BAZZET-JONES, D.M.; WINCHESTER, J.B.; McBRIDE, J.M. Effect of potentiation and stretching on maximal force, rate of force development and range of motion. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, p.421-26, 2005.

BECK, T.W.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; CRAMER, J.T.; WEIR, J.P.; COBURN, J.W.; MALEK, M.H. Does the frequency content of the surface mechanomyographic signal reflect motor unit firing rates? A brief review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p.1-13, 2007.

BEEDLE, B.; RYTTER, S.J.; HEALY, R.C.; WARD, T.R. Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.6, p.1838-43, 2008.

BEHM, D.G.; BAMBURY, A.; CAHILL, F.; POWER, K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time and movement time. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, p.1397-1402, 2004.

BEHM, D.G.; BUTTON, D.C.; BUTT, J.C. Factors affecting force loss with prolonged stretching. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v.26, p.261-72, 2001.

BOJSEN-MØLLER, J.; MAGNUSSON, S.P.; RASMUSSEN, L.R.; KJAER, M.; AAGAARD, P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. **Journal of Applied Physiology**, v.99, n.3, p.986-94, 2005.

BRANDENBURG, J.P. Duration of stretch does not influence the degree of force loss following static stretching. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.46, p.526-534, 2006.

CORNWELL, A.; NELSON, A.G.; SIDAWAY, B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. **European Journal of Applied Physiology**, v.86, p.428–434, 2002.

CRAMER, J.T.; HOUSK, T.J.; JOHNSON, G.O.; MILLER, J.M.; COBURN, J.W.; BECK, T.W. Acute effects of static stretching on peak torque in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, p.236-41, 2004.

CRAMER, J.T.; HOUSH, T.J.; WEIR, J.P.; JOHNSON, G.O.; COBURN, J.W.; BECK, T.W. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. **European Journal of Applied Physiology**, v.93, p.530-539, 2005.

CRAMER, J.T.; BECK, T.W.; HOUSH, T.J.; MASSEY, L.L.; MAREK, S.M.; DANGLEMEIER, S.; PURKAYASTHA, S.; CULBERTSON, J.Y.; FITZ, K.A.; EGAN, A.D. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. **Journal of Sports Sciences**, v.25, p.687-98, 2007.

CRONE, C. Reciprocal inhibition in man. **Danish Medical Bulletin**, v.40, n.5, p.571-81, 1993.

CURRY, B.S.; CHENGKALATH, D.; CROUCH, G.J.; ROMANCE, M.; MANNS, P.J. Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular performance in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.23, n.6, p.1811-19, 2009.

DALRYMPLE, K.J.; DAVIS, S.E.; DWYER, G.B.; MOIR, G.L. Effect of static and dynamic stretching on vertical jump performance in collegiate women volleyball players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.24, n.1, p.149-55, 2010.

DE ANDRADE, A.D.; SILVA, T.N.; VASCONCELOS, H.; MARCELINO, M.; RODRIGUES-MACHADO, M.G.; FILHO, V.C.; MORAES, N.H.; MARINHO, P.E.; AMORIM, C.F. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, p.631-9, 2005.

EDMUND, K.A.P.; JOSEPHSON, R.K. Determinants of force rise time during isometric contraction of frog muscle fibres. **The Journal of Physiology**, v.580, p.1007-19, 2007.

EGAN, A.D.; CRAMER, J.T.; MASSEY, L.L. Acute effects of static stretching on peak torque and mean power output in national collegiate athletic association division I women's basketball players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, p.778-82, 2006.

EVETOVICH, T.K.; NAUMAN, N.J.; CONLEY, D.S.; TODD, J.B. Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.17, n.3, p.484-88, 2003.

FOWLES, J.R.; SALE, D.G.; MacDOUGALL, J.D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **Journal of Applied Physiology**, v.89, p.1179-88, 2000.

GOBBI, S.; VILLAR, R.; ZAGO, A.S. **Bases teórico-práticas do condicionamento físico**. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2005.

GURJÃO, A.L.D.; GONÇALVES, R.; MOURA, R.F.; GOBBI, S. Acute Effect of Static Stretching on Rate of Force Development and Maximal Voluntary Contraction in Older Women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.23, n.7, p.2149-54, 2009.

GURJÃO, A.L.D.; CARNEIRO, N.H.; GONÇALVES, R.; MOURA, R.F.; GOBBI, S. Efeito agudo do alongamento estático na força muscular de mulheres idosas. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n.3, p.195-201, 2010.

HANDRAKIS, J.P.; SOUTHARD, V.N.; ABREU, J.M.; ALOISA, M.; DOYEN, M.R.; ECHEVARRIA, L.M.; HWANG, H.; SAMUELS, C.; VENEGAS, S.A.; DOURIS, P.C. Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.24, n.3, p.825-30, 2010.

HASKELL, W.L.; LEE, I.M.; PATE, R.R.; POWELL, K.E.; BLAIR, S.N.; FRANKLIN, B.A.; MACERA, C.A.; HEATH, G.W.; THOMPSON, P.D.; BAUMAN, A. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.39, n.8, p.1423-34, 2007.

HERDA, T.J.; CRAMER, J.T.; RYAN, E.D.; McHUGH, M.P.; STOUT, J.R. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.3, p.809-17, 2008.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.361-74, 2000.

HOLLAND, G.J.; TANAKA, K.; SHIGEMATSU, R.; NAKAGAICHI, M. Flexibility and physical functions of older adults: A Review. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 10, p. 169-206, 2002.

HOLT, B.W.; LAMBOURNE, K. The impact of different warm-up protocols on vertical jump performance in male collegiate athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.1, p.226-9, 2008.

KAY, A.D.; BLAZEVIK, A.J. Reductions in active plantarflexor moment are significantly correlated with static stretch duration. **European Journal of Sports Science**, v.8, p.41-6, 2008.

KAY, A.D.; BLAZEVIK, A.J. Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. **Journal of Applied Physiology**, v.106, p.1249-56, 2009.

KAY, A.D.; BLAZEVIK, A.J. Isometric contractions reduce plantar flexor moment, Achilles tendon stiffness, and neuromuscular activity but remove the subsequent effects of stretch. **Journal of Applied Physiology**, v.107, p.1181-89, 2009.

KNUDSON, D.; NOFFAL, G. Time course of stretch-induced isometric strength deficits. **European Journal of Applied Physiology**, v.94, p.348-51, 2005.

KOCH, A.J.; O'BRYANT, H.S.; STONE, M.E.; SANBORN, K.; PROULX, C.; HRUBY, J.; SHANNONHOUSE, E.; BOROS, R.; STONE, M.H. Effect of warm-up on standing broad jump in trained and untrained men and women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.17, n.4, p.710-14, 2003.

KOKKONEN, J.; NELSON, A.G.; CORNWELL, A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.69, p.411-15, 1998.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.90, p.520-27, 2001.

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; GLEIM, G.W.; MCHUGH, M.P.; KJAER, M. Viscoelastic response to repeated static stretching in human skeletal muscle. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.5, p.342-47, 1995.

MAREK, S.M.; CRAMER, J.T.; FINCHER, A.; MASSEY, L.L.; DANGELMAIER, S.M.; PURKAYASTHA, S.; FITZ, K.A.; CULBERTSON, J.Y. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Training**, v.40, p.94-103, 2005.

McBRIDE, J.M.; DEANE, R.; NIMPHIUS, S. Effect of stretching on agonist-antagonist muscle activity and muscle force output during single and multiple joint isometric contractions. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.17, p.54-60, 2007.

McHUG, M.P. Strength loss following static stretching: the role of muscle length. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.38, p.S373-74, 2006.

MORSE, C.I.; DEGENS, H.; SEYNNES, O.R.; MAGANARIS, C.N.; JONES, A.J. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **The Journal of Physiology**, v.586, p.97-106, 2008.

MUIR, I.W.; CHESWORTH, B.M.; VANDERVOORT, A.A. Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.29, p.106-15, 1999.

MULLANY, H.; O'MALLEY, M.; CLAIR GIBSON, A.; VAUGHAN, C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.12, n.5, p.375-84, 2002.

NELSON, A.G.; ALLEN, J.D.; CORNWELL, A.; KOKKONEN, J. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint angle specific. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.72 p.68-70, 2001.

OGURA, Y.; MIYAHARA, Y.; NAITO, H.; KATAMOTO, S.; AOKI, J. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, p.788-92, 2007.

ORIZIO, C.; GOBBO, M.; DIEMONT, B.; ESPOSITO, F.; VEICSTEINAS, A. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motos unit activation strategy: historical basis and novel evidence. **European Journal of Applied Physiology**, v.90, p.326-36, 2003.

PINCIVERO, D.M.; ALDWORTH, C.; DICKERSON, T.; PETRY, C.; SHULTZ, T. Quadriceps-hamistring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v.81, n.6, p.504-9, 2000.

POWER, K.; BEHM, D.G.; CAHILL, F.; CARROL, M.; YOUNG, W. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, p.1389-96, 2004.

RAMOS, G.V.; SANTOS, R.R.; GONÇALVES, A. Influência do alongamento sobre a força muscular: uma breve revisão sobre as possíveis causas. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.9, n.2, p.203-6, 2007.

ROBBINS, J.W. e SCHEURMANN, B.W. Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.3, p.781-6, 2008.

RUBINI, E.C.; COSTA, A.L.L.; GOMES, P.S.C. The effects of stretching on strength performance. **Sports Medicine**, v.37, p.213-24, 2007.

RYAN, E.D.; BECK, T.W.; HERDA, T.J.; HULL, H.R.; HARTMAN, M.J.; STOUT, J.R.; CRAMER, J.T. Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.40, n.8, p.1529-37, 2008.

SAHALY, R.; VANDEWALLE, H.; DRISS, T.; MONOD, H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans: importance of instruction. **European Journal of Applied Physiology**, v.85, p.345-50, 2001.

SALE, D.G. Postactivation potentiation: Role in human performance. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.30, p.138-43, 2002.

SIATRAS, T.A.; MITTAS, V.P.; MAMELETZI, D.N.; VAMVAKOUDIS, E.A. The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.22, n.1, p.40-6, 2008.

TAYLOR, D.C.; DALTON, J.D.; SEABER, A.V.; GARRETT, G.E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**, v.18, p.300-9, 1990.

THOMPSEN, A.G.; KACKLEY, T.; PALUMBO, M.A.; FAIGENBAUM, A.D. Acute effects of different warm up protocols with and without a weighted vest on jump performance in athletic women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.1, p.52-6, 2007.

VETTER, R.E. Effects of six warm-up protocols on sprint and jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.3, p.819-23, 2007.

VIVEIROS, L.; POLITO, M.D.; SIMÃO, R.; FARINATTI, P. Respostas agudas imediatas e tardias da flexibilidade na extensão do ombro em relação ao número de séries e duração do alongamento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.6, p.459-63, 2004.

WALLMANN, H.W.; MERCER, J.A.; Mcwhorter, J.W. Surface eletromyographic assessment of the effect of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, n.3, p.684-8, 2005.

WARBURTON, D.E.R.; GLEDHILL, N.; QUINNEY, A. The effects of changes in musculoskeletal fitness on health. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v.26, p.161-216, 2001.

WEIR, D.E.; TINGLEY, J.; ELDER, G.C. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v.93, p.614-23, 2005.

WINCHESTER, J.B.; NELSON, A.G.; KOKKONEN, J. A single 30-s stretch is sufficient to inhibit maximal voluntary strength. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.80, n.2, p.257-61, 2009.

WILSON, G.J.; MURPHY, A.J.; PRYOR, J.F. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. **Journal of Applied Physiology**, v.76, p.2714-19, 1994.

WOODS, K.; BISHOP, P.; JONES, E. Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. **Sports Medicine**, v.37, p.1089-99, 2007.

YAMAGUCHI, T.; ISHII, K.; YAMANAKA, M.; YASUDA, K. Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.4, p.1238-44, 2007.

YOUNG, W.B.; ELLIOT, S. Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.72, n.3, p.273-79, 2001.

YOUNG, W.; ELIAS, G.; POWER, J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.46, p.403-11, 2006.

YOUNG, W.B. The use of static stretching in warm-up for training and competition. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v.2, p.212-16, 2007.

## ANEXO

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Convidamos o (a) Senhor (a) para participar livremente de uma pesquisa que será desenvolvida na UNESP de Rio Claro, que objetiva analisar o comportamento da força muscular após realização do alongamento. As informações obtidas nessa pesquisa poderão proporcionar ações ligadas à saúde que poderão melhorar a qualidade de vida dos idosos, além de serem úteis cientificamente e de ajuda para todos.

Caso o senhor (senhora) não possua restrição de saúde para realizar atividade física, então será convidado (a) a realizar exercícios de alongamento e avaliação da força muscular, gastando aproximadamente 1 hora do seu tempo. Todos os procedimentos utilizados estão de acordo com os padrões e efetuados por pessoas capacitadas. Os riscos de acidentes são mínimos e semelhantes a aqueles da sua vida diária e o(a) senhor(a) será acompanhado(a) e assistido(a) durante toda a avaliação. Todas as informações coletadas serão mantidas em sigilo e serão divulgadas no meio científico, sem qualquer identificação pessoal.

O (a) Senhor (a) poderá tirar qualquer dúvida ou fazer qualquer reclamação em relação aos procedimentos propostos pela pesquisa com os professores responsáveis antes do início, durante ou após a realização estudo pessoalmente ou por telefone e poderá desistir, a qualquer momento, sem qualquer penalização ou prejuízo para sua pessoa.

**Título do projeto: “Comportamento da Curva Força–Tempo Isométrica e Ativação Muscular após Realização de Diferentes Rotinas de Alongamento”**

Responsável pela pesquisa: Profa. Mestranda Raquel Gonçalves

Cargo/ Função: Mestranda em Ciências da Motricidade

Instituição: Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Endereço: Av: 24-A, nº 1515, Bela vista.

Dados para contato (telefone): (19) 3534-4569 (residencial) ou (19) 92615249 (celular)/ email: raquel\_lafe@yahoo.com.br

Orientador: Prof. Dr. Sebastião Gobbi

Cargo/ Função: Professor adjunto

Instituição: Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Endereço: Av: 24-A, nº 1515, Bela vista.

Dados para contato (telefone): (19) 3524-4020 (residencial) ou (19) 3526-4349 (comercial)/ email: sgobbi@rc.unesp.br

Após ter tomado conhecimento dos procedimentos da pesquisa, aceito participar da mesma, assinando o presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, que está confeccionado em duas vias, sendo que, uma delas ficará com o senhor (a) e a outra com o pesquisador responsável.

Nome do Participante: \_\_\_\_\_;  
sexo F ( ) M ( ) R.G. \_\_\_\_\_, Data de Nascimento \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_, telefone \_\_\_\_\_, residente a \_\_\_\_\_,  
Bairro \_\_\_\_\_, Telefone para contato \_\_\_\_\_.

Rio Claro, \_\_\_/\_\_\_/2008.

---

**Prof. Dr. Sebastião Gobbi**  
**(Professor responsável)**

---

**Assinatura do participante**

## APÊNDICE

## Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa CEP – IB – UNESP – Rio Claro



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Rio Claro



## DECISÃO CEP Nº 31/2008

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 4532	Data: 21.07.08
Projeto de Pesquisa: "Comportamento da curva força – tempo isométrica e ativação muscular após realização de diferentes rotinas de alongamento"	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável:
---------------------	--------------------------

Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável:
	Orientando(a):

Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Raquel Gonçalves
	Orientador(a): Prof. Dr. Sebastião Gobbi Colaboradores: André Luiz Demantova Gurjão José Claudio Jambassi Filho

Objetivo Acadêmico:	<input type="checkbox"/> TCC
	<input checked="" type="checkbox"/> Mestrado
	<input type="checkbox"/> Doutorado
	<input type="checkbox"/> Outros (especificar)

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 32ª reunião ordinária, realizada em 02/12/2008,	
<input type="checkbox"/>	<b>Aprovou</b> o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input checked="" type="checkbox"/>	<b>Referendou</b> o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	Aprovou <b>retornar</b> ao interessado para atendimento das <b>pendências</b> encontradas (prazo máximo de 60 dias):
<input type="checkbox"/>	<b>Não Aprovou.</b>
<input type="checkbox"/>	<b>Retirou</b> , devido à permanência das pendências.
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o <b>encaminha</b> , com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- <b>CONEP/MS</b> , por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

Rio Claro, 03 de dezembro de 2008.

Profa. Dra. Maria Izabel Souza Camargo  
Coordenadora do CEP

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)