

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO HUMANO**

Efeito da intensidade de dois protocolos de alongamento  
estático em sujeitos treinados

Marcelo Massatoshi Senaga Miyatake

2019

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

Marcelo Massatoshi Senaga Miyatake

EFEITO DA INTENSIDADE DE DOIS  
PROTOCOLOS DE ALONGAMENTO ESTÁTICO  
EM SUJEITOS TREINADOS

Dissertação apresentada à Banca Examinadora de Defesa do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Castro Cesar

PIRACICABA  
2019

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP  
Bibliotecária: Marjory Harumi Barbosa Hito - CRB-8/9128.

M685e	<p>Miyatake, Marcelo Massatoshi Senaga Efeito da intensidade de dois protocolos de alongamento estático em sujeitos treinados / Marcelo Massatoshi Senaga Miyatake. – 2019. 62 f. : il. ; 30 cm.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Castro Cesar. Coorientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti. Dissertação (Mestrado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, 2019.</p> <p>1. Alongamento. 2. Força Muscular. I. Cesar, Marcelo de Castro. II. Marchetti, Paulo Henrique. II. Título.</p>
CDU – 796	

**EFEITOS DA INTENSIDADE DE DOIS PROTOCOLOS DE ALONGAMENTO ESTÁTICO  
EM SUJEITOS TREINADOS**

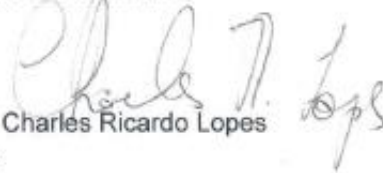
**MARCELO MASSATOSHI SENAGA MIYATAKE**

Dissertação de Mestrado defendida e aprovada em 06 de fevereiro de 2019, pela Banca Examinadora constituída pelos Professores:



Prof. Dr. Marcelo de Castro Cesar - UNIMEP

Presidente e Orientador



Prof. Dr. Charles Ricardo Lopes

UNIMEP

Prof. Dr. Josinaldo Jarbas da Silva

UNINOVE



## AGRADECIMENTOS

Agradeço a toda minha família, em especial aos meus pais, Edval e Celina, meus irmãos, Massaharu e Massayuki, minha namorada, Bruna, e meus avós, Tomiko, Seitoku (*in memoriam*), Tamesawa e Teruaki, por todo apoio, esforço, preocupação e amor incondicional.

Aos meus orientadores, professores Dr. Paulo Henrique Marchetti, Dra. Delaine Rodrigues Bigaton e Dr. Marcelo de Castro Cesar, pela confiança e incansável dedicação à elaboração deste trabalho.

A todos os amigos e professores que, de alguma forma, direta ou indiretamente, me incentivaram para que este dia acontecesse.

Aos professores e funcionários da UNIMEP pelo carinho, respeito e incentivo.

E a Deus pela minha vida, a vida da minha família e amigos.

Sem cada um de vocês a realização deste sonho não seria possível e eu não estaria onde hoje estou. O meu muito obrigado a todos vocês!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – Brasil. Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de mestrado PROSUC.

## RESUMO

A intensidade do alongamento é uma variável que influencia de forma positiva nos efeitos observados pela prática do alongamento, e pode ser mensurada pela percepção subjetiva de desconforto do indivíduo ao alongar determinado grupamento muscular. Atualmente, existem poucos artigos publicados na literatura que tenham investigado os efeitos da intensidade do alongamento estático. O objetivo do estudo foi avaliar e comparar a amplitude de movimento máxima, a atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral e a produção de força isométrica máxima de flexores de joelho após dois protocolos de alongamento estático. Participaram 15 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, idade  $27,5 \pm 6,6$  anos, massa corporal  $80,5 \pm 10,3$  kg, estatura  $175,6 \pm 4,7$  cm, com experiência há pelo menos um ano em treinamento de força. Os sujeitos foram aleatorizados e realizaram dois protocolos (A e B) de alongamento estático passivo, para os músculos isquiotibiais (membro inferior direito), com um intervalo de 30 min entre os protocolos. As variáveis intensidade e volume do alongamento foram inversamente manipuladas, sendo que o protocolo A consistiu de seis séries de 45 s com intervalo de 15 s entre as séries e a intensidade foi mantida em 50% da escala de percepção subjetiva de desconforto (PSD); e o protocolo B consistiu de três séries de 45 s com intervalo de 15 s entre as séries e a intensidade foi mantida em 90% da PSD. Para determinação dos efeitos dos dois protocolos de alongamento, no membro inferior direito, foram realizadas mensuração da amplitude de movimento passiva por meio de flexímetro pendular, a atividade mioelétrica por meio da eletromiografia de superfície e a força isométrica máxima pelo dinamômetro de tração/compressão. Os resultados apresentaram aumento significativo da amplitude de movimento entre as condições pré- e pós-alongamento para ambos os protocolos (protocolo A: 4,6%; protocolo B: 11,42%) e não foi observada diferença significativa entre os protocolos em ambas as condições. Houve uma redução da variável dependente impulso (10%) apenas após a realização do protocolo B. A atividade muscular não apresentou diferença significativa pré- e pós-alongamento nos dois protocolos. Conclui-se que a forma como foram manipuladas as variáveis intensidade e volume do alongamento estático se mostrou importante com relação ao aumento da amplitude de movimento máxima e da alteração da produção de força isométrica máxima.

Palavras-chave: alongamento estático, intensidade, amplitude de movimento, força muscular, atividade muscular.

## ABSTRACT

The stretch intensity is a variable that influences positively in the effects observed by the practice of stretching and can be measured by the individual's subjective perception of discomfort when stretching a specific muscle group. Currently, there are few papers published in the literature that have examined the effects of static stretching intensity. The aim of this study was to evaluate and compare maximal range of motion, maximal isometric muscle activity of biceps femoris and maximal isometric force production of knee flexors after two static stretching protocols. Fifteen healthy male subjects, age  $27.5 \pm 6.6$  years, body mass  $80,5 \pm 10,3$  kg, height  $175,6 \pm 4,7$  cm, with experience for at least one year in strength training participated in the study. The subjects were randomized and performed two passive static stretching protocols (A and B) for the hamstring muscles (right lower limb), with a 30 min interval between the protocols. The intensity and volume variables of the stretching were inversely manipulated: the protocol A consisted of six series of 45 s with interval of 15 s between the series and the intensity was maintained in 50% of the scale of subjective perception of discomfort (PSD); and the protocol B consisted of three series of 45 s with interval of 15 s between the series and the intensity was maintained in 90% of the PSD. In order to determine the effects of the two stretching protocols on the right lower limb, the passive range of motion was measured by means of a pendular fleximeter, the myoelectric activity by means of surface electromyography and the maximum isometric force by the traction/compression dynamometer. The results showed an increase significantly in the range of motion between the pre- and post-stretching conditions for both protocols (protocol A: 4.6%, protocol B: 11.42%), no significant difference was observed between the protocols in both conditions. There was a reduction of the dependent variable impulse (10%) only after the protocol B. The muscle activity didn't present significant difference pre- and post-stretching in the two protocols. It's concluded that the manner the intensity and volume variables of the static stretching were manipulated was important with regard to the increase of the maximum range of motion and the change in the maximum isometric force production.

Keywords: static stretching, intensity, range of motion, muscle strength, muscle activity.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Figuras apresentando a intensidade do alongamento estático em: 50% (a) e 90% (b) da percepção subjetiva de desconforto .....33
- Figura 2.** Figuras apresentando a posição inicial (a) e a posição final (b) durante a avaliação da amplitude de movimento passiva máxima.....34
- Figura 3.** Figura ilustrando a posição de joelho e tornozelo durante a coleta dos dados da eletromiografia de superfície associada ao teste de força isométrica máxima.....36
- Figura 4.** Resultados da amplitude de movimento máxima para ambos os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós- alongamento .....39
- Figura 5.** Resultados do impulso para ambos os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós- alongamento .....42



## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1.** Coeficiente de correlação intraclases para IEMG ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ ) para as diferentes condições e protocolos.....40
- Tabela 2.** Resultados do padrão do IEMG ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ ) para as diferentes condições e protocolos.....40
- Tabela 3.** Coeficiente de correlação intraclases para pico de força (Kgf) para as diferentes condições e protocolos .....41
- Tabela 4.** Resultados do pico de força (Kgf) para as diferentes condições e protocolos.....41
- Tabela 5.** Coeficiente de correlação intraclases para impulso para as diferentes condições e protocolos.....42

## LISTA DE ABREVIATURAS

ADM .....	Amplitude de movimento
ADMP .....	Amplitude de movimento passiva
AE .....	Alongamento estático
AEP .....	Alongamento estático passivo
AIDM .....	Alta intensidade e duração moderada
ATP .....	Adenosina trifosfato
BILD .....	Baixa intensidade e longa duração
BFL.....	Cabeça longa do músculo bíceps femoral
CCI .....	Coefficiente de correlação intraclasse
CON .....	Controle
CVMI .....	Contração voluntária máxima isométrica
DP .....	Desvio padrão
EMGs .....	Eletromiografia de superfície
FIM .....	Força isométrica máxima
FNP .....	Facilitação neuromuscular proprioceptiva
IEMG .....	Integral da eletromiografia de superfície
INT .....	Intermitente
OTGs.....	Órgãos tendinosos de Golgi
PSD .....	Percepção subjetiva de desconforto
RMS .....	Root mean square móvel
SENIAM.....	Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles
SNC.....	Sistema nervoso central
SNP .....	Sistema nervoso periférico
UMT.....	Unidade musculotendínea
UNIMEP .....	Universidade Metodista de Piracicaba

## LISTA DE SÍMBOLOS

°	.....	Graus
$\Delta$	.....	Delta
%	.....	Percentual
$\Delta\%$	.....	Delta percentual
$d$	.....	Tamanho do efeito
$P$	.....	Significância
$\alpha$	.....	Alfa
$\beta$	.....	Beta
ms	.....	Milissegundo(s)
s	.....	Segundo(s)
min	.....	Minuto(s)
h	.....	Hora(s)
cm	.....	Centímetro(s)
Kg	.....	Quilograma(s)
Kgf	.....	Quilograma força
Nm	.....	Newton x metro
Hz	.....	Hertz
$\mu\text{V}\cdot\text{s}$	.....	Microvolts x segundo
Ag	.....	Prata
AgCl	.....	Cloreto de prata
<	.....	Menor que
>	.....	Maior que

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>12</b>
<b>2 OBJETIVOS.....</b>	<b>16</b>
2.1 OBJETIVO GERAL.....	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	16
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
3.1 FISIOLOGIA NEUROMUSCULAR .....	17
3.2 AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE .....	20
3.3 TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE .....	22
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>30</b>
4.1 CASUÍSTICA .....	30
4.2 PROCEDIMENTOS.....	30
4.3 PROTOCOLOS DE ALONGAMENTO .....	32
4.4 AVALIAÇÕES REALIZADAS .....	33
4.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	36
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	37
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>39</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>43</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>53</b>
<b>REFERÊNCIAS* .....</b>	<b>54</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>61</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O alongamento estático (AE) é frequentemente utilizado por atletas, esportistas ou praticantes de atividade física recreacionais como treinamento da flexibilidade e como parte do aquecimento antes de exercícios de força e potência (MARCHETTI et al., 2014), tendo como intuito aumentar a amplitude de movimento (ADM) articular numa tentativa de melhorar o desempenho e reduzir o risco de lesão (MCHUGH; COSGRAVE, 2010). Entretanto, tem sido demonstrado que o alongamento estático possa prejudicar o desempenho, reduzindo a produção de força e potência muscular e essas diminuições são mais prováveis de ocorrer quando a duração total da prática do AE, por grupamento muscular, é maior do que 60 s. Esses efeitos são atenuados com a utilização de duração total abaixo de 60 s (BEHM et al., 2016).

Para o aumento da ADM articular, o AE é considerado um método efetivo (SILVA et al., 2015; MARCHETTI et al., 2017). Porém, no que tange à atividade muscular, avaliada por meio da eletromiografia, os estudos de Miyahara et al. (2013) e Freitas et al. (2016) não observaram nenhuma alteração na atividade muscular após o alongamento estático, e, os estudos de Marchetti et al. (2017) e Jelmini et al. (2018) apresentaram reduções significantes na atividade muscular. Portanto, ainda não há um consenso sobre as alterações na atividade muscular, visto que nem sempre são observadas mudanças pós-alongamento.

Os mecanismos fisiológicos envolvidos nos efeitos do alongamento estático são complexos, mas existem algumas hipóteses que podem explicar tais

alterações: mudanças das características biomecânicas das estruturas da unidade musculotendínea (UMT), podendo afetar a propriedade viscoelástica, a relação força-comprimento e a rigidez do tecido, junto com adaptações dos proprioceptores (fusos musculares e órgão tendinoso de golgi) (SERPA et al., 2014; APOSTOLOPOULOS et al., 2015; TRAJANO et al., 2017); redução na ativação muscular por meio da inibição neural (JELMINI et al., 2018) e aumento na tolerância ao alongamento (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010).

Na literatura, três variáveis de alongamento têm sido consideradas importantes para potencialmente influenciar o aumento ou a diminuição da flexibilidade (capacidade de mover uma articulação através de sua completa ADM) de uma articulação: intensidade, duração e frequência, que pode ser distinguida em frequência por sessão e frequência por semana (MARSCHALL, 1999). O foco deste trabalho foi sobre a intensidade do alongamento estático, que conforme Jacobs e Sciascia (2011), a intensidade pode ser definida como a magnitude da força ou torque aplicada à articulação durante um exercício de alongamento, e tem sido inerentemente mediada pela dor, sendo mensurada pela percepção subjetiva de desconforto do indivíduo ao alongar determinado grupamento muscular.

Existem várias maneiras para a mensuração deste parâmetro: escala de percepção subjetiva de desconforto - PSD (SILVA et al., 2015; MARCHETTI et al., 2017); escala de sensação de alongamento (HAMMER et al., 2017); escala de esforço percebido em flexibilidade – PERFLEX (DANTAS et al., 2008); alongamento até o ponto de desconforto ou até o ponto de dor (MUANJAI et al., 2017); intensidade tolerável máxima sem dor (KATAURA et al., 2016); porcentagem da intensidade máxima do alongamento sem dor, onde esta é 100% (FREITAS et al., 2014); ponto

pouco antes da dor (YOUNG et al., 2006). Essas variações de métodos de mensuração dificultam a realização de comparações entre estudos.

A utilização adequada da intensidade do alongamento é importante, pois o uso de pouca força pode resultar em uma resposta elástica com pouco ou nenhum ganho na amplitude de movimento. Pelo contrário, aplicar muita força pode danificar o tecido, resultando em uma resposta inflamatória (JACOBS; SCIASCIA, 2011). Para quantificar a carga de treinamento para os exercícios de alongamento, deve-se realizar o produto (a multiplicação) entre os valores da intensidade e do volume (duração e/ou frequência) de treinamento.

Há poucos artigos (KATAURA et al., 2016; FREITAS et al., 2016) publicados na literatura que examinaram os efeitos da intensidade do alongamento estático sobre a amplitude de movimento, a produção de força e a atividade muscular. Sendo assim, é difícil estabelecer conclusões dos efeitos desta variável sobre os efeitos já observados na prática do alongamento.

Kataura et al. (2016) compararam três protocolos de AE para o grupamento muscular isquiotibial: 180 s nas intensidades de 80%, 100% (máxima intensidade tolerável sem dor) e 120% (amplitude de movimento no início da dor). Os resultados do estudo mostraram um maior ganho na amplitude de movimento passiva (80%:  $0,17 \pm 3,75^\circ$ ; 100%:  $4,9 \pm 3,5^\circ$ ; 120%:  $5,9 \pm 4,4^\circ$ ) e uma maior redução na força muscular isométrica (80%:  $-1,2 \pm 3,7$  Nm; 100%:  $-3,3 \pm 5,1$  Nm; 120%:  $-2,9 \pm 5,6$  Nm) após o protocolo de alongamento com maior intensidade. O protocolo de alongamento com menor intensidade não influenciou de forma significativa a amplitude de movimento passiva (ADMP) ou a força muscular isométrica.

Num estudo similar, Freitas et al. (2016) examinaram se o protocolo de alongamento estático de alta intensidade e duração moderada (AIDM) produziria os mesmos efeitos agudos como o protocolo de alongamento estático de baixa intensidade e longa duração (BILD). As variáveis intensidade e volume dos protocolos foram inversamente manipuladas: o protocolo de AE AIDM foi composto por duração média de  $243.5 \pm 69.5$  s com intensidade de 100% do torque passivo máximo (ponto imediatamente antes do início da dor); e o protocolo de AE BILD foi composto por duração de 900 s com intensidade de 50% do torque passivo máximo. Os autores concluíram que a intensidade foi vista como mais importante para o aumento da amplitude de movimento passiva, enquanto a duração parece ser mais importante para diminuir o torque passivo agudo.

As hipóteses do presente estudo são que a maior intensidade de alongamento estático afeta, numa maior magnitude, o ganho da amplitude de movimento máxima e a queda da produção de força isométrica máxima de flexores de joelho, quando comparada a menor intensidade de alongamento estático, em sujeitos treinados; e que a maior intensidade de alongamento estático resulte em diminuição da atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral em sujeitos treinados.

Este estudo justifica-se devido à carência de estudos que tenham investigado os efeitos da intensidade do alongamento estático sobre a amplitude de movimento, a produção de força e a atividade muscular, e a importância dos exercícios de alongamento estático, que são bastante utilizados em diversos campos de atuação, para melhora do desempenho e redução dos riscos de lesão, por meio do aumento da amplitude de movimento articular.



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

Investigar o efeito da intensidade de dois protocolos de alongamento estático em homens treinados em força.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Comparar o efeito de dois protocolos de alongamento estático, de diferente intensidade e duração, na amplitude de movimento máxima em sujeitos treinados em força.

Comparar o efeito de dois protocolos de alongamento estático, de diferente intensidade e duração, na atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral em sujeitos treinados em força.

Comparar o efeito de dois protocolos de alongamento estático, de diferente intensidade e duração, na produção de força isométrica máxima de flexores de joelho em sujeitos treinados em força.

### **3 REVISÃO DE LITERATURA**

#### **3.1 FISIOLOGIA NEUROMUSCULAR**

O sistema nervoso humano pode ser dividido, com base em critérios anatômicos, em sistema nervoso central (SNC), composto pelo encéfalo e medula espinal, e sistema nervoso periférico (SNP), composto pelos nervos, gânglios e terminações nervosas (MACHADO; HARTEL, 2014). Os nervos enviam e recebem informações do SNC, englobam os neurônios aferentes (parte sensorial), que trazem a informação sensorial da periferia para o SNC, e os neurônios eferentes (parte motora), que levam a resposta do encéfalo para a periferia (McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

O SNC recebe repetidamente informações sobre as mudanças que ocorrem nos ambientes externo e interno do corpo (nível de tensão muscular, pressão, toque, dor, mudança na temperatura, etc.) proveniente das terminações nervosas sensitivas (receptores sensoriais) existentes em todo o corpo humano (McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

Os proprioceptores são receptores sensoriais situados nos músculos, tendões, ligamentos e cápsulas articulares (MACHADO; HARTEL, 2014). No que tange a capacidade física flexibilidade e os exercícios de alongamento, os proprioceptores órgãos tendinosos de Golgi (OTGs) e fusos musculares são os mais importantes receptores cinestésicos que podem influenciar a alteração da amplitude de movimento articular (McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

Os fusos musculares são compostos por pequenas células musculares denominadas de fibras intrafusais os quais podem ser encontrados no interior dos

músculos, paralelamente às fibras musculares; têm a função de fornecer informação sensorial sobre o comprimento muscular e a rápida alteração no comprimento muscular. Caso seja detectada uma alteração extrema dessas informações, o fuso muscular é excitado e promove uma resposta, via sistema nervoso, de contração reflexa (reflexo miotático) para equilibrar esse estiramento muscular (FOSS; KETEVIAN, 2000; McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

Os órgãos tendinosos de Golgi são encontrados junto ao tendão e são capazes de fornecer informação sensorial sobre a tensão exercida pela unidade musculotendínea (músculos, aponeuroses e tendões). Estes receptores sensoriais identificam melhor uma tensão ativa (durante o encurtamento muscular) do que na tensão passiva (durante o estiramento muscular). Caso a contração muscular seja excessiva, os OTGs são ativados e, via sistema nervoso, os potenciais de ação atingem o interneurônio inibitório, inibindo os motoneurônios alfa e, posteriormente, aliviando a tensão excessiva aplicada à unidade musculotendínea (relaxamento muscular). Os OTGs protegem os músculos do indivíduo que são expostos a sobrecargas elevadas que poderia resultar em uma lesão. Há a hipótese de que os OTGs sejam fundamentais em atividades que predominam a força muscular, visto que a capacidade do indivíduo de produzir força muscular (exemplo: melhora do desempenho esportivo) pode estar relacionada com a capacidade do mesmo, voluntariamente, de inibir a ação dos OTGs (FOSS; KETEVIAN, 2000; McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

As miofibrilas são compostas por vários tipos de filamentos, que consistem principalmente de filamentos espessos (proteína miosina) e finos (proteínas actina, troponina, tropomiosina e nebulina), totalizando aproximadamente 85% das

miofibrilas. Os outros 15% compõem cerca de 12 a 15 outras proteínas, como a titina, miomesina, desmina,  $\alpha$ -actinina,  $\beta$ -actinina, proteína M, proteína C e creatinoquinase M. A proteína titina constitui cerca de 10% das miofibrilas, é considerada um filamento elástico e uma proteína gigante, o que é relevante para o entendimento da capacidade física flexibilidade; tem a capacidade de produzir tensão passiva (força mecânica aplicada ao músculo no sentido do alongamento) e de posicionar a proteína miosina no meio do sarcômero (RUBINI; GOMES, 2004; McARDLE; KATCH; KATCH, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

A contração muscular pode ser explicada pela teoria dos filamentos deslizantes, onde a interação entre os filamentos espessos e os finos ocasiona a formação de pontes cruzadas, ocorrendo, em seguida, o deslizamento entre os filamentos, resultando no encurtamento muscular e geração de força. Durante o processo de contração muscular, acontecem vários eventos sequenciais, e alguns importantes são a hidrólise do ATP pela enzima ATPase, o qual fornece energia às pontes cruzadas, e a liberação do cálcio dentro do músculo para haver a ligação à troponina, assim alterando a configuração da tropomiosina para que aconteça a ligação da ponte cruzada entre a cabeça pesada da miosina e a molécula de actina (FOSS; KETEVIAN, 2000; POWERS; HOWLEY, 2017).

No entanto, esse processo de contração muscular se inicia em razão de uma estimulação dos neurônios motores (motoneurônios), sendo que as fibras musculares fazem uma ligação com os motoneurônios por meio da junção neuromuscular (terminação nervosa motora). No momento em que o impulso nervoso (potencial de ação) atinge a junção neuromuscular, a acetilcolina é liberada na fenda sináptica (pequeno espaço na junção neuromuscular), o que ocasiona a

excitação do músculo, a liberação do cálcio (união com a troponina) e, por fim, a contração muscular. Todo esse processo, até a excitação do músculo, pode ser chamado de acoplamento excitação-contração (FOSS; KETEVIAN, 2000; POWERS; HOWLEY, 2017).

Os músculos esqueléticos se ligam aos ossos por meio dos tendões, os quais formam alavancas anatômicas, com os ossos (barras rígidas), as articulações (eixos ou fulcros), os músculos (força) e a massa do segmento ou uma sobrecarga externa (resistência). A contração muscular gera tensão na unidade musculotendínea, podendo ser caracterizada como ação muscular concêntrica (ocorre o encurtamento do músculo), excêntrica (ocorre o alongamento do músculo) ou isométrica (sem mudança no comprimento do músculo). De maneira resumida, a estrutura do músculo esquelético é organizada da seguinte forma: numa sequência de fora para dentro, há um tecido conjuntivo denominado de fáscia e uma outra camada denominada de epimísio que envolvem toda a musculatura individualmente; o tecido conjuntivo seguinte é o perimísio, que contorna o fascículo muscular e agrupa um conjunto de fibras musculares; cada fibra muscular é circundada por uma camada de tecido conjuntivo chamado de endomísio que compõem um grupo de miofibrilas (FLOYD, 2016; POWERS; HOWLEY, 2017).

### **3.2 AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE**

Os testes para avaliação da flexibilidade são classificados conforme as unidades de medida utilizadas em cada teste. Os testes lineares expressam os resultados em milímetros, centímetros ou metros (distância), tendo como principais ferramentas as fitas métricas, réguas ou trenas; os testes adimensionais não

apresentam nenhuma unidade de medida em seus resultados, por exemplo, os mapas de avaliação, que são feitas pela análise observacional do avaliador; os testes angulares apresentam os resultados em graus (ângulos) e estes resultados são considerados mais precisos, tendo uma qualidade superior ao comparar com os demais testes. (QUEIROGA, 2005; CHARRO et al., 2010).

Entre os testes lineares, um dos principais testes utilizados é o teste de sentar e alcançar. Este teste avalia essencialmente a articulação do quadril, da coluna e, em menor magnitude, a cintura escapular, bem como a rigidez dos grupamentos musculares posteriores dessas articulações. O equipamento usado neste teste é conhecido como banco de Wells (CHARRO et al., 2010; MARCHETTI; LOPES, 2018).

Os testes adimensionais são aqueles que utilizam mapas de análise pré-estabelecidos, sendo estes de baixo custo. O avaliador precisa ser capaz de realizar uma boa análise dos movimentos articulares pela observação, onde esta é melhorada com a prática frequente dos testes. Os principais mapas de análise para esta classificação são o flexiteste e o teste de Bloomfield (CHARRO et al., 2010; MARCHETTI; LOPES, 2018).

Os testes angulares são os mais adequados para avaliação da flexibilidade. Os equipamentos mais usados são os goniômetros universais e o flexímetro pendular. O goniômetro universal é encontrado de diferentes formatos e materiais (plástico, metal ou madeira), sendo escolhido quanto ao objetivo da avaliação (seleção das articulações a serem avaliadas). Estes equipamentos são formados, comumente, por duas hastes móveis (ou uma móvel e outra fixa) e um eixo, no qual este deve ser alinhado ao eixo articular e as hastes devem ser alinhadas sobre as alavancas

ósseas. Há, também, os goniômetros eletrônicos, os quais são mais utilizados em avaliações de flexibilidade de movimentos dinâmicos (QUEIROGA, 2005; CHARRO et al., 2010).

O flexímetro pendular é um instrumento que tem formato de círculo, os valores são ilustrados de 0 a 360 graus e um ponteiro movimenta-se por ação da gravidade. O uso deste equipamento apresenta algumas vantagens em relação ao goniômetro: não há a necessidade do alinhamento do flexímetro com o eixo articular; os movimentos da coluna e os movimentos de rotação de outras articulações são mais fáceis de serem mensurados; a amplitude de movimento passiva é mais fácil de ser medida, em razão de que o avaliador não necessita ficar segurando o instrumento (CHARRO et al., 2010). O flexímetro pendular tem sido utilizado para avaliação da flexibilidade em certos estudos (MARCHETTI et al., 2015; SILVA et al., 2015; MARCHETTI et al., 2017).

### **3.3 TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE**

A prescrição de um treinamento de flexibilidade consiste na escolha dos métodos de alongamento a ser utilizado, bem como a manipulação das variáveis para este treinamento: volume e intensidade (carga de treinamento). A escolha mais adequada está relacionada aos objetivos do programa, tais como: o desenvolvimento, a manutenção ou a reabilitação desta capacidade física (ALTER, 2010; MARCHETTI; LOPES, 2018).

Os métodos de treinamento de flexibilidade são definidos pelas diferentes maneiras de se realizar os exercícios de alongamento, que podem ser divididos em ativo, passivo ou facilitação neuromuscular proprioceptivo (FNP). Todos os métodos

de alongamento visam aumentar a amplitude de movimento na articulação selecionada conforme a necessidade do indivíduo.

O método alongamento ativo pode ser caracterizado quando o próprio indivíduo realiza uma ativação da musculatura agonista, de determinado movimento articular, para atingir a amplitude de movimento desejada, objetivando alongar as estruturas antagônicas a este movimento articular (GARBER et al., 2011; MARCHETTI; LOPES, 2018).

O método alongamento passivo é definido quando a amplitude de movimento articular desejada é atingida com o auxílio de um agente externo, por exemplo, a ajuda de um companheiro, de outro segmento, da ação da gravidade ou de um equipamento (bandas elásticas e espaldar) (MARCHETTI; LOPES, 2018; GARBER et al., 2011).

Esses dois métodos citados acima podem apresentar características dinâmicas e estáticas. A estática ocorre quando o exercício de alongamento não apresenta insistências ou balanceios e uma posição em alongamento é mantida por um período de tempo pré-estabelecido. A dinâmica é caracterizada quando ocorrem insistências ou balanceios nos exercícios de alongamento numa velocidade lenta e posições em alongamento não são mantidas. Caso o exercício seja realizado de forma dinâmica com uma velocidade e intensidade mais intensa, este pode ser caracterizado como balístico (FOSS; KETEYIAN, 2000; CHARRO et al., 2010; GARBER et al., 2011).

O método alongamento facilitação neuromuscular proprioceptiva incorpora o alongamento estático e ações musculares isométricas em uma ordem pré-estabelecida. Há duas principais técnicas com relação a este método: a contração-



relaxamento, que compõe uma fase de alongamento estático seguido imediatamente por alguns segundos (próximo a seis segundos) de uma ação muscular isométrica intensa do grupamento muscular alongado, terminando com um alongamento estático imediatamente após a interrupção da ação muscular isométrica; a segunda técnica é a contração-relaxamento-contração-agonista, que acrescenta uma contração do grupamento muscular agonista (que se opõe ao grupamento muscular que está sendo alongado) durante o alongamento e antes do alongamento estático do grupamento muscular alvo (FOSS; KETEVIAN, 2000; BEHM et al., 2016).

Thomas et al. (2018) estudaram, por meio de uma revisão de literatura, a relação entre os métodos de alongamento e a amplitude de movimento (ADM) após treinamento de flexibilidade a longo prazo (4 a 16 semanas). Os autores dividiram os métodos em alongamento estático ativo, alongamento estático passivo, alongamento estático (este termo foi utilizado quando o estudo analisado não reportava a distinção de ativo ou passivo), alongamento balístico (no qual é sinônimo de dinâmico) e alongamento FNP. O aumento médio entre as condições pré- e pós-intervenção, através dos estudos analisados, foram: alongamento estático (20,9%), alongamento estático ativo (17,7%), alongamento estático passivo (18,2%), alongamento balístico (11,65%) e alongamento FNP (15,0%). Os autores não observaram diferença significativa entre os métodos de alongamento estático, estático ativo e estático passivo, e nem entre alongamento balístico e FNP. No entanto foi observada diferença significativa entre alongamento estático e balístico, alongamento estático ativo e balístico, alongamento estático passivo e balístico, e alongamento estático e FNP. Todos os métodos de alongamento promoveram aumento significativo na ADM após um período de pelo menos quatro semanas de treinamento, porém os

resultados mostraram ganhos significativamente maiores com o método alongamento estático (20,9%), ao comparar com o alongamento balístico (11,65%) e alongamento FNP (15,0%).

Thomas et al. (2018) também estudaram, na revisão de literatura, a relação entre volume do alongamento e a ADM após treinamento de flexibilidade a longo prazo (4 a 16 semanas). Sobre o volume do alongamento, foi analisado o volume total por sessão de alongamento (tempo total realizado de alongamento, em segundos, em cada sessão de treinamento) e o volume total por semana (tempo total realizado de alongamento, em segundos, na semana toda). O volume total por semana foi dividido nos seguintes grupos: “menos do que 5 min”, “entre 5 e 10 min”, e “mais do que 10 min”, independentemente do método de alongamento usado. Foi observado diferença significativa, no ganho da ADM, entre os grupos “menos do que 5 min” e “entre 5 e 10 min”, e também entre os grupos “menos do que 5 min” e “mais do que 10 min”. No entanto, não foi visto diferença significativa entre os grupos “entre 5 e 10 min” e “mais do que 10 min”. Para o volume total por sessão de alongamento, os autores dividiram os estudos nos seguintes grupos: “menos do que 60 s”, “entre 60 e 120 s”, e “mais do que 120 s”. O ganho na ADM não apresentou diferença significativa entre nenhum destes grupos, mesmo havendo diferença no volume total por sessão.

Os resultados obtidos na revisão de literatura de Thomas et al. (2018) indicam que o aumento na ADM pode ser mais bem promovido pelo aumento no volume total de alongamento por semana (de no mínimo 5 min por semana). No entanto, mesmo que a análise não apresentou diferença entre os volumes totais por sessão de alongamento, é evidente que um aumento no tempo de alongamento em cada

sessão resultará em um aumento no volume total por semana. Os autores não compararam a variável intensidade do alongamento, sendo que, dos 23 artigos incluídos na revisão, apenas 10 deles levaram em consideração esta variável; e os estudos que levaram em consideração não tiveram uma forma de mensuração uniformizada.

Na mesma revisão de literatura, Thomas et al. (2018) também analisaram a relação entre a divisão da frequência semanal de alongamento e o ganho na ADM após treinamento de flexibilidade a longo prazo (4 a 16 semanas), em que os estudos foram divididos em: 2 dias por semana, 3 dias por semana, 5 dias por semana, 6 dias por semana e 7 dias por semana. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre 2 dias e 6 dias por semana, e entre 3 dias e 6 dias por semana, indicando que realizar o treinamento de flexibilidade numa frequência de 6 dias por semana é superior do que realizar 2 ou 3 dias por semana, no que diz respeito ao aumento da ADM.

O volume é uma variável importante do treinamento de flexibilidade para o aumento da ADM de determinada articulação, sendo que um volume total por semana de no mínimo 5 min, com uma frequência de 5 a 6 vezes por semana, para cada grupamento muscular, é recomendado para alcançar aumentos significantes na amplitude de movimento. Além disso, a prescrição de exercícios de alongamento com alta intensidade e duração pode ser realizada com uma menor frequência semanal e vice-versa (ALTER, 2010).

Sobre a duração do alongamento em cada série do exercício, dentro de uma única sessão, recomenda-se manter um tempo de estímulo entre 10 a 60 segundos de duração para cada série. A utilização de 1 a 4 séries para cada grupamento

muscular, numa sessão de treinamento de flexibilidade, é recomendada (ALTER, 2010; MARCHETTI; LOPES, 2018).

Marchetti et al. (2015) compararam o efeito agudo do intervalo de alongamento estático (AE) utilizando a forma contínua e intermitente e avaliaram a amplitude de movimento passiva da extensão de punho. Para isto, foram realizados dois protocolos de alongamento com o mesmo volume total (6 min) e intensidade (70 a 90% da percepção subjetiva de desconforto), mas com intervalos diferentes: 1) o protocolo contínuo consistiu na realização de 1 série de 6 min de AE ininterrupto; 2) o protocolo intermitente (INT) consistiu de 6 séries de 1 min de AE com um intervalo de 20 segundos entre as séries. Os resultados da ADM mostraram aumento significativo entre as condições (pré- e pós-alongamento) para ambos os protocolos (CON: 9,3% e INT: 14%), porém não houve diferença significativa entre os protocolos e as condições. Isto indica que o tempo de intervalo utilizado entre as séries de alongamento tem pouca influência para o aumento da ADM.

A intensidade é também uma variável importante para o treinamento de flexibilidade, sendo definida como a magnitude da força ou torque aplicado à articulação durante um exercício de alongamento (JACOBS; SCIASCIA, 2011) e pode ser mensurada pela percepção subjetiva de desconforto do indivíduo ao alongar determinado grupamento muscular. Na literatura, existem diferentes formas de mensurar esta variável: percepção subjetiva de desconforto que se baseia numa escala de 0 a 100%, onde 0 (zero) significa “sem qualquer desconforto” e 100% significa “o máximo de desconforto imaginável ou dor” durante o alongamento (MARCHETTI et al., 2014; SILVA et al., 2015); alongamento até o ponto de desconforto ou até o ponto de dor (MUANJAI et al., 2017); intensidade tolerável

máxima sem dor (KATAURA et al., 2016); porcentagem da intensidade máxima do alongamento sem dor, onde esta é 100% (FREITAS et al., 2014); ponto pouco antes da dor (YOUNG et al., 2006); escala de sensação de alongamento (HAMMER et al., 2017).

Estudos comparando diferentes tipos de intensidade de alongamento têm mostrado que o uso de intensidades mais altas é mais eficaz para o aumento significativo da amplitude de movimento (KATAURA et al., 2016; FREITAS et al., 2016).

Kataura et al. (2016) compararam três diferentes intensidades de alongamento estático: 80%, 100% (máxima intensidade sem dor) e 120% (máxima intensidade tolerável no início da dor). Os resultados apresentaram aumento significativo da ADM apenas para as intensidades relativamente altas, 100% ( $6,5 \pm 4,4\%$ ) e 120% ( $7,8 \pm 5,6\%$ ).

Freitas et al. (2016) investigaram as seguintes intensidades: 100% do torque passivo tolerável máximo (ponto imediatamente antes do início da dor) e 50% do torque passivo tolerável máximo. Os resultados mostraram aumento de aproximadamente 15% da ADM apenas para o protocolo que utilizou a intensidade de 100% (relativamente mais alta).

A intensidade adequada do alongamento é extremamente importante, dado que se esta intensidade for aplicada de forma exagerada em relação à capacidade de tensão passiva da unidade musculotendínea do indivíduo, isto poderá resultar em lesão. Alter (2010) relata: “o melhor conselho é: estenda, mas não distenda”. E além das variáveis do treinamento de flexibilidade (frequência por sessão e por semana, duração, intensidade), fatores relacionados com o sujeito, tais como idade, qualidade

do tecido, tolerância à dor (alguns sujeitos suportam mais desconforto do que outros) e qualidade do exercício, também podem influenciar na eficácia do treinamento de flexibilidade (ALTER, 2010; JACOBS; SCIASCIA, 2011).

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

Trata-se de um estudo transversal, realizado no laboratório de Performance Humana da Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP).

### **4.1 CASUÍSTICA**

Participaram do estudo 15 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, idade  $27,5 \pm 6,6$  anos; estatura  $175,6 \pm 4,7$  cm; massa corporal  $80,5 \pm 10,3$  kg. Todos os voluntários realizavam treinamento de força há pelo menos um ano, e tinham experiência no exercício mesa flexora. Foi critério de exclusão cirurgia, lesão ou qualquer acometimento ósteo-mio-articular nos membros inferiores.

Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa, CAAE: 98504718.2.0000.5511 (ANEXO).

### **4.2 PROCEDIMENTOS**

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em apenas uma sessão e foram orientados a se absterem de qualquer exercício físico, que envolvesse os membros inferiores, por no mínimo 48 horas antes da realização dos protocolos de alongamento.

Primeiramente, foram obtidos seus dados pessoais por meio de um questionário com as seguintes questões: Qual o seu nome? Qual a sua idade? Há quanto tempo você pratica treinamento de força? Então o membro inferior dominante foi definido seguindo as recomendações de Maulder e Cronin (2015). Em seguida, foram mensurados os dados antropométricos (massa corporal e estatura).

Os sujeitos realizaram uma breve sessão de familiarização com o exercício mesa flexora, todos com o membro inferior direito (independente da dominância podal), e foram devidamente instrumentalizados de forma que o eletrodo diferencial simples de superfície foi colocado na cabeça longa do músculo bíceps femoral (BFL), e o eletrodo de referência foi colocado sobre o maléolo lateral (direito) de acordo com as recomendações de Hermens et al. (2000).

A máxima amplitude de movimento passiva do grupamento dos músculos isquiotibiais (cabeça longa e cabeça curta do bíceps femoral, semitendíneo e semimembráceo) foi avaliada antes e imediatamente após o protocolo de alongamento, no membro inferior direito.

Em seguida, foi mensurada a contração voluntária máxima isométrica (CVMI) dos flexores de joelho direito junto à atividade eletromiográfica do BFL. Foram realizadas três contrações de cinco segundos cada, no exercício mesa flexora, a 45° de flexão do joelho e a 90° de flexão do tornozelo.

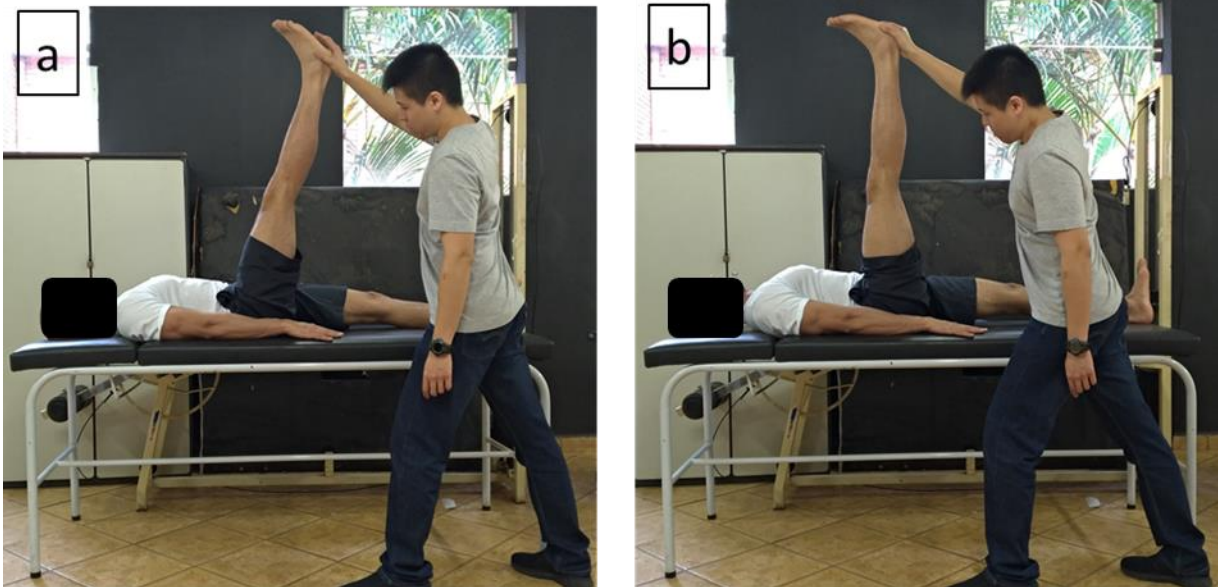
Foram realizados dois protocolos de alongamento (protocolos A e B) no membro inferior direito, com um intervalo de 30 minutos entre eles. Os protocolos foram aleatorizados e todas as avaliações foram realizadas pelos mesmos pesquisadores, no mesmo horário, entre 15 e 19h.



### 4.3 PROTOCOLOS DE ALONGAMENTO

**Protocolo A:** consistiu na realização de seis séries de alongamento estático passivo de 45 s de duração com intervalo de 15 s entre as séries para os músculos isquiotibiais. Para garantir a homogeneidade em relação à intensidade do alongamento, foi utilizada uma escala de percepção subjetiva de desconforto (PSD) de 0% (zero) a 100% (cem), em que zero representa nenhum desconforto ao alongamento e cem representa o máximo desconforto de alongamento imaginável pelo sujeito (SILVA et al., 2015; MARCHETTI et al., 2017). A intensidade, para este protocolo, foi mantida a 50% da PSD e reajustada quando necessário.

**Protocolo B:** consistiu na realização de três séries de alongamento estático passivo de 45 s de duração com intervalo de 15 s entre as séries para os músculos isquiotibiais. Para garantir a homogeneidade em relação à intensidade do alongamento, foi utilizada a escala de percepção subjetiva de desconforto (SILVA et al., 2015; MARCHETTI et al., 2017), com intensidade mantida a 90% da PSD e reajustada quando necessário.



**Figura 1.** Figuras apresentando a intensidade do alongamento estático em: 50% (a) e 90% (b) da percepção subjetiva de desconforto.

#### 4.4 AVALIAÇÕES REALIZADAS

**Amplitude de Movimento Passiva (ADMP):** A amplitude de movimento passiva foi mensurada antes e imediatamente após ambos os protocolos de alongamento estático passivo através de um flexímetro pendular (*Sanny*®, Brasil), devidamente calibrado segundo as normas do fabricante (MONTEIRO, 2000). Para a mensuração da ADMP, os sujeitos foram posicionados deitados em decúbito dorsal, sobre um colchonete no chão, com os membros inferiores estendidos. O flexímetro foi posicionado no membro inferior direito dos sujeitos a fim de zerá-lo. O avaliador, então, realizou o alongamento estático passivo máximo na flexão de quadril do sujeito. O membro inferior contralateral foi impedido que perdesse o contato com o chão (colchonete) e que não ocorresse uma rotação externa no quadril.



**Figura 2.** Figuras apresentando a posição inicial (a) e a posição final (b) durante a avaliação da amplitude de movimento passiva máxima.

**Eletromiografia de Superfície (EMGs):** Para a coleta dos dados da EMGs, foi utilizado um eletromiógrafo (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) de 8 canais, com filtro passa-banda de 20-400 Hz e amplificador com ganho de 100 x (amplificação total de 1000 x). Foi utilizado pares de eletrodos simples diferenciais de superfície, circulares, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1 cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel

condutor, sendo colocados na cabeça longa do bíceps femoral. A localização específica dos eletrodos no músculo foi norteada segundo as recomendações do *SENIAM (Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles)* (HERMENS et al., 2000). Os eletrodos foram posicionados a 50% de distância da linha entre a tuberosidade isquiática e o côndilo lateral da tíbia. Para a colocação dos eletrodos, realizou-se a tricotomia da região e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 1 cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea do maléolo lateral do membro ipsilateral aos eletrodos ativos. A aquisição dos dados eletromiográficos foi feita a uma frequência de 2000 Hz.

Visando a normalização dos dados da EMGs, os sujeitos permaneceram em decúbito ventral, no equipamento mesa flexora, e exerceram três CVMIIs contra uma resistência externa fixa durante três segundos e com intervalos de três segundos através de uma flexão de joelho a 45° de flexão de joelho e a 90° de flexão de tornozelo. Foi utilizado como valor de normalização sempre o maior valor da EMGs das três tentativas.

**Teste de força isométrica máxima (FIM):** O teste de força isométrica máxima dos flexores de joelho foi realizado apenas no membro inferior direito, por meio de um dinamômetro de tração/compressão (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil, carga máxima de 200 kgf). Os dados foram coletados a uma frequência de aquisição de 2000 Hz e foi sincronizado ao sinal da EMGs.



**Figura 3.** Figura ilustrando a posição de joelho e tornozelo durante a coleta dos dados da eletromiografia de superfície associada ao teste de força isométrica máxima.

## 4.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os dados da EMGs e da força isométrica máxima foram tratados para posterior comparação e análise através de uma rotina escrita no software Matlab (Mathworks Inc., EUA).

Para a análise da EMGs foi removido o primeiro segundo e utilizado os três segundos subsequentes, então o processamento seguiu a seguinte ordem: os

dados da EMGs foram filtrados com um filtro *butterworth* de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz e atraso de fase zero, e então a média das três tentativas foi utilizada. Foi calculada a *root-mean square* móvel (RMS) com uma janela de 200 ms para a amplitude do sinal EMG (RMS EMGs). Também, foi calculada a área sob a curva do RMS EMGs definindo-se a integral da eletromiografia de superfície (IEMG).

Para a análise e o processamento dos dados da FIM foi removido o primeiro segundo e utilizado os três segundos subsequentes, então o processamento seguiu a seguinte ordem: foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa-baixa de 10 Hz e atraso de fase zero, e então a média das três tentativas foi utilizada. As variáveis dependentes mensuradas foram o pico de força e o impulso. O pico de força foi definido como o maior valor no intervalo de tempo analisado e o impulso foi definido através do cálculo da área sob a curva força x tempo dentro do intervalo de tempo analisado.

## 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Todos os dados foram reportados em média e desvio padrão (DP), diferença percentual ( $\Delta\%$ ) e tamanho do efeito. A ANOVA (2x2) com medidas repetidas foi usada, com os fatores sendo o protocolo de alongamento estático (protocolo A ou protocolo B) e as condições (pré-alongamento e pós-alongamento). O *post hoc* de Bonferroni (com correção) foi utilizado para verificar possíveis diferenças.

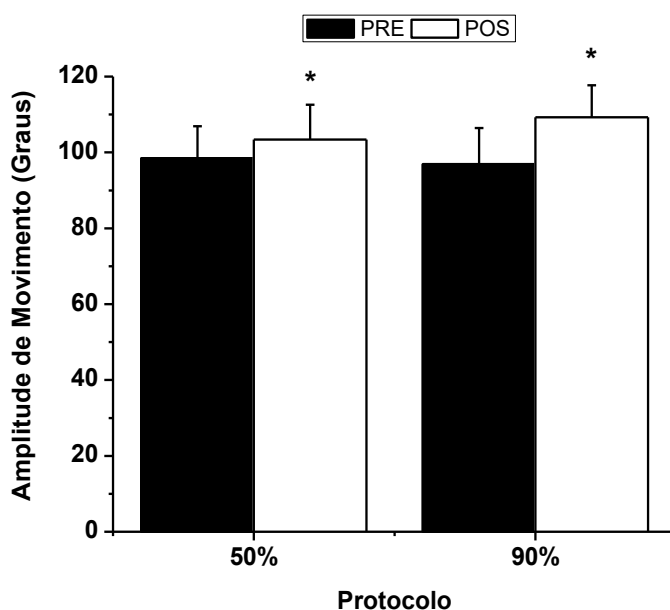
O cálculo do tamanho do efeito ( $d$ ) foi realizado através da fórmula de Cohen onde os resultados se basearam nos seguintes critérios:  $<0,35$  efeito trivial;  $0,35 - 0,8$  pequeno efeito;  $0,8 - 1,5$  efeito moderado; e  $>1,5$  grande efeito, para sujeitos treinados baseado em Rhea (2004).

A confiabilidade das variáveis dependentes IEMG, pico de força e impulso foi determinada utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI), seguindo os seguintes valores de referência:  $< 0.4$  pobre;  $0.4 - < 0.75$  satisfatório;  $\geq 0.75$  excelente (ROSNER, 2010).

O nível de significância ( $\alpha$ ) de 5% foi adotado para todos os testes estatísticos. Foi utilizado o software SPSS versão 21.0 para análise dos dados.

## 5 RESULTADOS

Os resultados da amplitude de movimento mostraram aumento significativo entre as condições pré- e pós-alongamento para ambos os protocolos: 50% da PSD ( $98,5^\circ \pm 8,44$  e  $103,4^\circ \pm 9,2$ , respectivamente [ $P=0,016$ ,  $d=0,55$ : pequeno efeito,  $\Delta\%=4,6\%$ ]) e para 90% da PSD ( $96,9^\circ \pm 9,5$  e  $109,3^\circ \pm 8,4$ , respectivamente [ $P<0,001$ ,  $d=1,33$ : efeito moderado,  $\Delta\%=11,42\%$ ]). Não houve diferença significativa entre os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós-alongamento (Figura 4).



**Figura 4.** Resultados da amplitude de movimento máxima para ambos os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós-alongamento. \* diferença significativa entre condições pré- e pós-alongamento.  $P<0,05$ .

A reprodutibilidade das três tentativas da IEMG através do CCI para ambos os protocolos de alongamento e condições encontra-se na Tabela 1.



**Tabela 1.** Coeficiente de correlação intraclass para IEMG ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ ) para as diferentes condições e protocolos.

Condição/Protocolo	50% da PSD	90% da PSD
Pré-alongamento	0,83	0,93
Pós-alongamento	0,70	0,93

A variável dependente IEMG não apresentou diferenças significantes entre as condições de pré-alongamento e pós-alongamento e entre os protocolos (50% da PSD e 90% da PSD) (Tabela 2).

**Tabela 2.** Resultados do padrão do IEMG ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ ) para as diferentes condições e protocolos.

Condição/Protocolo	50% da PSD	90% da PSD
Pré-alongamento	1121,25 $\pm$ 266,18	1007,29 $\pm$ 257,50
Pós-alongamento	1028,82 $\pm$ 238,94	1014,51 $\pm$ 239,34

A reprodutibilidade das três tentativas do pico de força através do CCI para ambos os protocolos de alongamento e condições encontra-se na Tabela 3.

**Tabela 3.** Coeficiente de correlação intraclases para pico de força (Kgf) para as diferentes condições e protocolos.

Condição/Protocolo	50% da PSD	90% da PSD
Pré-alongamento	0,99	0,98
Pós-alongamento	0,99	0,99

A variável dependente pico de força não apresentou diferenças significantes entre as condições de pré-alongamento e pós-alongamento e entre os protocolos (50% da PSD e 90% da PSD) (Tabela 4).

**Tabela 4.** Resultados do pico de força (Kgf) para as diferentes condições e protocolos.

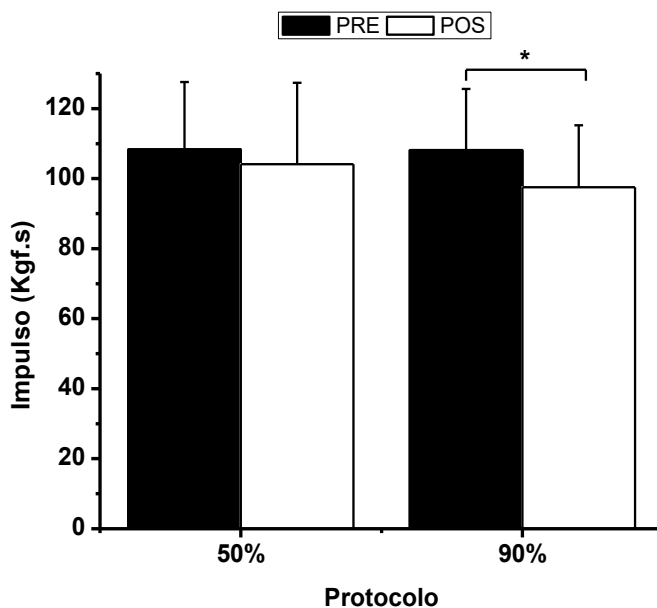
Condição/Protocolo	50% da PSD	90% da PSD
Pré-alongamento	40,20 ± 8,77	39,67 ± 11,15
Pós-alongamento	37,45 ± 8,21	37,65 ± 9,00

A reprodutibilidade das três tentativas do impulso através do CCI para ambos os protocolos de alongamento e condições encontra-se na Tabela 5.

**Tabela 5.** Coeficiente de correlação intraclassas para impulso para as diferentes condições e protocolos.

Condição/Protocolo	50% da PSD	90% da PSD
Pré-alongamento	0,99	0,98
Pós-alongamento	0,99	0,99

A variável dependente impulso (Kgf.s) não apresentou diferenças significantes no protocolo 50% da PSD. Foi observada redução da variável dependente impulso para o protocolo 90% da PSD (pré:  $108,14 \pm 17,46$  Kgf.s; pós:  $97,56 \pm 17,68$  Kgf.s;  $P=0,002$ ;  $d=0,60$ ;  $\Delta\%=10\%$ ). Não foram observadas diferenças significantes entre os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós- alongamento (Figura 5).



**Figura 5.** Resultados do impulso para ambos os protocolos de alongamento nas condições pré- e pós- alongamento. \*  $P<0,05$ .

## 6 DISCUSSÃO

As hipóteses deste estudo foram que a maior intensidade de alongamento estático afeta, numa maior magnitude, o ganho da amplitude de movimento máxima e a queda da produção de força isométrica máxima de flexores de joelho, quando comparada a menor intensidade de alongamento estático, em sujeitos treinados; e que a maior intensidade de alongamento estático resulte em diminuição da atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral em sujeitos treinados.

A hipótese inicial deste trabalho sobre a alteração da ADMP foi confirmada, visto que o protocolo 90% da PSD apresentou uma maior magnitude no aumento da ADMP do quadril quando comparado ao protocolo 50% da PSD. Já para a hipótese da queda de produção de força isométrica máxima, os resultados estão parcialmente de acordo, sendo que o protocolo de AE de maior intensidade afetou, numa maior magnitude, a queda da produção de força, ao comparar com a de menor intensidade. Porém, não foi observada queda da produção de força para o protocolo 50% da PSD (menor intensidade). E sobre a hipótese da alteração da atividade muscular, esta não foi confirmada, no qual previa uma diminuição após o protocolo 90% da PSD (maior intensidade).

Este estudo investigou os efeitos de dois protocolos de alongamento estático passivo, em duas diferentes intensidades e volumes. Inicialmente, foram observados que ambos os protocolos de alongamento aumentaram significativamente a ADMP da articulação do quadril ao comparar as condições pré- e pós-alongamento, revelando aumento e efeito pequeno para o protocolo 50% da

PSD e aumento e efeito moderado para o protocolo 90% da PSD. Além disso, não foi observada diferença significativa entre os protocolos de alongamento, tanto na condição pré-alongamento quanto na condição pós-alongamento. Porém, o protocolo 90% da PSD apresentou um tamanho do efeito maior do que o protocolo 50% da PSD, mostrando uma maior magnitude para o aumento da ADMP do quadril. Assim, a intensidade do alongamento se mostrou uma variável importante na prescrição do alongamento estático quando o objetivo é, de forma aguda, o aumento da ADMP na articulação do quadril, visto que o protocolo 90% da PSD, no qual combinou maior intensidade com menor duração do alongamento (total de 135 s), obteve um tamanho do efeito maior ao ser comparado com o protocolo 50% da PSD, no qual combinou menor intensidade com maior duração (total de 270 s).

Estes resultados corroboram parcialmente com o estudo de Kataura et al. (2016), em que os autores compararam três diferentes intensidades de AE passivo para os músculos isquiotibiais: 80%, 100% (máxima intensidade tolerável sem dor) e 120% (máxima intensidade tolerável no início da dor). Os três protocolos consistiram de duração total de 180 s. Os resultados apresentaram aumento significativo da ADMP apenas para as intensidades 100% ( $6,5 \pm 4,4\%$ ) e 120% ( $7,8 \pm 5,6\%$ ) entre as condições pré- e pós-alongamento, sendo que a intensidade 80% teve uma alteração de  $0,2 \pm 5,5\%$ , não significativa. Além disso, os valores das intensidades 100% e 120% foram significativamente maiores do que a intensidade 80% na condição pós-alongamento.

O estudo de Freitas et al. (2016) apresentou alguns resultados diferentes ao comparar dois protocolos de AE passivo, para os músculos isquiotibiais, mudando inversamente a intensidade e a duração do alongamento: um protocolo utilizou

intensidade de 100% do torque passivo tolerável máximo (ponto imediatamente antes do início da dor) com duração total média de 243 s (AIDM: alta intensidade com duração moderada) e o outro protocolo utilizou intensidade de 50% do torque passivo tolerável máximo com duração total de 900 s (BILD: baixa intensidade com longa duração). Os resultados mostraram que houve aumento significativo da ADMP, de aproximadamente 15%, apenas após a realização do protocolo AIDM, sendo que após o protocolo BILD houve aumento de aproximadamente 2%, sem diferença significativa, e também houve diferença significativa entre os protocolos.

Apesar das semelhanças entre os estudos de Kataura et al. (2016) e Freitas et al. (2016) com o presente estudo, é difícil de realizar uma comparação efetiva entre eles, pois as metodologias dos estudos se diferem nas ferramentas que foram utilizadas para a mensuração da intensidade do alongamento (PSD e porcentagem do torque passivo tolerável máximo, avaliado pela célula de carga) e na duração do alongamento (variando de 135 s a 900 s). Porém, pode-se afirmar que o aumento efetivo da ADMP necessita de uma manipulação adequada sobre a relação intensidade e volume do alongamento, dado que quando Kataura et al. (2016) e Freitas et al. (2016) utilizaram uma intensidade de alongamento mais baixa (com menos desconforto) nos protocolos de AE, os autores não observaram efeitos significantes sobre a ADMP.

O aumento agudo da ADMP após o AE pode ser atribuído às alterações das propriedades mecânicas da unidade musculotendínea, como as mudanças na viscoelasticidade do tecido, apresentando um relaxamento por estresse; a redução da rigidez muscular; a diminuição da resistência passiva da proteína titina (estrutura elástica) no sarcômero; e simultaneamente, é possível que ocorra um aumento da

tolerância ao alongamento, permitindo que o sujeito tolere níveis maiores de tensão passiva, teoricamente devido às adaptações das terminações nervosas nociceptivas. (MAGNUSSON et al., 1996; RUBINI; GOMES, 2004; MORSE et al., 2008; SERPA et al., 2014; KONRAD; TILP, 2014)

Com relação à produção de força isométrica máxima, o presente estudo avaliou duas variáveis dependentes: o pico de força e o impulso. Para o pico de força, os resultados não mostraram diferenças significantes entre as condições e entre os protocolos. Entretanto, quando analisado o impulso, cálculo da área sob a curva força x tempo dentro do intervalo de tempo analisado (três segundos), houve uma diminuição significativa de 10% apenas para o protocolo 90% da PSD. Portanto, o protocolo 90% da PSD resultou em uma queda na produção de força dos flexores de joelho, o que apoia outros estudos mostrando reduções na produção de força após a realização de diferentes protocolos de AE (MIYAHARA et al., 2013; KATAURA et al., 2016; JELMINI et al., 2018; KILLEN et al., 2018), e segundo o artigo de revisão de Rubini et al. (2007), as reduções na produção da força podem variar de 4.5% a 28%.

Nesse sentido, vale citar dois estudos (MATSUO et al., 2013; KATAURA et al., 2016), no que refere à produção de força isométrica máxima. Matsuo et al. (2013) compararam quatro diferentes durações de AE passivo (20, 60, 180 e 300 s), com a mesma intensidade para todas as durações (ponto antes do início de dor), para os músculos isquiotibiais. A força muscular isométrica foi avaliada pelo pico de torque isométrico (em N.m) e os resultados apresentaram uma diminuição significativa após todas as durações de alongamento (20 s: -7,8%; 60 s: -10,3%; 180

s: -9,0%; e 300 s: -9,4%), entretanto não houve diferenças significantes entre as durações do alongamento.

Kataura et al. (2016) compararam três diferentes intensidades (80%, 100% e 120%) de AE passivo, como já descrito anteriormente, e a redução média da força muscular isométrica, avaliada pelo pico do torque, foi de  $-1,2 \pm 3,7$  N.m ( $-2,7 \pm 5,2\%$ ) para intensidade 80%,  $-3,3 \pm 5,1$  N.m ( $-6,5 \pm 9,2\%$ ) para intensidade 100% e  $-2,9 \pm 5,6$  N.m ( $-4,3 \pm 6,3\%$ ) para intensidade 120%. A força muscular isométrica diminuiu significativamente após o alongamento, comparado com os valores pré-alongamento, apenas para as intensidades 100% e 120%, revelando que o protocolo com a menor intensidade (80%) não influenciou na força muscular isométrica, mostrando semelhanças com este estudo.

Em comparação com os resultados do presente estudo, pode-se destacar que, para o desempenho da força isométrica máxima, a manipulação da relação intensidade e volume do alongamento também se mostrou importante no que tange a queda da produção de força muscular. Matsuo et al. (2013) não encontraram diferenças significantes, entre os protocolos, na redução da produção de força muscular isométrica quando foi utilizada a mesma intensidade de alongamento para diferentes durações de alongamento. Kataura et al. (2016) não encontraram alteração significativa no protocolo de menor intensidade. O presente estudo também não observou alteração ao executar o protocolo 50% da PSD.

Em contrapartida, há outros estudos (MUANJAI et al., 2017; HAMMER et al., 2017) que mostram pouca ou nenhuma redução da produção de força muscular após um protocolo de AE. Muanjai et al. (2017) compararam os efeitos de dois protocolos de AE passivo, um com intensidade até o ponto de desconforto e o outro



com intensidade até o ponto de dor, ambos realizaram oito séries de 30 s de duração (total de 240 s), para os músculos isquiotibiais. Os resultados da força muscular, avaliada pelo torque (em N.m) concêntrico e isométrico, não apresentaram diferença significativa e, entre os protocolos, também não foram observados diferença significativa.

Adicionalmente, Hammer et al. (2017) também não encontraram redução significativa para a produção de força dos músculos adutores do quadril, mas a relação intensidade e volume do alongamento do protocolo usado pelos autores pode ter sido fraca, uma série de 60 s com intensidade 7 (ponto de desconforto) numa escala de 0 a 10 (escala de sensação de alongamento), quando comparada aos protocolos de outros estudos. Estes estudos corroboram apenas com os resultados encontrados para o protocolo 50% da PSD do atual estudo, e pode-se supor que a relação intensidade e volume do alongamento não foi tão forte para alterar a produção de força nesses protocolos.

A redução da força muscular pode ser atribuída a alguns fatores neurofisiológicos, como a mudança no comprimento da unidade músculo-tendínea sendo afetada pela realização do AE, resultando em um ponto menos ideal na relação comprimento-tensão para a produção de força (TRAJANO et al., 2017); pode ocorrer uma inibição gerada pelos órgãos tendinosos de golgi e uma redução na sensibilidade dos fusos musculares, onde contribuem para uma diminuição na excitabilidade do motoneurônio  $\alpha$ , que controla a atividade dos músculos esqueléticos (RUBINI et al., 2007).

Quanto à atividade muscular do bíceps femoral, os resultados da IEMG do presente estudo não apresentaram diferença significativa entre as condições e nem

entre os protocolos. Estes resultados apoiam o estudo realizado por Freitas et al. (2014) onde os autores não observaram alterações na ativação muscular após três protocolos diferentes de AE dos músculos isquiotibiais, que foram manipuladas de forma inversa, a intensidade e a duração do alongamento. Os três protocolos de AE consistiram de cinco séries com um intervalo de descanso de 30 s entre as repetições; as durações, em cada série, foram de 180 s (total de 900 s), 135 s (total de 675 s) e 90 s (total de 450 s), para as intensidades P50 (50%), P75 (75%) e P100 (100%, a máxima intensidade sem dor), respectivamente. A intensidade do alongamento foi considerada como uma porcentagem do torque passivo articular máximo tolerado.

Adicionalmente, Miyahara et al. (2013) não encontraram diferenças significantes nos valores da IEMG do músculo bíceps femoral, após a realização do AE, em três condições diferentes: sem alongamento (controle – CON), alongamento estático passivo (AEP) e alongamento FNP (facilitação neuromuscular proprioceptiva). O grupo controle descansou deitado durante 5 min; o grupo AEP realizou 5 repetições de 45 s de alongamento estático dos músculos isquiotibiais (total de 225 s), com intervalo de 14 s entre as repetições, e a intensidade do alongamento foi levado até o ponto no qual o sujeito reportasse o primeiro momento de dor; e o grupo PNF utilizou o método contração-relaxamento-agonista-contração para os mesmos músculos.

No estudo feito por Marchetti et al. (2015), também não foram observadas alterações na atividade muscular dos músculos flexores de punho, após compararem dois protocolos de alongamento estático: a) protocolo contínuo, que consistiu na realização de 1 série de 6 min de AE ininterrupto; e b) protocolo intermitente, que

consistiu na realização de 6 séries de 1 min de AE com um intervalo de 20 s entre as séries.

No entanto, há estudos que apresentam reduções na atividade muscular após AE. Marchetti et al. (2017) observaram uma diminuição nos valores da IEMG de 32,6% para o músculo peitoral maior e 12,6% para o músculo tríceps braquial, após a realização de um protocolo de AE passivo que consistiu na realização de seis séries de 45 s (total de 270 s), com intervalo de 15 s entre as séries, na abdução horizontal de ombros, e a intensidade do alongamento foi mantida entre 70 – 90% da PSD. O estudo de Jelmini et al. (2018) encontrou uma diminuição de  $6,4 \pm 12,1\%$  nos valores da IEMG, para o músculo flexor superficial dos dedos, logo após a realização de um protocolo de AE passivo dos flexores dos dedos que consistiu de três séries de 45 s (135 s), com 30 s de intervalo entre as séries, e a intensidade do alongamento foi levada até o ponto de desconforto do sujeito, sem dor.

A eletromiografia de superfície compreende a somatória das contribuições elétricas feitas pelas unidades motoras ativas, bem como a frequência de disparo dos potenciais de ação (FARINA et al., 2004). E os dados da EMG não fornecem informação sobre o local específico onde a ativação muscular pode ser comprometida (supra-espinhal, espinhal e/ou muscular, periférico) (TRAJANO et al., 2017). Desta forma, pode-se dizer que o presente estudo corrobora com aqueles estudos que não observaram alteração na atividade muscular (MIYAHARA et al., 2013; FREITAS et al., 2014), e que não houve uma relação linear entre a redução da atividade muscular e da força muscular para o protocolo 90% da PSD. Conforme a literatura, os efeitos do AE sobre a atividade muscular durante a produção de força muscular não têm sido bem estabelecidas.

O presente estudo apresenta como limitação a investigação ter sido realizada apenas na articulação do quadril, especificamente para os músculos isquiotibiais, de modo que os resultados podem não ser aplicáveis em outras articulações ou músculos.

Como aplicação prática, o presente estudo propõe que, quando o objetivo for aumento agudo da ADMP para a articulação do quadril, sem se preocupar com a redução da força muscular, o protocolo de AE deve ser manipulado de forma que a variável intensidade do alongamento seja predominante (próximo a 90% da PSD) sobre a duração do alongamento (próximo a 135 s). Porém, caso o indivíduo tenha baixa tolerância ao desconforto do AE (onde o desconforto é maior nas intensidades mais altas), pode-se utilizar uma intensidade mais baixa, que ainda gere algum desconforto durante o alongamento (entre 50 a 90% da PSD), concomitantemente, aumentando a duração do alongamento (de 135 s para 270 s, aproximadamente). Quando os exercícios de AE precederem uma atividade que exija força muscular, e o objetivo for o aumento agudo da ADMP da articulação do quadril sem obter a redução da força dos flexores de joelho, recomenda-se que utilize uma intensidade mais baixa (próximo a 50% da PSD), aumentando a duração do alongamento (próximo a 270 s).

No entanto, mais pesquisas são necessárias no que tange a manipulação mais adequada para a relação intensidade e volume do alongamento, dado que na literatura há uma grande variação quanto à utilização da duração (20 a 900 s) e da intensidade do alongamento (forma de mensuração).

Este estudo pode auxiliar o desenvolvimento de recomendações futuras para a prescrição de exercícios de alongamento estático mais efetiva e segura em

relação à intensidade e volume do mesmo, antes do treinamento de força. Os dois protocolos proporcionaram aumento da ADMP máxima da flexão de quadril, mas houve uma maior magnitude deste aumento quando utilizado o protocolo de 90% da PSD, o que sugere que a maior intensidade e menor volume pode proporcionar maior estímulo para melhora da flexibilidade.

O protocolo de 50% da PSD não acarretou em redução da força isométrica máxima, sugerindo que este protocolo de menor intensidade e maior volume é mais apropriado para ser realizado antes do treinamento de força.

Portanto, a manipulação adequada das variáveis intensidade e volume do alongamento é de suma importância para melhorar os efeitos do alongamento estático no que tange as alterações da ADMP máxima da flexão de quadril, da produção força muscular dos flexores de joelho e atividade muscular do músculo bíceps femoral.

## 7 CONCLUSÕES

Os dois protocolos de alongamento estático utilizados no membro inferior direito, em diferentes intensidades e volumes, em homens treinados, aumentaram a ADMP máxima da flexão de quadril e houve uma maior magnitude deste aumento quando utilizado o protocolo de maior intensidade.

Ambos os protocolos de alongamento não alteraram a atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral dos sujeitos.

Houve uma redução da força isométrica máxima de flexores de joelho apenas após a realização do protocolo de maior intensidade e menor volume, mas não houve alterações significantes no protocolo de menor intensidade e maior volume.

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que o protocolo com 90% da PSD mostrou-se mais adequado para treinamento de flexibilidade visando aumento da ADMP máxima da flexão de quadril. Por outro lado, o protocolo com 50% da PSD não reduziu a força isométrica máxima, sendo mais apropriado para realização antes do treinamento de força, em homens treinados.

Finalizando, foi observado, na investigação realizada, que a forma de manipulação das variáveis intensidade e volume do alongamento estático foi importante na amplitude de movimento máxima e na produção de força isométrica máxima de sujeitos treinados.

## REFERÊNCIAS\*

ALTER, M. J. Ciência da Flexibilidade. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

APOSTOLOPOULOS, N. et al. The relevance of stretch intensity and position – a systematic review. **Front Psychol**, v.6, 2015.

BEHM, D. G. et al. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. **Appl Physiol Nutr Metab**, v. 41, n. 1, p. 1-11, 2016.

CHARRO, M. A. et al. Manual de Avaliação Física. 1 ed. São Paulo: Phorte editora, 2010.

DANTAS, E. H. M. et al. Escala de esforço percebido na flexibilidade (PERFLEX): um instrumento adimensional para se avaliar a intensidade? **Fit Perf J**, v. 7, n. 5, p. 289-94, 2008.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol (1985)**, v. 96, n. 4, p. 1486-95, 2004.

FLOYD, R. T. Manual de Cinesiologia Estrutural: 19 ed. Barueri, SP: Manole, 2016.

FOSS, M. L.; KETTYIAN, S. J. Fox – Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte: 6 ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2000.

FREITAS, S. R. et al. Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 35, n. 6, p. 478-84, 2014.

FREITAS, S. R. et al. Stretching effects: high-intensity & moderate-duration vs. low-intensity & long-duration. **Int J Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 239-44, 2016.

GARBER, C. E. et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 43, n. 7, p. 1334-59, 2011.

HAMMER, A. M. et al. Acute changes of hip joint range of motion using selected clinical stretching procedures: a randomized crossover study. **Musculoskelet Sci Pract**, v. 32, p. 70-77, 2017.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 5, p. 361-74, 2000.

JACOBS, C. A.; SCIASCIA, A. D. Factors that influence the efficacy of stretching programs for patients with hypomobility. **Sports Health**, v. 3, n. 6, p. 520-23, 2011.

JELMINI J. D. et al. Acute effects of unilateral static stretching on handgrip strength of the stretched and non-stretched limb. **Eur J Appl Physiol**, v. 118, n. 5, p. 927-936, 2018.



KATAURA, S. et al. Acute effects of the different intensity of static stretching on flexibility and isometric muscle force. **J Strength Cond Res**, v. 31, n. 12, p. 3403-10, 2016.

KILLEN, B. S.; ZELIZNEY, K. L.; YE, X. Crossover effects of unilateral static stretching and foam rolling on contralateral hamstring flexibility and strength. **J Sport Rehabil**, v. 15, p. 1-27, 2018.

KONRAD, A.; TILP, M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. **Clin Biomech (Bristol,Avon)**, v. 29, n. 6, p. 636-42, 2014.

MACHADO, A.M.; HARTEL, L.M. Neuroanatomia Funcional. 3. ed. São Paulo: Atheneu, 2014.

MAGNUSSON, S. P. et al. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J Physiol**, v. 497, n. 1, p. 291-98, 1996.

MARCHETTI, P. H. et al. Efeito de diferentes durações do alongamento no desempenho de saltos unipodais. **Rev Bras Med Esporte**, v. 20, n. 3, p. 223-26, 2014.

MARCHETTI, P. H. et al. Alongamento intermitente e contínuo aumentam a amplitude de movimento e reduzem a força dos flexores de punho. **Rev Bras Med Esporte**, v. 21, n. 6, p. 416-420, 2015.

MARCHETTI, P. H. et al. Alongamento intermitente e contínuo aumentam a amplitude de movimento e reduzem a força dos flexores de punho. **Rev Bras Med Esporte**, v. 21, n. 6, p. 416-420, 2015.

MARCHETTI, P. H. et al. Static stretching of the pectoralis major decreases triceps brachii activation during a maximal isometric bench press. **Gazz Med Ital – Arch Sci Med**, v. 176, n. 12, p. 659-64, 2017.

MARCHETTI, P. H.; LOPES, C. R. Planejamento e Prescrição do Treinamento Personalizado: Do Iniciante ao Avançado: 2 ed, 2018.

MARSCHALL, F. Effects of different stretch-intensity on the acute change of range of motion. **Dtsch Z Sportmed**, v. 50, p. 5-9, 1999.

MATSUO, S. et al. Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. **J Strength Cond Res**, vol. 27, n. 12, p. 3367-76, 2013.

MAULDER, P.; CRONIN, J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. **Physical Therapy in Sport**, v. 6, p. 74-82, 2015.

McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Fisiologia do Exercício: Nutrição, energia e desempenho humano: 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

McHUGH, M. P.; COSGRAVE, C. H. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. **Scand J Med Sci Sports**, v. 20, n. 2, p. 169-81, 2010.

MIYAHARA, Y. et al. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and static stretching on maximal voluntary contraction. **J Strength Cond Res**. V. 27, n. 1, p. 195-201, 2013.

MONTEIRO, G.A. Avaliação da flexibilidade: manual de utilização do flexímetro Sanny, 2000.

MORSE, C. I. et al. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **J Physiol**, v. 586, n. 1, p. 97-106, 2008.

MUANJAI, P. et al. The acute benefits and risks of passive stretching to the point of pain. **Eur J Appl Physiol**, v. 117, n. 6, p. 1217-26, 2017.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. Fisiologia do Exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho: 9. ed. Barueri, SP: Manole, 2017.

QUEIROGA, M.R. Testes e medidas para avaliação da aptidão física relacionada à saúde em adultos. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

RHEA, M.R. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. **J Strength Cond Res**, v. 18, n. 4, p. 918-20, 2004.

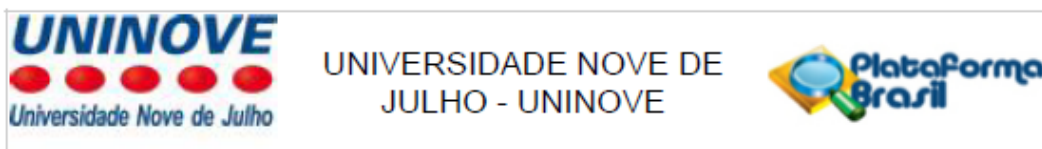
- ROSNER, B. Fundamentals of biostatistics. 7. ed: Cengage Learning, 2010.
- RUBINI, E. C.; GOMES, P. S. C. A titina e suas implicações na elasticidade muscular – Breve revisão. **Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício**, v. 3, n. 1, p. 20-25, 2004.
- RUBINI, E. C.; COSTA, A. L. L.; GOMES, P. S. C. The effects of stretching on strength performance. **Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 213-24, 2007.
- SERPA, E. P.; VILELA JUNIOR, G. B.; MARCHETTI, P. H. Aspectos biomecânicos da unidade músculo tendínea sob efeito do alongamento. **Revista CPAQV**, v. 6, n. 1, 2014.
- SILVA, J. J. et al. Unilateral plantar flexors static-stretching effects on ipsilateral and contralateral jump measures. **J Sports Sci Med**, v. 14, n. 2, p. 315-21, 2015.
- THOMAS, E. et al. The relation between stretching typology and stretching duration: the effects on range of motion. **Int J Sports Med**, v. 39, n. 4, p. 243-254, 2018.
- TRAJANO, G. S.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. J. Neurophysiological mechanisms underpinning stretch-induced force loss. **Sports Med**, v. 47, n. 8, p. 1531-41, 2017.
- WEPPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Phys Ther**, v. 90, n. 3, p. 438-49, 2010.

WYON, M.; FELTON, L.; GALLOWAY, S. A comparison of 2 stretching modalities on lower-limb range of motion measurements in recreational dancers. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 7, p. 2144-48, 2009.

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

\* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

## ANEXO



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITO DA INTENSIDADE EM DIFERENTES PROTOCOLOS DE ALONGAMENTO ESTÁTICO COM CARGA EQUALIZADA EM SUJEITOS TREINADOS

**Pesquisador:** WILLY ANDRADE GOMES

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 98504718.2.0000.5511

**Instituição Proponente:** ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.962.834

#### Apresentação do Projeto:

Informações extraídas do documento: PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1209939.pdf de 02/10/2018. A intensidade do alongamento é uma variável no qual, de forma essencial, influencia nos efeitos observados pela prática do alongamento, e é mensurada pela sensação subjetiva de desconforto do indivíduo ao alongar determinado grupo muscular. A utilização de uma intensidade de alongamento muito baixa pode resultar em poucas alterações com relação aos benefícios do alongamento, por outro lado, uma intensidade muito alta pode trazer efeitos adversos. Atualmente, existem poucos artigos publicados na literatura que tenham examinados os efeitos da intensidade do alongamento. Nesse sentido, o objetivo do presente estudo será avaliar e comparar a amplitude de movimento máxima, a atividade muscular isométrica máxima de bíceps femoral e a produção de força isométrica máxima de flexores de joelho após diferentes protocolos de alongamento estático com carga equalizada. Participarão do estudo 15 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com experiência em treinamento de força. Os sujeitos realizarão 2 protocolos de alongamento com um intervalo de 30 min entre os protocolos. As variáveis intensidade e volume do alongamento serão inversamente manipuladas, sendo que o protocolo A consistirá em 6 séries de 45 s com intervalo de 15 s entre as séries e a intensidade será mantida em 50% da escala de percepção subjetiva de desconforto.

**Hipótese:**

Provavelmente a capacidade de produção de força isométrica máxima dos flexores de joelho bem

**Endereço:** VERGUEIRO n° 235/249

**Bairro:** LIBERDADE

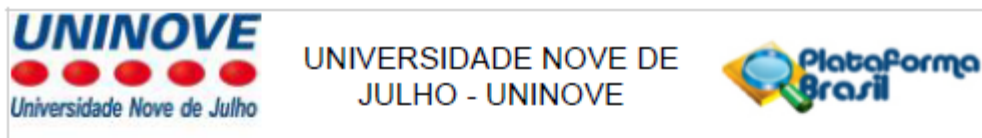
**CEP:** 01.504-001

**UF:** SP

**Município:** SAO PAULO

**Telefone:** (11)3385-9010

**E-mail:** comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 2.962.834

sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Lembramos que esta modificação necessitará de aprovação ética do CEP antes de ser implementada.

Ao pesquisador cabe manter em arquivo, sob sua guarda, por 5 anos, os dados da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP (Res. CNS 466/12 item X1. 2. f).

De acordo com a Res. CNS 466/12, X.3.b), o pesquisador deve apresentar a este CEP/SMS os relatórios semestrais. O relatório final deverá ser enviado através da Plataforma Brasil, ícone Notificação. Uma cópia digital (CD/DVD) do projeto finalizado deverá ser enviada à instância que autorizou a realização do estudo, via correio ou entregue pessoalmente, logo que o mesmo estiver concluído.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1209939.pdf	02/10/2018 17:06:46		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Flexora_corrigido.pdf	02/10/2018 17:06:08	WILLY ANDRADE GOMES	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Corrigido.pdf	02/10/2018 17:05:57	WILLY ANDRADE GOMES	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto_corrigida.pdf	02/10/2018 16:51:51	WILLY ANDRADE GOMES	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249  
 Bairro: LIBERDADE CEP: 01.504-001  
 UF: SP Município: SAO PAULO  
 Telefone: (11)3385-9010 E-mail: comitedeetica@uninove.br