

Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

EFEITO DE 10 SEMANAS DE TREINAMENTO E DESTREINAMENTO  
DA FLEXIBILIDADE COM AS TÉCNICAS ÂNGULO CONSTANTE E  
TORQUE CONSTANTE NAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E  
SENSORIAIS NOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA DE  
ADULTOS JOVENS

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2014

Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

EFEITO DE 10 SEMANAS DE TREINAMENTO E DESTREINAMENTO  
DA FLEXIBILIDADE COM AS TÉCNICAS ÂNGULO CONSTANTE E  
TORQUE CONSTANTE NAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E  
SENSORIAIS NOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA DE  
ADULTOS JOVENS

Tese apresentada ao Curso de Doutorado em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências do Esporte.

Área de Concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2014

C215e Cançado, Gustavo Henrique da Cunha Peixoto  
2014 Efeito de 10 semanas de treinamento e destreinamento da flexibilidade com as técnicas ângulo constante e torque constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais nos músculos posteriores da coxa de adultos jovens. [manuscrito] / Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado – 2014.  
116 f., enc.:il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f 102-113.

1. Alongamento (Fisiologia). 2. Articulações – Amplitude do movimento. 3. Membros posteriores. I. Chagas, Mauro Heleno. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015

**Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**



Universidade Federal de Minas Gerais  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte



A Tese intitulada “Efeito de 10 semanas de treinamento e destreinamento da flexibilidade com as técnicas ângulo constante e torque constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais nos posteriores de coxa de adultos jovens”, de autoria do doutorando **Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado**, defendida em 12 de Dezembro de 2014, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (Orientador)  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz  
Departamento de Educação Física  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto  
Departamento de Educação Física  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Profª. Drª. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Profª. Drª. Juliana de Melo Ocarino  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 12 de Dezembro de 2014

## AGRADECIMENTOS

Agradeço,

à minha esposa, companheira, amiga..., Juliana Caiafa, que me presenteou com amor e carinho nos momentos de tristeza; que estava ao meu lado com palavras de incentivo nos momentos de dificuldade; e que gerenciou nossas vidas pessoais, para que eu tivesse mais tempo para a realização dessa tese;

ao meu filho, Ian, que inúmeras vezes abriu mão da minha presença, mesmo sem saber exatamente o que essas palavras significam;

aos meus pais, Geraldo Cançado e Odilia Cançado, por estarem sempre presentes com palavras de suporte e incentivo nos momentos mais difíceis;

ao meu amigo e orientador, Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas, pela compreensão, ajuda, apoio e ensinamentos. Durante mais uma jornada tive o privilégio de conviver com o professor de notável saber, e o amigo de caráter, paciência e carisma inquestionáveis;

ao Prof. Dr. Hans Joachim Menzel, Prof. Dr. André Andrade, Prof<sup>a</sup>. Ms. Silvia Araújo e demais membros do BIOLAB, por me darem suporte nos momentos difíceis, e por terem auxiliado em diversas etapas do desenvolvimento e realização desse estudo;

aos membros da banca examinadora, Prof<sup>a</sup>. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira Salmela, Prof<sup>a</sup>. Dra. Juliana M. Ocarino, Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz e Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto, pelas contribuições que propiciaram o aprimoramento dessa tese;

aos voluntários, que inúmeras vezes alteraram suas rotinas diárias para participar dos testes e treinamentos realizados nesse estudo. Admiro o comprometimento de cada um, pois sem vocês nada disso seria possível;

à todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização dessa tese de doutorado.

## RESUMO

Exercícios de alongamento são frequentemente utilizados na reabilitação de indivíduos com lesões músculo-esqueléticas e na preparação física de atletas em diferentes modalidades esportivas. Dados relativos às diferentes variáveis biomecânicas e sensoriais associadas à resposta da unidade músculo – tendão (UMT), após um período de treinamento e destreinamento envolvendo as técnicas de alongamento ângulo constante (AC) e torque constante (TC), ainda não estão disponíveis. O presente estudo comparou os efeitos de 10 semanas de treinamento e destreinamento utilizando as técnicas de alongamentos TC e AC sobre as variáveis amplitude de movimento máxima ( $ADM_{máx}$ ), torque máximo ( $Torque_{máx}$ ), primeira sensação de alongamento ( $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{torque}$ ), energia, rigidez, ângulo do pico de torque nos músculos posteriores da coxa. Participaram desse estudo 30 estudantes universitários do sexo masculino, com faixa etária entre 17 e 36 anos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais. Os voluntários foram aleatoriamente divididos em grupo treinamento e grupo controle. Os voluntários do grupo treinamento realizaram a técnica de alongamento AC em um membro inferior, enquanto o membro contralateral realizou o treinamento com a técnica TC, durante 10 semanas. O grupo controle não realizou nenhum treinamento durante o período do estudo. A mensuração das variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{torque}$ , energia e rigidez foram mensuradas antes e depois do treinamento e após o período de destreinamento (10 semanas) no aparelho *flexmachine*. O ângulo de pico de torque foi mensurado em um dinamômetro isocinético a uma velocidade de  $60^{\circ}/s$  antes e após o treinamento. Para a mensuração da área de secção transversa uma ressonância magnética foi realizada ao final do treinamento. Os grupos AC e TC realizaram 40 sessões de treinamento com frequência de quatro vezes por semana, enquanto o grupo controle foi instruído a não realizar nenhum tipo de treinamento de flexibilidade ou força durante o período do estudo. As sessões de alongamento dos músculos posteriores da coxa consistiram de

seis repetições de 30 segundos cada, e intervalo de aproximadamente 10 segundos entre as repetições. A ANOVA *one way* com medidas repetidas não verificou diferença significativa para nenhuma das variáveis para o grupo controle. A ANOVA *two way* com medidas repetidas não verificaram diferença entre as técnicas de alongamento AC e TC para nenhuma das variáveis investigadas. Para o fator tempo (pré-teste, pós-teste e destreinamento) foi verificado após o treinamento o aumento significativo das variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$  e  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$ , e redução significativa da rigidez para ambas as técnicas de alongamento quando comparado ao pré-teste. O ângulo de pico de torque não apresentou diferença para o fator tempo ou grupo. Durante o destreinamento não foi verificada diferença entre as técnicas de alongamento, as médias das variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$  e  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{Torque}$  não diferiram do pós-teste e permaneceram com valores estatisticamente superiores ao pré-teste. Desta forma, podemos concluir que as técnicas de alongamento AC e TC foram igualmente eficazes para a alterar o comportamento da  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$  e  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{Torque}$  e rigidez, e as adaptações decorrentes desse treinamento se mantém por períodos superiores há 10 semanas.

**Palavras-chave:** Alongamento. Flexibilidade. Ângulo constante. Torque constante. Destreinamento. Tolerância ao alongamento.

## ABSTRACT

Stretching exercises are commonly used in rehabilitation of patients with musculoskeletal injuries and in physical training of athletes from different sports. Information on different sensory and biomechanical variables associated with muscle – tendon unit (UMT) response to stretch after training and detraining are not yet available for constant angle (AC) and constant torque (TC) techniques. The present study compared the effects of 10 weeks of training and detraining with the AC and TC stretching techniques on range of motion ( $ADM_{\text{máx}}$ ), maximum torque ( $Torque_{\text{máx}}$ ), first sensation of stretching ( $PSDA_{\text{ADM}}$  and  $PSDA_{\text{torque}}$ ), energy, stiffness and angle of peak torque. Participated in this study 30 male university students, aged between 17 and 36 years. The study was approved by the Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais. The volunteers were randomly divided into training group and control group. The volunteers of the training group performed the AC stretching technique in a lower limb while the contralateral limb performed the TC technique, for 10 weeks. The control group did not perform any training during the study period. The measurement of  $ADM_{\text{máx}}$ ,  $Torque_{\text{máx}}$ ,  $PSDA_{\text{ADM}}$  and  $PSDA_{\text{torque}}$ , energy and stiffness variables were measured before and after training and after detraining period (10 weeks) in the flexmachine device. The angle of peak torque was measured on an isokinetic dynamometer at a speed of 60 °/s before and after training. A Magnetic Resonance imaging (MRI) was performed to measure the cross-sectional area at the end of training period. AC and TC groups performed 40 training sessions with a frequency of four times a week while the control group was instructed not to perform any type of flexibility or strength training during the study. The hamstrings stretching sessions consisted of six repetitions of 30 seconds each, and an approximately 10 seconds rest between repetitions. The one-way ANOVA with repeated measures found no significant differences for any variable for the control group. The two-way ANOVA with repeated measures found no difference between the techniques of AC and TC stretch for any variable investigated, while the time factor (pretest, posttest and detraining) showed a significant increase in  $ADM_{\text{máx}}$ ,  $Torque_{\text{máx}}$  and  $PSDA_{\text{ADM}}$  and



PSDA<sub>Torque</sub> variables, and a significant reduction in stiffness in posttest for both stretching techniques when compared to pretest. The angle of peak torque was not different for time or group factor. After detraining, there was no significant difference between stretching techniques, and the mean value of ADM<sub>máx</sub>, Torque<sub>máx</sub> and PSDA<sub>ADM</sub> and PSDA<sub>Torque</sub> did not differ from posttest and remained statistically higher than pretest values. Thus, we conclude that the AC and TC stretching techniques were equally effective to change the behavior of ADM<sub>máx</sub>, Torque<sub>máx</sub> and PSDA<sub>ADM</sub>, PSDA<sub>Torque</sub> and stiffness, and the improvements from training remained for 10 weeks.

**Keywords:** Stretching. Flexibility. Constant angle. Constant torque. Detraining. Stretch tolerance.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Tensão-deformação para diferentes velocidades.....	20
FIGURA 2 - Relaxamento sob tensão <i>in vivo</i> .....	21
FIGURA 3 - <i>Creep in vivo</i> .....	22
FIGURA 4 - Representação esquemática de uma curva torque passivo - ADM .....	24
FIGURA 5- Procedimentos experimentais.....	46
FIGURA 6 - Aparelho <i>flexmachine</i> .....	48
FIGURA 7 - Plataforma de força posicionada no braço mecânico.....	49
FIGURA 8 - Posicionamento do voluntário no aparelho <i>flexmachine</i> .....	51
FIGURA 9 - Localização e colocação dos eletrodos de superfície .....	52
FIGURA 10 - Aparelho Isocinético Biodex System 4 Pro .....	55
FIGURA 11 - Imagem de ressonância magnética no plano transverso da coxa .....	58
FIGURA 12 - Média e desvio padrão da $ADM_{máx}$ .....	63
FIGURA 13 - Média e desvio padrão do $Torque_{máx}$ .....	64
FIGURA 14 - Média e desvio padrão da $PSDA_{ADM}$ .....	66
FIGURA 15 - Média e desvio padrão da $PSDA_{Torque}$ .....	67
FIGURA 16 - Média e desvio padrão da $rigidez_{3/3}$ .....	68
FIGURA 17 - Média e desvio padrão da $rigidez_{total}$ .....	70
FIGURA 18 - Média e desvio padrão da $energia_{3/3}$ .....	71
FIGURA 19 - Média e desvio padrão da $energia_{Total}$ .....	72
FIGURA 20 - Média e desvio padrão para o ângulo de pico de torque.....	73

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Características da Amostra.....	43
TABELA 2 - Descrição das variáveis .....	60

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de movimento articular
AC	-	Ângulo constante
ANOVA	-	Análise de variância
AST	-	Área de secção transversa muscular
BIOLAB	-	Laboratório de biomecânica
CENESP	-	Centro de Excelência Esportiva
DASYLab	-	<i>Data Acquisition System Laboratory</i>
EEFFTO	-	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	-	Eletromiografia
EVA	-	Escala visual analógica
FNP	-	Facilitação neuromuscular proprioceptiva
GE	-	<i>General Electric Company</i>
IHM	-	Interface homem-máquina
PSDA	-	Primeira Sensação de Alongamento
TC	-	Torque Constante
UFMG	-	Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	-	Unidade músculo-tendão

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>11</b>
1.1	Objetivos .....	17
1.2	Hipóteses .....	18
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>19</b>
2.1	Propriedades biomecânicas do tecido durante o alongamento .....	19
2.2	Técnicas de alongamento.....	25
2.3	Efeitos crônicos das técnicas de alongamento .....	27
2.4	Mecanismos utilizados para justificar as alterações crônicas .....	31
2.4.1	Sarcomerogênese .....	31
2.4.2	Propriedades biomecânicas da unidade músculo-tendão (UMT)..	35
2.4.3	Aumento da tolerância ao alongamento .....	36
2.4.4	Adaptações neurais.....	37
2.5	Efeito do destreinoamento.....	38
<b>3</b>	<b>MÉTODOS.....</b>	<b>41</b>
3.1	Delineamento do estudo.....	41
3.2	Cuidados Éticos .....	41
3.3	Cálculo Amostral.....	41
3.4	Amostra.....	42
3.5	Procedimentos .....	43
3.6	Instrumentação .....	47
3.6.1	Aparelho <i>flexmachine</i> .....	47
3.6.2	Eletromiografia .....	51
3.6.3	Medidas Antropométricas .....	53
3.6.4	Dinamômetro Isocinético.....	54
3.6.5	Exame por Imagem de Ressonância Magnética .....	55
3.7	Protocolo de Teste.....	56

3.7.1	ADM <sub>máx</sub> , Torque <sub>máx</sub> e PSDA.....	56
3.7.2	Mensuração da AST .....	57
3.7.3	Cálculo da Rigidez Relativizada .....	57
3.8	Protocolo de treinamento.....	58
3.9	Variáveis Estudadas .....	60
3.10	Análise Estatística .....	61
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>62</b>
4.1	ADM <sub>máx</sub> .....	62
4.2	Torque <sub>máx</sub> .....	63
4.3	PSDA <sub>ADM</sub> .....	65
4.4	PSDA <sub>Torque</sub> .....	66
4.5	Rigidez <sub>3/3</sub> .....	67
4.6	Rigidez <sub>Total</sub> .....	69
4.7	Energia <sub>3/3</sub> .....	70
4.8	Energia <sub>Total</sub> .....	71
4.9	Ângulo de Pico de torque .....	73
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>74</b>
5.1	Treinamento .....	74
5.1.1	ADM <sub>máx</sub> e Torque <sub>máx</sub> .....	74
5.1.2	PSDA <sub>ADM</sub> e PSDA <sub>Torque</sub> .....	80
5.1.3	Rigidez.....	84
5.1.4	Energia .....	87
5.1.5	Ângulo de pico de torque .....	88
5.1.6	Possíveis explicações para os efeitos do treinamento .....	92
5.2	Destreinamento.....	97
5.3	Limitações.....	100
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>101</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>102</b>

**APÊNDICE.....114**

**ANEXO.....115**

## 1 INTRODUÇÃO

Exercícios de alongamento são frequentemente utilizados na reabilitação de indivíduos com lesões músculo-esqueléticas (MCNAIR *et al.*, 2002; YODAS *et al.*, 2003) e na preparação física de atletas em diferentes modalidades esportivas (BEHM; CHAOUACHI, 2011), principalmente com o objetivo de aumentar a amplitude de movimento (ADM) articular (REID; MCNAIR, 2004). Em ambas as situações, há uma demanda para que os ganhos de ADM ocorram em menor tempo, reduzindo o tempo necessário para a reabilitação e para a melhora do desempenho. A ADM é considerada a variável principal da capacidade flexibilidade, no entanto, a sua mensuração isolada retrata uma abordagem incompleta para o entendimento do comportamento da unidade músculo-tendão (UMT) ao alongamento.

De acordo com Weppler e Magnusson (2010), o comportamento da UMT deve ser estudado de maneira multidimensional, na qual a ADM articular representa apenas uma das dimensões. Para esses autores, a ADM é uma representação do comprimento muscular para mensurações *in vivo*. Para que ocorra o aumento do comprimento muscular, uma força precisa ser aplicada para provocar movimento rotatório na articulação (torque). Assim, a medida da ADM é sempre dependente da quantidade de torque aplicado (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Por esse motivo, o registro da curva torque passivo - ADM durante o alongamento é um procedimento importante para o entendimento das propriedades biomecânicas da UMT, sendo realizado em diversos estudos (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; KAY; BLAZEVICH, 2009; MAGNUSSON; AAGAARD; NIELSON, 2000; NORDEZ *et al.*, 2008). Weppler e Magnusson (2010) consideram que, para avaliação multidimensional, é necessária a mensuração das dimensões ADM, torque, tempo e área de secção transversa muscular (AST). Estudos prévios reforçam essa perspectiva (AQUINO *et al.*, 2010; CABIDO *et al.*, 2011; GAJDOSIK, 1991; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MCNAIR *et al.*, 2001; PEIXOTO *et al.*, 2011). No entanto,



no melhor do nosso conhecimento, estudos que realizaram a mensuração simultânea das quatro dimensões ainda são escassos (CHLEBOUN *et al.*, 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1997; RYAN *et al.*, 2010). O registro dessas dimensões permite analisar diferentes variáveis biomecânicas relacionadas à UMT como, por exemplo, a energia potencial elástica, a rigidez e o torque máximo (Torque<sub>máx</sub>) (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; NORDEZ *et al.*, 2008), relativizadas pela AST. Adicionalmente, outras variáveis biomecânicas resultantes da resposta da UMT podem ser analisadas, tais como o relaxamento sob tensão, que consiste na redução do torque quando uma ADM é mantida constante durante o alongamento (ex.:  $\Delta$  torque), e o *creep*, que pode ser registrado quando um torque constante é aplicado e o comprimento da UMT (ADM) aumenta ao longo do tempo (ex.:  $\Delta$  ADM) (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; TAYLOR *et al.*, 1990). Desta forma, considerar esta abordagem multidimensional da resposta da UMT ao alongamento irá permitir também uma maior diferenciação do efeito das técnicas de alongamento na UMT.

A técnica de alongamento passiva estática é frequentemente utilizada em estudos transversais e longitudinais, devido a sua fácil realização, segurança, e grande utilização no ambiente clínico e esportivo (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011). No entanto, Herda *et al.* (2011) relatam que a técnica passiva - estática vem sendo realizada de duas maneiras: uma com o ângulo articular constante e outra com o torque externo constante. Este último gera pequenos aumentos da ADM no decorrer do tempo, tornando o termo estático inadequado. Por esse motivo, no presente estudo, as técnicas de alongamento foram denominadas de ângulo constante (AC) e torque constante (TC). Os estudos de Yeh, Tsai e Chen (2005), Yeh, Chen e Tsai (2007), Herda *et al.* (2011) e Cabido *et al.* (2014) compararam os efeitos agudos das técnicas de alongamento AC e TC. Os estudos de Yeh, Tsai e Chen (2005) e Herda *et al.* (2011) encontraram aumento semelhante de amplitude de movimento articular máxima para as duas técnicas de alongamento, enquanto Yeh, Chen e Tsai (2007) e Cabido *et al.* (2014) verificaram aumento significativamente maior com a técnica TC. A rigidez, por sua vez apresentou redução significativa apenas para a técnica TC, sem alterações significantes para a técnica AC

(HERDA *et al.*, 2011; YEH; TSAI; CHEN, 2005). No entanto, no melhor do nosso conhecimento, não foram encontrados estudos comparando os efeitos crônicos das técnicas de alongamento AC e TC sobre as propriedades da UMT. Os resultados dos estudos agudos indicam que as adaptações biomecânicas da UMT, expressa através da rigidez, são diferentes entre as técnicas de alongamento AC e TC, com isso, estudos longitudinais poderão confirmar se estas diferenças permanecem quando estas técnicas são aplicadas ao longo de um período de treinamento e fornecer dados para sustentar ou não uma prescrição diferenciada, considerando os efeitos específicos destas técnicas de alongamento na UMT.

Dois estudos crônicos utilizando a técnica TC foram encontrados na literatura (BRUCKER *et al.*, 2005; STARRING *et al.*, 1988). Brucker *et al.* (2005) avaliaram o efeito de 18 dias de treinamento com a técnica de alongamento TC sobre a ADM máxima ( $ADM_{m\acute{a}x}$ ) de dorsiflexão. Os resultados mostraram que houve aumento significativo da  $ADM_{m\acute{a}x}$ , corroborando com os resultados de Starring *et al.* (1988). Assim, podemos verificar que o treinamento crônico utilizando a técnica TC é capaz de gerar aumentos de  $ADM_{m\acute{a}x}$ , no entanto, o efeito dessa técnica sobre outras variáveis e os mecanismos que justificam tais alterações não são conhecidos.

Diferentemente da técnica de alongamento TC, estudos prévios investigaram o efeito crônico da técnica de alongamento AC na resposta da UMT considerando diferentes variáveis. Uma resposta comum foi o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$ . No entanto, o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  encontrado em alguns estudos não foi acompanhado de redução na rigidez passiva (HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GOEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; YLINEN *et al.*, 2009), sugerindo que outros fatores, e não somente a alteração nas propriedades biomecânicas, estejam envolvidos no aumento da ADM. Dessa forma, ainda que alguns estudos relatem que o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  possa ser atribuído à alteração nas propriedades biomecânicas da UMT (MCHUGH *et al.*, 1998; MCHUGH *et al.*, 1992), outros sugerem que o aumento na tolerância ao alongamento é o principal fator responsável (HALBERTSMA *et al.*, 2001; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GOEKEN, 1996; YLINEN *et al.*, 2009). Contudo, diferentemente das variáveis biomecânicas, ainda não existe consenso

quanto a maneira de mensurar a tolerância ao alongamento (MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011). Halbertsma e Goeken (1994) sugeriram o registro da ADM no momento em que o voluntário percebesse a primeira sensação de alongamento. Esse estudo mostrou que a técnica de alongamento AC aumentou a tolerância ao alongamento, indicando que o sujeito percebe mais tardiamente a primeira sensação de alongamento (PSDA) após um período de treinamento. Dessa forma, o registro da PSDA em ADM maiores em conjunto com o aumento da ADM indica que a tolerância ao alongamento foi alterada, ou seja, ocorreu uma modificação da sensação do alongamento. O mecanismo sensorial proposto por Weppeler e Magnusson (2010) explica o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  pela alteração da sensação resultando em maior tolerância ao alongamento. Esse mecanismo é reforçado por estudos que encontraram aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  sem alteração significativa nas variáveis biomecânicas (BEN; HARVEY, 2010; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). No entanto, não foram encontrados estudos que verificaram os efeitos do alongamento TC na PSDA, bem como compararam os efeitos dos alongamentos AC e TC nessa variável.

Outro mecanismo utilizado para explicar o ganho de  $ADM_{m\acute{a}x}$  em estudos longitudinais é o aumento do número de sarcômeros em série (BURKHOLDER, 2001; GOLDSPINK, 1968; LYNN; MORGAN, 1994; LYNN; TALBOT; MORGAN, 1998; TABARY *et al.*, 1972; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1971; 1973). No entanto, esse mecanismo foi pouco investigado em seres humanos (NAKAMURA *et al.*, 2012). A mensuração direta do número de sarcômeros em série requer a remoção de amostras teciduais ou do músculo estudado. Devido a esta dificuldade metodológica, a curva torque passivo - ADM pode ser utilizada para inferir alterações do comprimento muscular. A curva torque passivo - ADM mostra a variação do torque ao longo do deslocamento articular. Um deslocamento de tal curva para a direita pode ser consequência de uma modificação das propriedades biomecânicas da UMT (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; TOFT *et al.*, 1989), associada ou não a um aumento do comprimento da UMT (ex.: sarcomerogênese) (GOLDSPINK, 1968; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978). Os estudos de Toft *et al.* (1989) e Guissard e

Duchateau (2004) encontraram redução da rigidez após o treinamento de flexibilidade dos músculos posteriores de coxa e tríceps sural, respectivamente, mas que não podem ser diretamente relacionados ao aumento do número de sarcômeros em série. Outra maneira proposta na literatura para se inferir sobre um possível aumento do número de sarcômeros em série é o deslocamento do pico de torque ativo para maiores ADM durante uma contração concêntrica (AQUINO *et al.*, 2010; FERREIRA; TEIXEIRA-SALMELA; GUIMARAES, 2007; WILLIAMS; GOLDSPIK, 1978). Esse procedimento foi utilizado por Williams e Goldspink (1978), e esses autores mostraram que o pico de tensão ativa gerada pelo músculo sóleo foi deslocado para menores comprimentos musculares (para a esquerda) quando houve redução do número de sarcômeros em série. Em seres humanos, Savelberg e Meijer (2003) demonstraram que os músculos vastos de ciclistas e corredores produziram o pico de torque em angulações distintas, e concluíram que essa adaptação era decorrente da modalidade esportiva realizada. Isso demonstra a capacidade de resposta da UMT às necessidades impostas pelas atividades físicas. Aquino *et al.* (2010) demonstraram que o treinamento de força concêntrico - excêntrico dos posteriores de coxa em posição alongada promoveu alteração do ângulo do pico de torque para um ângulo de extensão de joelho maior, sugerindo sarcomerogênese. No entanto, esse estudo não verificou o deslocamento do ângulo de pico de torque para o grupo que realizou o treinamento da flexibilidade. O resultado de Aquino *et al.* (2010) contradiz os resultados encontrados por Ferreira, Teixeira-Salmela e Guimaraes (2007), os quais verificaram aumento do ângulo de pico de torque após seis semanas de alongamento para os músculos posteriores da coxa. Assim, mais estudos *in vivo* são necessários para a compreensão da relação deste procedimento de mensuração e o efeito do alongamento.

Enquanto o efeito crônico do treinamento utilizando exercícios de alongamento é bastante estudado (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011), a resposta da UMT a interrupção do treinamento (destreinamento) foi pouco investigada (BRUCKER *et al.*, 2005; GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; RANCOUR *et al.*, 2010; WALLIN *et al.*, 1985; WILLIAMS;

ODLEY; CALLAGHAN, 2004; WILLY *et al.*, 2001). Alguns estudos investigaram o efeito de seis semanas de treinamento seguido de quatro semanas de destreinamento (GUSSARD; DUCHATEAU, 2004; WILLIAMS; ODLEY; CALLAGHAN, 2004; WILLY *et al.*, 2001; ZEBAS; RIVERA, 1985). Com o destreinamento, era esperado a redução da ADM para valores pré-teste, visto que a frequência de uma vez por semana é necessária para a manutenção dos ganhos de ADM (WALLIN *et al.*, 1985). Willy *et al.* (2001) verificaram que, com o destreinamento, houve redução da ADM para valores pré-teste. No entanto, Williams, Odley e Callaghan (2004), Zebas e Rivera (1985), Guissard e Duchateau (2004) e Rancour *et al.* (2010) verificaram que ao final do destreinamento, a ADM alcançada com o treinamento ainda era significativamente superior aos valores do pré-teste. A manutenção de parte dos ganhos durante o destreinamento parece estar relacionada a adaptações teciduais. O estudo de Guissard e Duchateau (2004) mostrou a manutenção de 74% do ganho de ADM após o período de destreinamento. Os autores justificaram essa manutenção da ADM através das alterações teciduais, visto que a rigidez continuava significativamente menor do que no início do experimento, mas o nível de excitabilidade do motoneurônio- $\alpha$ , mensurado através do reflexo de Hoffman retornou aos valores de controle (pré-teste) após os 30 dias de destreinamento.

Desta forma, a realização de um estudo experimental permite identificar as diferenças existentes entre as técnicas de alongamento AC e TC após o treinamento e destreinamento. Devido a abordagem multidimensional proposta nesse estudo, busca-se entender quais mecanismos melhor explicam as alterações decorrentes desses treinamentos.

## 1.1 Objetivos

- Comparar os efeitos de 10 semanas de treinamento utilizando as técnicas de alongamentos AC e TC sobre as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$ , energia, rigidez, e ângulo do pico de torque nos músculos posteriores da coxa.
- Verificar os efeitos de 10 semanas de destreino sobre as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$ , energia e rigidez nos músculos posteriores da coxa.

## 1.2 Hipóteses

- **Hipótese 1:** O treinamento da flexibilidade por 10 semanas causará aumento significativamente maior das variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$  e redução da energia e rigidez para o grupo TC quando comparado ao AC.
- **Hipótese 2:** Após 10 semanas de destreino as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$ , energia e rigidez permanecerão com médias superiores ao pré-teste para os grupos AC e TC, sem diferença entre os grupos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Propriedades biomecânicas do tecido durante o alongamento

Segundo Gajdosik *et al.* (2006) e Magid e Law (1985), os tecidos biológicos possuem uma propriedade denominada viscoelasticidade, ou seja, possuem um comportamento com características elásticas e viscosas. Componentes elásticos, quando submetidos à tensão, se deformam (aumentam o comprimento) imediatamente, e essa deformação é diretamente proporcional à força imposta sobre a estrutura (GAJDOSIK *et al.*, 2006; TAYLOR *et al.*, 1990). Componentes viscosos se deformam continuamente enquanto uma força estiver sendo aplicada (tempo-dependente) (MAGNUSSON *et al.*, 1996b) e a velocidade dessa deformação está relacionada à magnitude da força aplicada (GAJDOSIK *et al.*, 2006). Durante o alongamento de um tecido viscoelástico existe um aumento da resistência ao alongamento com o aumento do comprimento muscular. A FIGURA 1 apresenta o comportamento desse tecido quando alongado. Essa curva é conhecida com curva tensão passiva - deformação<sup>1</sup>, e permite entender o comportamento do tecido quando submetido à tensão. Devido a essa propriedade, maiores velocidades de deformação do tecido resultam em maior resistência tecidual ao alongamento (FIGURA 1).

---

<sup>1</sup> Nesse estudo a curva Stress – Strain será traduzida com curva tensão – deformação. A tensão, nesse contexto, expressa a tensão convencional ou tensão de engenharia a qual é calculada pela força aplicada dividida pela área de secção transversa do corpo, e a deformação se refere a alteração de comprimento do corpo dividido pelo seu comprimento inicial.



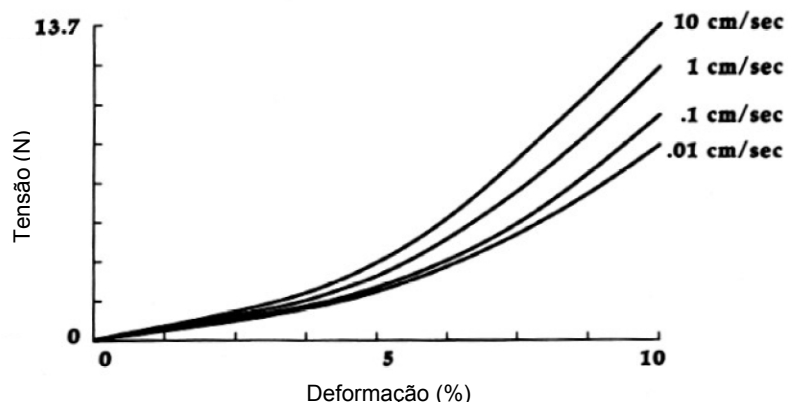


FIGURA 1 - Tensão-deformação para diferentes velocidades

Fonte: Modificado de Taylor *et al.*, 1990, p. 304.

Para Magid e Law (1985), quando uma força (tensão) é aplicada a um músculo em repouso, dá-se o nome de tensão passiva. No entanto, *in vivo*, a curva tensão passiva - deformação é de difícil mensuração, uma vez que procedimentos invasivos são necessários para a medida direta da força aplicada ao tecido e sua alteração de comprimento. Assim, estudos consideram a ADM articular com uma medida indireta do comprimento muscular, pois durante o aumento da ADM ocorre o aumento do comprimento muscular (GAJDOSIK, 2001). *In vivo*, a força necessária para o aumento da ADM não é aplicada diretamente sobre o músculo e sim sobre um segmento corporal. O produto da força aplicada multiplicada pela distância perpendicular do ponto de aplicação dessa força ao eixo de rotação dá-se o nome de torque. Desta forma, a curva tensão passiva - deformação é representada, *in vivo*, pela curva torque passivo - ADM (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON; AAGAARD; NIELSON, 2000; TOFT *et al.*, 1989; WEIR; TINGLEY; ELDER, 2005). Esse procedimento permite a análise de diferentes variáveis biomecânicas relativas à alteração do comprimento muscular: relaxamento sob tensão, *creep*, rigidez e energia (GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996b; TAYLOR *et al.*, 1990).

O relaxamento sob tensão é caracterizado pela redução do torque, ou tensão, quando um tecido viscoelástico é mantido em comprimento constante

(MCHUGH *et al.*, 1992). Essa propriedade foi verificada *in vivo* no estudo de McHugh *et al.* (1992) e Magnusson *et al.* (1996d). No entanto, a resposta da UMT à múltiplas repetições de alongamento foi verificada por Weir, Tingley e Elder (2005) (

FIGURA 2). Esses autores estudaram o efeito de cinco repetições de alongamento passivo estático sobre as propriedades biomecânicas do tecido. os resultados demonstraram redução significativa do torque nas primeiras quatro repetições de alongamento das cinco realizadas. A redução do torque durante o alongamento passivo estático não ocorre de maneira linear, o que gera reduções maiores do torque nos segundos iniciais do alongamento. Gajdosik *et al.* (2006) pesquisaram o comportamento do torque durante alongamentos com duração de 60 segundos e verificaram que a maior redução de tensão durante o alongamento passivo estático ocorreram nos 15 segundos iniciais (67,3 a 77,0%), independente da intensidade do alongamento (100%, 90% e 80%).

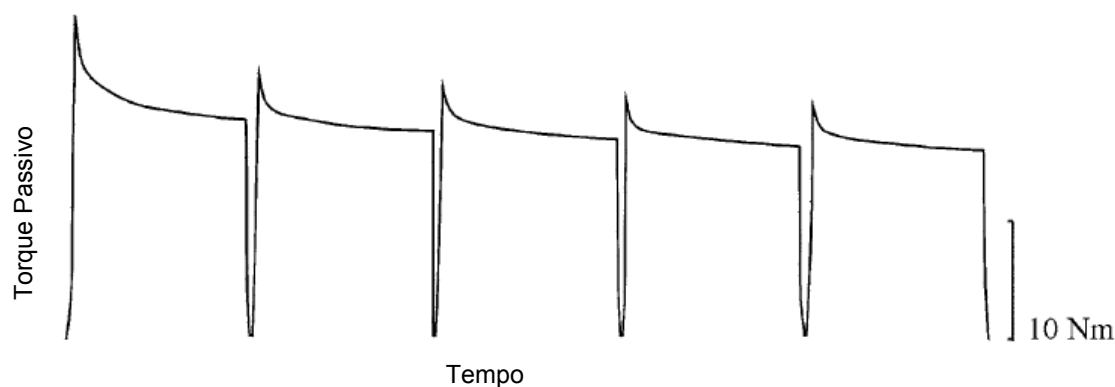


FIGURA 2 - Relaxamento sob tensão *in vivo*.

Fonte: Modificado de Weir, Tingley e Elder, 2005, p. 618.

Quando um tecido é submetido a uma tensão constante, ocorre uma deformação contínua desse tecido, o que é chamado de *creep* (TAYLOR *et al.*, 1990). Ryan *et al.* (2010) estudaram o efeito do *creep* no tecido músculo esquelético humano. Os voluntários foram submetidos a uma repetição de 30 segundos de alongamento

com aplicação de torque constante, utilizando um dinamômetro isocinético. Os resultados mostraram aumento da ADM articular durante o alongamento. Esse aumento foi significativamente maior entre 15 a 20 segundos (73 - 85%). Ryan *et al.* (2012) complementaram o estudo anterior realizando quatro repetições de alongamento com torque constante. Os resultados demonstraram que houve aumento da ADM articular para as três primeiras repetições, mas sem diferença significativa entre as 3<sup>a</sup> e 4<sup>a</sup> repetições (FIGURA 3).

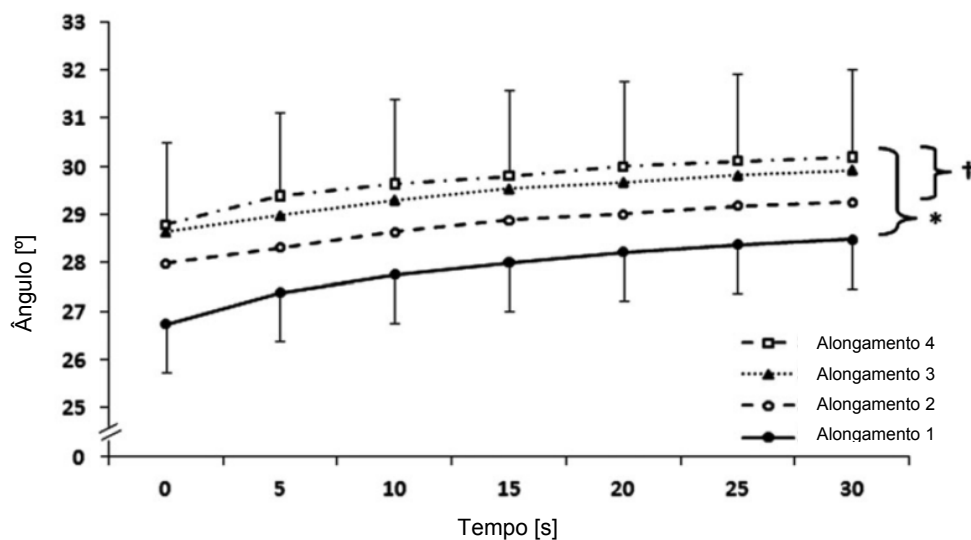


FIGURA 3 - *Creep in vivo*

\* Ângulos no alongamento 1 menor que alongamentos 2 – 4 em todos os pontos ( $p < 0,05$ ). †

Ângulos no alongamento 2 menor que alongamentos 3 – 4 em todos os pontos ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Modificado de Ryan *et al.*, 2012, p. 180.

A rigidez é uma estimativa da resistência passiva que uma UMT oferece em resposta a uma mudança no seu comprimento (BLACKBURN *et al.*, 2004). Essa variável é representada pela inclinação da curva torque passivo - ADM, e é calculada dividindo a mudança do torque passivo pela mudança da ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). A rigidez é também denominada de rigidez passiva, por ser calculada utilizando a curva torque passivo – ADM, sem a presença de sinal eletromiográfico

significante (CABIDO *et al.*, 2014). A rigidez pode ser calculada para uma porção da curva ou para toda a curva segundo a equação abaixo.

$$\text{Rigidez} = \Delta \text{ Torque} / \Delta \text{ ADM}$$

A curva torque passivo - ADM pode ser dividida em três porções: 1º terço, 2º terço e 3º terço (FIGURA 4). A rigidez comumente é calculada no 3º terço dessa curva (MAGNUSSON *et al.*, 1996c), devido a sua maior confiabilidade ( $r=0,99$ ), e ao fato do seu coeficiente de variação ser mais baixo (coeficiente de variação; CV= 10%) do que no 1º terço (CV= 28,2%) (MAGNUSSON, 1998; MAGNUSSON *et al.*, 1996b).

Apesar de a rigidez ser considerada uma importante variável para o entendimento da UMT, ainda não há um consenso quanto a porção da curva na qual ela deva ser calculada. Reid e McNair (2004) e Gajdosik *et al.* (2007) realizaram a medida da rigidez nos últimos 10% da ADM de extensão do joelho, Herda *et al.* (2011) realizaram o cálculo da rigidez a cada 5º dos últimos 15º, enquanto Cabido *et al.* (2011), Magnusson *et al.* (1996c) e Magnusson *et al.* (1997) calcularam a rigidez no terço final da curva torque passivo - ADM. Essas diferenças ainda podem ocorrer na comparação entre as curvas, visto que alguns autores utilizaram a ADM pré-teste como ponto de referência para o cálculo da rigidez pré e pós-teste, garantindo que a resistência do tecido seria comparada na mesma ADM (HERDA *et al.*, 2011; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002; LAROCHE; CONNOLLY, 2006). Outros autores, por sua vez, não padronizaram a ADM e assim compararam o torque em ADM distintas (GAJDOSIK *et al.*, 2007; REID; MCNAIR, 2004). Isso demonstra a grande variedade de maneiras de se calcular a rigidez, e assim, a dificuldade de se comparar os resultados.

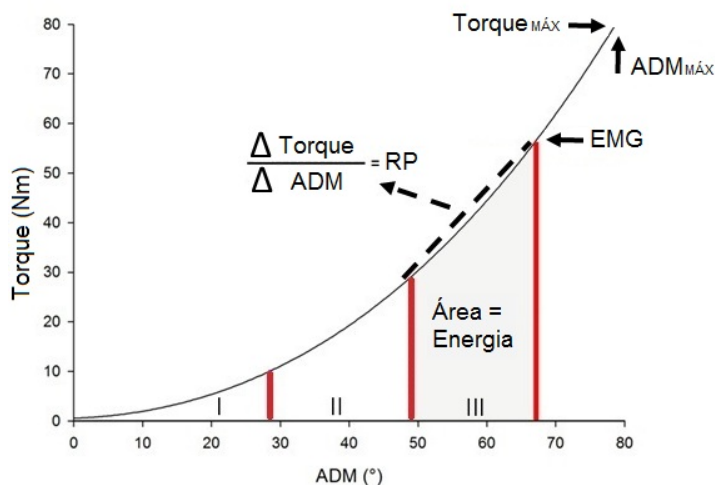


FIGURA 4 - Representação esquemática de uma curva torque passivo - ADM e do registro das diferentes variáveis.

Torque – Torque de resistência ao alongamento; ADM – amplitude de movimento; I, II, III – primeira, segunda e terceira parte da curva torque passivo - ADM; RP – rigidez passiva, rigidez passiva foi definida como a mudança no Torque (N • m) dividido pela mudança na ADM (°) e foi expressa como a inclinação da curva torque passivo - ADM na sua terceira parte (III); EMG – Ponto de corte da curva torque passivo - ADM pelo aumento da atividade eletromiográfica acima do valor basal; ADM<sub>máx</sub> – amplitude de movimento máxima; Torque<sub>máx</sub> – Torque passivo máximo.

Fonte: Modificado de Cabido *et al.*, 2014, p. 1051.

A área abaixo da curva torque passivo - ADM é chamada de energia (MAGNUSSON *et al.*, 1996c) ou “absorção de trabalho” (LAROCHE; CONNOLLY, 2006). Esse parâmetro é utilizado para indicar a quantidade de carga mecânica absorvida pelo tecido. A área abaixo da curva torque passivo – ADM (energia) pode ser aumentada caso ocorra aumentos do torque passivo de resistência, da velocidade de alongamento ou pelo aumento da ADM. Magnusson *et al.* (1996c) e Magnusson *et al.* (1996b) realizaram dois protocolos distintos para comparar a energia, sendo no protocolo 1 a energia do pré-teste e pós-teste calculada até a mesma ADM determinada no pré-teste, e no protocolo 2 a energia foi calculada até a ADM máxima (ADM<sub>máx</sub>) suportada pelo voluntário. Os resultados mostraram que não houve

diferença significativa entre o pré-teste e pós-teste para a energia no protocolo 1, enquanto no protocolo 2 houve um aumento da energia entre o pré-teste e pós-teste. Esse estudo demonstrou que os valores de energia variaram conforme a determinação da ADM utilizada. Assim, a escolha do protocolo deveria variar com a pergunta do estudo. O protocolo 1 seria a melhor opção para verificar alterações nas propriedades da UMT, pois possibilita comparar a resistência do tecido para a mesma ADM articular, inferindo sobre as propriedades do tecido. No entanto, o protocolo 2 seria de interesse em estudos sobre lesões musculares, nos quais a resistência desse tecido a lesões é inferida pela quantidade máxima de energia que esse é capaz de absorver.

## **2.2 Técnicas de alongamento**

Nelson e Bandy (2005) classificam as técnicas de alongamento em dois grupos: dinâmicas ou balísticas e estáticas. As técnicas estáticas são caracterizadas pela manutenção da ADM articular por um período de tempo determinado, enquanto na técnica dinâmica existe uma alteração contínua da ADM. As técnicas de alongamento podem ser ativas ou passivas. Nas técnicas passivas, o indivíduo não contribui com a força necessária para a realização do alongamento, desta maneira, a força é gerada por um agente externo. Nas técnicas ativas, o alongamento é realizado pela contração muscular do executante, mais especificamente, do músculo antagonista ao músculo alongado. Nelson e Bandy (2005) e Hutton (1992) citaram uma terceira técnica de alongamento denominada facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP), que inclui a contração voluntária do grupo muscular que está sendo alongado e/ou contração do grupo muscular antagonista, seguido de um alongamento passivo até uma nova ADM.

Dentre as técnicas de alongamento, a técnica passiva - estática é a mais utilizada na prática esportiva e nas pesquisas, devido a sua segurança e fácil

realização. No entanto, Herda *et al.* (2011) entendem que a técnica estática vem sendo realizada de duas maneiras, 1) mantendo o ângulo articular constante durante o alongamento (Técnica passiva - estática tradicional) ou 2) mantendo um torque externo constante o que geraria alterações muito lentas da ADM articular. Ambas as técnicas são passivas, pois existe uma força externa realizando o alongamento. No entanto, na segunda técnica descrita são esperadas pequenas alterações da ADM articular no decorrer do tempo, o que não possibilitaria entendê-la como estática, mas sim dinâmica. Essa classificação inadequada parece ter surgido de um problema metodológico, no qual um peso era utilizado para realizar o alongamento passivo, e como a alteração de ADM era pequena, acabou sendo classificada como estática (BRUCKER *et al.*, 2005; STARRING *et al.*, 1988). Assim, muitos estudos denominam a técnica passiva - estática como técnica de ângulo-constante (AC) e a passiva dinâmica, como descrita anteriormente, como técnica de torque-constante (TC) (HERDA *et al.*, 2014; HERDA *et al.*, 2011; RYAN *et al.*, 2008a; RYAN *et al.*, 2009a; RYAN *et al.*, 2009b; RYAN *et al.*, 2012; YEH; CHEN; TSAI, 2007; YEH; TSAI; CHEN, 2005). Durante a realização da técnica com ângulo articular constante ocorre uma redução do torque que caracteriza o relaxamento sob tensão da UMT, enquanto a técnica com torque externo constante apresenta um aumento da ADM ao longo do tempo caracterizando o *creep* da UMT. Para Ryan *et al.* (2008b), a maior eficácia da técnica TC, quando comparada a técnica AC, é decorrente da maior absorção de energia, ou trabalho pela técnica TC. Para esses autores, durante o alongamento a técnica TC mantém o torque aplicado sobre a UMT, enquanto a técnica AC apresenta uma redução da resistência ao longo do tempo, reduzindo o trabalho absorvido pelo tecido. Essa diferença na energia absorvida pelo tecido durante o alongamento com a técnica TC levaria a uma maior adaptação das propriedades viscoelásticas do tecido quando comparada a técnica de alongamento AC.

Os estudos de Cabido *et al.* (2014), Yeh, Chen e Tsai (2007), Yeh, Tsai e Chen (2005) e Herda *et al.* (2011) compararam os efeitos agudos das técnicas de alongamento com ângulo constante (AC) e torque constante (TC). Os estudos de Yeh, Tsai e Chen (2005) e Herda *et al.* (2011) encontraram aumento semelhantes de

amplitude de movimento máxima ( $ADM_{m\acute{a}x}$ ) para as duas técnicas de alongamento, enquanto Cabido *et al.* (2014) e Yeh, Chen e Tsai (2007) verificaram aumento significativamente maior com a técnica TC. A rigidez, por sua vez, apresentou redução significativa apenas para a técnica TC, sem alterações significantes para a técnica AC nos estudos de Herda *et al.* (2011) e Yeh, Tsai e Chen (2005), enquanto Cabido *et al.* (2014) encontraram redução para ambas as técnicas, sendo essa alteração significativamente maior para o grupo TC. Esses estudos demonstram diferenças nos efeitos agudos quando comparadas as técnicas de alongamento AC e TC. No entanto, no melhor do nosso conhecimento, não foram encontrados estudos longitudinais comparando as técnicas de alongamento AC e TC. Desta maneira, faz-se necessário  realizcao de estudos para avaliar os efeitos cronicos envolvendo as duas técnicas de alongamento.

### **2.3 Efeitos cronicos das técnicas de alongamento**

Os efeitos cronicos relacionados s técnicas de alongamento estão associados à técnica de alongamento utilizada e suas cargas de treinamento. Inúmeros estudos pesquisaram os efeitos cronicos da técnica de alongamento AC (BANDY; IRION, 1994; BANDY; IRION; BRIGGLER, 1997; 1998; BORMS *et al.*, 1987; DRAPER *et al.*, 2002; FASEN *et al.*, 2009; FELAND *et al.*, 2001; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; NAKAMURA *et al.*, 2012; REID; MCNAIR, 2004; ROBERTS; WILSON, 1999; SULLIVAN; DEJULIA; WORRELL, 1992; WILLY *et al.*, 2001), no entanto, no melhor do nosso conhecimento, apenas dois estudos sobre os efeitos cronicos da técnica de alongamento TC foram encontrados (BRUCKER *et al.*, 2005; STARRING *et al.*, 1988).

Diferentes variáveis são utilizadas para caracterizar as alterações na UMT decorrente do treinamento da flexibilidade. A ADM (BANDY; IRION, 1994; WILLY *et al.*, 2001), o torque passivo (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID; MCNAIR, 2004), a



percepção do alongamento (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994), a rigidez (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; TOFT *et al.*, 1989) e a energia (AQUINO *et al.*, 2010; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; MAGNUSSON *et al.*, 1996b) foram as variáveis mais investigadas; no entanto, os estudos existentes com a técnica de alongamento TC mensuraram apenas a  $ADM_{máx}$ . Estudos longitudinais mostraram que o treinamento regular da flexibilidade gerou aumento significativo da ADM para técnica AC (FASEN *et al.*, 2009; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011) e TC (BRUCKER *et al.*, 2005; STARRING *et al.*, 1988). Devido às características viscoelásticas da UMT, com o aumento de ADM existe um aumento exponencial do torque passivo, assim, diferentes valores de ADM irão representar valores de torque passivo diferentes. Dois protocolos vem sendo utilizado para comparar o torque passivo máximo antes e após uma intervenção: em um protocolo, uma ADM é determinada no pré-teste e os valores de torque passivo referentes a essa ADM são mensurados nas avaliações seguintes (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; NAKAMURA *et al.*, 2012); no outro protocolo o torque passivo é mensurado na  $ADM_{máx}$  alcançada em cada avaliação (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Quando o torque é mensurado na mesma ADM durante o pré e pós-teste, existe divergência entre os resultados dos estudos, onde alguns estudos não encontraram alteração significativa (BEN; HARVEY, 2010; MAGNUSSON *et al.*, 1996c) e outros verificaram a sua redução (NAKAMURA *et al.*, 2012; TOFT *et al.*, 1989). O torque medido na  $ADM_{máx}$  apresenta resultados mais consistentes, sendo verificado seu aumento após o treinamento (BEN; HARVEY, 2010; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). O aumento da  $ADM_{máx}$  e torque passivo máximo, sem alterações das variáveis biomecânicas energia e rigidez, foi interpretado como aumento da tolerância ao alongamento (BEN; HARVEY, 2010; FOLPP *et al.*, 2006; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c).

A tolerância ao alongamento vem sendo bastante estudada após Halbertsma e Goeken (1994) terem utilizado esse mecanismo para justificar o aumento crônico de ADM (BALLANTYNE; FRYER; MCLAUGHLIN, 2003; BEN; HARVEY, 2010; BJORKLUND; HAMBERG; CRENSHAW, 2001; CHAN; HONG;

ROBINSON, 2001; FOLPP *et al.*, 2006; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). O treinamento da flexibilidade gerou aumento significativo da tolerância em vários estudos (BEN; HARVEY, 2010; BJORKLUND; HAMBERG; CRENSHAW, 2001; CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; FOLPP *et al.*, 2006; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). No entanto, a interpretação do aumento da tolerância ao alongamento foi decorrente do aumento da ADM<sub>máx</sub>, sem alteração do torque passivo mensurado na ADM pré-teste. Desta maneira, pode-se verificar que a tolerância ao alongamento não foi diretamente mensurada em vários estudos, e sim resultado da interpretação dos resultados das variáveis ADM<sub>máx</sub> e torque passivo (CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; FOLPP *et al.*, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Alguns autores mensuraram a tolerância ao alongamento (BEN; HARVEY, 2010; BJORKLUND; HAMBERG; CRENSHAW, 2001; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011). Halbertsma e Goeken (1994) utilizaram um mecanismo para a mensuração da tolerância ao alongamento, o qual registrava a ADM no instante em que o voluntário sentia a primeira sensação de alongamento. Marshall, Cashman e Cheema (2011), Ben e Harvey (2010) e Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001), por sua vez, mensuraram a tolerância a partir de escalas, sendo que os dois primeiros estudos utilizaram a escala visual analógica (VAS), enquanto Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001) utilizaram a escala de Borg. Dos estudos que mensuraram a tolerância ao alongamento, Halbertsma e Goeken (1994), Ben e Harvey (2010) e Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001) encontraram redução dessa variável, enquanto Marshall, Cashman e Cheema (2011) não encontraram alteração significativa. Assim, o treinamento da flexibilidade parece gerar uma resposta tardia do desconforto ao alongamento, sem, no entanto, alterar a capacidade máxima de suportar a dor (BEN; HARVEY, 2010). Ben e Harvey (2010) realizaram seis semanas de treinamento passivo estático em um dos membros inferiores, enquanto o membro contralateral não realizou nenhum treinamento. Os resultados mostraram que os voluntários alcançaram maiores ADM no membro treinado, mas o desconforto mensurado ao alcançar a ADM permaneceu o mesmo.

As adaptações biomecânicas ao treinamento de flexibilidade são calculadas através das variáveis rigidez e energia. A rigidez é comumente estudada e apresenta resultados contraditórios. Alguns estudos verificaram a redução da rigidez (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; NAKAMURA *et al.*, 2012; TOFT *et al.*, 1989), sua manutenção (GAJDOSIK, 1991; GAJDOSIK, 2001; HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; LAROCHE; CONNOLLY, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; WIEMANN; HAHN, 1997) ou aumento (GAJDOSIK *et al.*, 2007; REID; MCNAIR, 2004) após o treinamento. No melhor do nosso conhecimento, apenas três estudos longitudinais com a técnica passiva - estática avaliaram a energia (GAJDOSIK *et al.*, 2007; LAROCHE; CONNOLLY, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Laroche e Connolly (2006) utilizaram uma ADM pré-determinada para avaliação da energia antes e depois do treinamento e verificaram que essa variável não teve alterações significantes. Gajdosik *et al.* (2007), por sua vez, utilizaram toda a área abaixo da curva torque passivo - ADM para o cálculo da energia. Nesse estudo, houve aumento significativo da energia, corroborando com os resultados de Magnusson *et al.* (1996c). No entanto, nos estudos de Gajdosik *et al.* (2007) e Magnusson *et al.* (1996a), o aumento da energia pode ter sido relacionado ao aumento da ADM encontrada nesses estudos, visto que a energia foi calculada como toda a área abaixo da curva torque passivo - ADM até a  $ADM_{máx}$ . Esses conflitos de resultados para as variáveis rigidez e energia podem ser decorrentes do protocolo adotado para o cálculo dessas variáveis (amplitude da curva), e pelo controle da carga de treinamento. O estudo de Freitas *et al.* (2014) comparou o efeito agudo do alongamento AC dos músculos posteriores da coxa com três durações e três intensidades diferentes. Os autores concluíram que o volume de treinamento é um fator crucial para a redução do torque passivo, o que, conseqüentemente, poderia gerar alteração nas variáveis energia e rigidez.

## 2.4 Mecanismos utilizados para justificar as alterações crônicas

Quatro diferentes mecanismos são citados na literatura como forma de explicar o aumento crônico da ADM após um período de treinamento da flexibilidade: 1) aumento do comprimento muscular através do aumento do número de sarcômeros em série (sarcomerogênese) (WILLIAMS, 1990), 2) redução da rigidez da UMT (MAGNUSSON *et al.*, 1995; MAGNUSSON *et al.*, 1996b; TOFT *et al.*, 1989), 3) aumento da tolerância ao alongamento (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a) e 4) por modificações neurais (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004).

### 2.4.1 Sarcomerogênese

Uma das possíveis justificativas para um aumento significativo da  $ADM_{máx}$  é o aumento do número de sarcômeros em série. Segundo Hutton (1992), o aumento do número de sarcômeros em série pode representar o principal fator para aumento da  $ADM_{máx}$ . A alteração do número de sarcômeros em série em animais já foi verificada durante o período de crescimento (GOLDSPINK, 1968), com a imobilização da UMT em posição alongada (GOLDSPINK *et al.*, 1974; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1971; 1973; 1978), com a realização de alongamentos em animais (WILLIAMS, 1990), com o aumento do braço de força (aumento da distância entre a inserção muscular e o eixo articular) (BURKHOLDER, 2001), com treinamento em esteira de inclinação negativa (descidas) (LYNN; MORGAN, 1994; LYNN; TALBOT; MORGAN, 1998) e *in vivo* em um estudo de caso após o aumento do comprimento ósseo (BOAKES *et al.*, 2007). Goldspink (1992) e Tabary *et al.* (1972) relataram que o aumento do número de sarcômeros em série pode estar relacionado à necessidade de adequar a capacidade do músculo gerar tensão à um novo comprimento. Lynn e Morgan (1994) confirmaram tal afirmação ao mostrar aumento do número de sarcômeros em série

após submeter ratos a treinamento em esteira com inclinação negativa (exercício excêntrico).

Segundo Goldspink *et al.* (1974), a tensão passiva imposta ao músculo parece ser o principal estímulo para a alteração do número de sarcômeros em série. Esses autores escreveram: “parece haver uma resposta muscular à quantidade de tensão passiva ao qual o músculo é submetido.” Nesse estudo, o músculo sóleo de gatos foi desnervado, e em seguida os animais foram divididos em três grupos. O primeiro grupo não foi submetido à imobilização, o segundo e o terceiro tiveram todo membro posterior imobilizado em posição de alongamento ou encurtamento do sóleo, respectivamente. Eles verificaram que, com sóleo desnervado, houve aumento do número de sarcômeros em série para o grupo imobilizado em posição alongada e redução para o grupo imobilizado em posição encurtada. Isto sugere que a sarcomerogênese é decorrente de processos musculares desencadeados por estímulo mecânico. Essa alteração do número de sarcômero em série foi resultado de uma imobilização da UMT em comprimento alongado ou encurtado, mas não demonstra o efeito do alongamento sobre esse mecanismo. O estudo de Williams (1990) ajuda a esclarecer essa lacuna na literatura. Nesse estudo, ratos foram divididos em seis grupos sendo eles: controle, imobilizado sem alongamento, e imobilizado com alongamento de 15, 30, 60 e 120 minutos. O membro posterior dos ratos era imobilizado em posição de extensão para manter o músculo sóleo em posição encurtada, exceto para o grupo controle que não teve o membro imobilizado. Dos cinco grupos que tinham o membro imobilizado, quatro deles tinha a imobilização retirada diariamente e o músculo era alongado entre 15 a 120 minutos de acordo com o grupo. Os autores verificaram que a imobilização em posição encurtada reduziu o número de sarcômeros em série em 19%, e, também, a  $ADM_{máx}$  articular. No entanto, os grupos que alongaram por mais de 30 minutos por dia, mantiveram a  $ADM_{máx}$  articular e aumentaram o número de sarcômeros em série em até 10%. Assim, parece que a tensão passiva gerada pelo alongamento da UMT parece ser um importante estímulo para o aumento do número de sarcômeros em série.

No entanto, pouco se sabe sobre o aumento do número de sarcômeros em série em humanos. Um dos motivos para essa dificuldade é a questão ética envolvida em tais pesquisas. A mensuração direta do número de sarcômeros em série requer a remoção de amostras teciduais ou do músculo estudado. Boakes *et al.* (2007) mensuraram o comprimento do sarcômero em uma garota de 16 anos submetida ao tratamento para aumento do comprimento do membro inferior em quatro centímetros em um período de três meses. Os autores mensuraram o comprimento do sarcômero através de difração laser, durante duas cirurgias com intervalo de oito meses entre elas, e fizeram o acompanhamento do tamanho do fascículo por ultrassonografia aos 2, 3, 8 e 12 meses. Os resultados demonstraram aumento do número de sarcômeros em série (de aproximadamente 25000 para 58650) associado a um aumento do fascículo superior a 100% (de 9 para 19 cm), demonstrando a existência da sarcomerogênese *in vivo*. Devido à dificuldade de mensuração direta *in vivo*, medidas indiretas do comprimento muscular são utilizadas. A curva torque passivo - ADM mostra a variação do torque ao longo do deslocamento articular, e para Gajdosik (2001), a alteração do comprimento muscular pode ser expressa *in vivo* através da modificação da ADM. Deste modo, um possível aumento do comprimento muscular causaria um deslocamento de tal curva para a direita, visto que para atingir um o mesmo comprimento (ou ADM) uma menor força seria necessária. Alteração semelhante foi apresentada através da curva tensão passiva - deformação observada em ratos nos estudos de Goldspink *et al.* (1974) e Williams e Goldspink (1978). Em seres humanos, o deslocamento da curva torque passivo - ADM foi verificado por Toft *et al.* (1989), Guissard e Duchateau (2004), Mahieu *et al.* (2007) e Marshall, Cashman e Cheema (2011). Para entender o mecanismo responsável pelo aumento da ADM, Nakamura *et al.* (2012) mensuraram a  $ADM_{máx}$ , o  $Torque_{máx}$ , o deslocamento da junção miotendinosa e o tamanho fascículo através de ultrassonografia. Após quatro semanas de treinamento, foi verificado aumento significativo da ADM e do deslocamento da junção miotendinosa, sem, no entanto, apresentar alteração do tamanho do fascículo. Tais resultados permitiram aos autores concluir que o treinamento realizado gerou alterações das propriedades biomecânicas UMT,

possivelmente relacionadas à alteração do tecido conectivo, sem alterar o comprimento dos fascículos.

Outra maneira proposta na literatura para se verificar de forma indireta o aumento do número de sarcômeros em série é o deslocamento do pico de torque ativo em uma curva torque ativo – ADM durante uma contração concêntrica (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978). Esse procedimento foi utilizado por Williams e Goldspink (1978), os quais mostraram que o pico de tensão ativo gerado pelo músculo sóleo foi deslocado para menores comprimentos musculares quando houve redução do número de sarcômeros em série. Em seres humanos, o deslocamento do pico de torque ativo dos flexores de joelho foi mostrado pelo estudo de Aquino *et al.* (2010). Esse estudo realizou o treinamento da força dos flexores de joelho em amplitudes iniciais de movimento durante oito semanas, com frequência de três vezes por semana. O resultado demonstrou mudança no pico de torque ativo no sentido da extensão de joelho, sugerindo um aumento do número de sarcômeros em série. No entanto, o estudo Aquino *et al.* (2010) realizou o treinamento de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa pelo mesmo período. O grupo que realizou o treinamento de flexibilidade não apresentou alteração significativa do ângulo de pico de torque. Esse resultado contradiz o estudo de Ferreira, Teixeira-Salmela e Guimaraes (2007). Ferreira, Teixeira-Salmela e Guimaraes (2007) investigaram o efeito de 30 sessões de alongamento dos posteriores de coxa (seis semanas) em adultos jovens, e demonstraram aumento do ângulo de pico de torque. Ambos os estudos realizaram quatro repetições de alongamento com duração de 30 s cada, mas a frequência semanal utilizada no estudo de Ferreira; Teixeira-Salmela e Guimaraes (2007) foi de cinco vezes por semana, enquanto Aquino *et al.* (2010) realizou o treinamento três vezes por semana.

Apesar de haver indícios da sarcomerogênese em alguns estudos em seres humanos (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MAHIEU *et al.*, 2007; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989), inúmeros estudos não encontraram alterações nas curvas torque passivo- ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; REID; MCNAIR, 2004). Uma justificativa para a divergência entre os resultados dos estudos

é a carga de treinamento utilizada, na qual a intensidade do treinamento é pouco controlada e o volume possui grande variação entre estudos.

#### 2.4.2 Propriedades biomecânicas da unidade músculo-tendão (UMT)

A alteração das propriedades biomecânicas da UMT é mencionada na literatura como outro mecanismo que pode explicar os efeitos do treinamento crônico da flexibilidade (MAGNUSSON *et al.*, 1996b; TAYLOR *et al.*, 1990). As propriedades biomecânicas da UMT são quantificadas através das variáveis energia e rigidez. A redução da rigidez muscular é verificada quando uma menor força é necessária para alcançar uma ADM determinada. Isso altera o formato da curva torque passivo - ADM através do deslocamento da curva para a direita ou reduzindo a sua inclinação. Dessa forma, a redução da inclinação da curva torque passivo – ADM representaria uma redução dos valores da rigidez, enquanto a menor área abaixo dessa curva representaria uma redução dos valores energia.

Poucos estudos crônicos apresentaram alterações na rigidez após o treinamento da flexibilidade em seres humanos (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; NAKAMURA *et al.*, 2012; TOFT *et al.*, 1989). Como mencionado, a alteração da rigidez após o treinamento da flexibilidade pode representar uma alteração nas propriedades viscoelásticas da UMT ou no aumento do comprimento da UMT através do aumento do número de sarcômeros em série. Como a rigidez não se modificou após três semanas (MAGNUSSON *et al.*, 1996a), quatro semanas (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994) ou seis semanas de treinamento (BEN; HARVEY, 2010), as alterações das propriedades viscoelásticas do músculo em seres humanos submetidos a um treinamento crônico de flexibilidade ainda é controversa e necessita ser investigada. Weppeler e Magnusson (2010), em um estudo de revisão, concluíram que são necessários estudos controlados sobre o efeito crônico do alongamento com durações superiores a oito semanas, uma vez que intervenções com duração de três e oito



semanas de treinamento não conseguiram mostrar alteração da curva torque passivo - ADM.

### 2.4.3 Aumento da tolerância ao alongamento

Outro mecanismo para explicar a melhora da flexibilidade é o aumento da tolerância ao alongamento. Um aumento da tolerância ao alongamento tem sido compreendido como aumento capacidade do voluntário suportar tensão muscular passiva, e é verificado através do aumento da  $ADM_{máx}$  associada ao aumento do  $Torque_{máx}$ , sem alterações das variáveis biomecânicas energia e rigidez. Segundo Halbertsma e Goeken (1994), após quatro semanas de treinamento da flexibilidade dos músculos posteriores da coxa houve aumento da  $ADM_{máx}$  e do  $Torque_{máx}$ , sem alteração da rigidez. Desta forma, os autores concluíram que as alterações encontradas após o treinamento foram decorrentes de uma maior tolerância ao alongamento. Segundo Magnusson *et al.* (1996c), após o treinamento de flexibilidade passiva dos posteriores da coxa por 20 dias com duas sessões diárias (5 repetições de 45 s cada), não houve alteração da rigidez, energia, EMG, pico de torque, torque final e  $\Delta$  torque para a mesma ADM do pré-teste, o que sugere que não houve alteração das propriedades biomecânicas da UMT. Por esse motivo, os autores sugeriram que a alteração da ADM após o treinamento foi decorrente de uma maior tolerância a dor. Resultados semelhantes foram encontrados por Ben e Harvey (2010), Gajdosik (1991), Folpp *et al.* (2006), Laroche e Connolly (2006) e Reid e McNair (2004). Os dados do estudo de Marshall, Cashman e Cheema (2011) não corroboram com os estudos acima. Esse estudo propôs uma metodologia para a avaliação da tolerância ao alongamento, diferentemente dos estudos anteriormente citados que inferiram o aumento da tolerância ao alongamento pelo aumento da ADM sem a alteração da propriedade biomecânica da UMT. Para avaliar a tolerância ao alongamento, foi proposta a utilização da escala visual analógica, onde 0 representa sem dor e 10 a pior dor que já sentiu. Os voluntários faziam uma marcação vertical na

escala que representasse a maior intensidade de dor percebida durante o teste. Os resultados do estudo de Marshall, Cashman e Cheema (2011) mostraram que, após quatro semanas de treinamento, não houve alteração da tolerância ao alongamento. Para Magnusson *et al.* (1996a), o aumento da tolerância ao alongamento parece estar relacionado com os nociceptores presentes nos músculos e articulações. Contudo, os mecanismos relacionados à tolerância ao alongamento ainda não são conhecidos. No entanto, diferentemente da alteração biomecânica, que é comumente mensurada através da rigidez (WEIR; TINGLEY; ELDER, 2005), não existe consenso quanto a uma variável a ser utilizada para a mensuração da tolerância ao alongamento (MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011). A primeira sensação de alongamento, mensurada como uma função da ADM, é a variável sugerida e utilizada por Halbertsma, Van Bolhuis e Goeken (1996), Halbertsma e Goeken (1994) e Ylinen *et al.* (2009).

#### 2.4.4 Adaptações neurais

As adaptações neurais, como efeito crônico do alongamento, ainda permanecem controversas. Estudos sobre o efeito crônico do treinamento da flexibilidade no reflexo miotático (reflexo-T) e reflexo de Hoffman (reflexo-H) ainda são bastante escassos (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; HAYES *et al.*, 2012). Guissard e Duchateau (2004) propuseram que as adaptações neurais, caracterizadas pela redução dos reflexos T e H, são responsáveis por parte da melhora da ADM após o treinamento.

Guissard e Duchateau (2004) verificaram redução do reflexo-T na 20ª e 30ª sessão de treinamento da flexibilidade. O reflexo-H apresentou diferença significativa apenas na 30ª sessão. No entanto, a ADM apresentou aumento significativo na 10ª, 20ª e 30ª sessão, mesmo sem alteração significativa dos parâmetros neurais. Hayes *et al.* (2012) não encontraram alteração do reflexo-H após seis semanas de

treinamento. Esses autores concluíram que as adaptações neurais não exerceram influência sobre o ganho de ADM.

Mesmo que haja alterações significantes dos mecanismos neurais após o treinamento de flexibilidade, a influência desse mecanismo, em estudos até seis semanas, sobre o ganho de ADM parece ser pequena. Guissard e Duchateau (2004) encontraram baixa correlação ( $r=0,23$ ,  $p>0,05$ ) entre a redução da rigidez e o reflexo H, mostrando que a redução nos mecanismos neurais não é suficiente para reduzir a resistência da UMT ao alongamento, como hipotetizado. Por sua vez, foi observada uma alta relação entre a redução da rigidez e o aumento da ADM ( $r^2=0,88$ ;  $p<0,001$ ), demonstrando a importância das alterações teciduais no ganho de ADM. Outro ponto importante que demonstra a pequena influência desse mecanismo foi a manutenção do ganho de ADM (22,7%) após 30 dias de interrupção do treinamento, mesmo com o retorno dos reflexos H e T aos valores pré-teste. Esse resultado corrobora com o estudo *in vitro* de Taylor *et al.* (1990). Taylor *et al.* (1990) compararam o comportamento da UMT de coelhos enervados e denervados quando submetidos a deformação de 10% em quatro velocidades de alongamento distintas. O resultado desse estudo não verificou diferença significativa entre as UMT enervadas e denervadas para as variáveis pico de força ou energia nas velocidades estudadas.

## 2.5 Efeito do destreinoamento

O treinamento da flexibilidade é comumente utilizado para o aumento da ADM em modalidades esportivas e em tratamentos fisioterápicos. No entanto, pouco se tem estudado sobre o tempo de permanência desses efeitos após a interrupção do treinamento (efeito do destreinoamento) (GUSSARD; DUCHATEAU, 2004; WALLIN *et al.*, 1985; WILLIAMS; ODLEY; CALLAGHAN, 2004; WILLY *et al.*, 2001).

Guissard e Duchateau (2004) investigaram o efeito de seis semanas de alongamento passivo estático, seguido de um mês de destreinoamento. Ao final do destreinoamento, 74% do aumento da ADM obtido com o treinamento continuava

presente. Dados do estudo de Williams, Odley e Callaghan (2004) e Zebas e Rivera (1985) corroboraram com os resultados de Guissard e Duchateau (2004). No entanto, Willy *et al.* (2001) encontraram resultados diferentes, visto que após quatro semanas de destreinamento os valores de ADM não apresentaram diferença significativa do pré-teste. Os estudos encontrados apresentaram durações semelhantes de treinamento (seis semanas) e destreinamento (quatro semanas) (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; WILLIAMS; ODLEY; CALLAGHAN, 2004; WILLY *et al.*, 2001; ZEBAS; RIVERA, 1985), o que facilita a comparação dos resultados. A manutenção parcial do ganho de ADM encontrado por Guissard e Duchateau (2004), Zebas e Rivera (1985) e Williams, Odley e Callaghan (2004) pode ter sido favorecido pela diferença de duas semanas encontrada entre o período de treinamento e destreinamento. O menor período de destreinamento pode não ter propiciado tempo suficiente para que as variáveis retornassem aos valores pré-treinamento. No entanto, a divergência entre o resultado de Willy *et al.* (2001) e o dos demais estudos, pode ter sido resultado da diferença nas cargas de treinamento. Willy *et al.* (2001) realizaram o menor volume de treinamento, duas repetições de 30 segundos, enquanto os demais estudos realizaram volumes superiores a quatro repetições por sessão. Esse menor volume de treinamento pode ter levado a um aumento de  $ADM_{máx}$  pouco superior ao intervalo de confiança da variável, favorecendo o seu retorno a valores estatisticamente similares ao pré-teste.

Wallin *et al.* (1985) estudaram o efeito da frequência de treinamento necessária para a manutenção dos ganhos de ADM. Os voluntários realizaram durante 30 dias a técnica FNP contração relaxamento (CR) três vezes por semana. Entre os dias 31 e 60, todos os voluntários foram divididos em grupos, e realizaram alongamentos, com a técnica CR, com frequências de uma, três ou cinco vezes por semana. Os resultados mostraram que os voluntários obtiveram ganhos significantes de ADM nos primeiros 30 dias. Entre os dias 31 a 60, os voluntários que realizaram alongamentos uma vez por semana mantiveram os ganhos obtidos nos primeiros 30 dias, enquanto os voluntários que treinaram três ou cinco vezes por semana obtiveram ganhos significantes. A frequência de cinco vezes por semana apresentou ganhos superiores à três vezes por semana entre os dias 31 a 60.

A manutenção de parte dos ganhos durante o destreino parece estar relacionada a adaptações teciduais como a alterações do tecido conectivo (GOSSELIN *et al.*, 1998). O estudo de Guissard e Duchateau (2004) mostrou que a relação  $H_{max}/M_{max}$  retornou aos valores de controle (pré-teste) após os 30 dias de destreino, mas a rigidez continuava significativamente menor do que no início do experimento. Assim, esse aumento remanescente da ADM não poderia ser justificado por adaptações neurais.

Os mecanismos relacionados com a manutenção ou redução da  $ADM_{max}$  com o destreino ainda são pouco conhecidos. O estudo de Guissard e Duchateau (2004) demonstrou que os mecanismos neurais apresentaram um retorno a níveis pré-treino após quatro semanas. No entanto, a contribuição dos mecanismos sensoriais e biomecânicos no destreino carece de estudo.

### **3 MÉTODOS**

#### **3.1 Delineamento do estudo**

O presente estudo constitui-se em um estudo longitudinal com delineamento experimental com grupos casualizado.

#### **3.2 Cuidados Éticos**

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG, parecer nº. ETIC 240.813 (ANEXO A) e foram respeitadas todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (1997) envolvendo pesquisas com seres humanos. Antes de iniciarem a participação neste projeto, os voluntários receberam todas as informações quanto ao processo metodológico e objetivos, assinaram o termo de consentimento (ANEXO B) e foram informados de que poderiam abandonar a pesquisa a qualquer momento. Foram tomadas todas as precauções no intuito de preservar a privacidade dos voluntários, estando à saúde e o bem estar destes sempre acima de qualquer outro interesse.

#### **3.3 Cálculo Amostral**

Primeiramente foram definidas as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$  e rigidez como as variáveis primárias do estudo. Com base em uma pesquisa prévia com duração de seis semanas (PEIXOTO, 2007) em que foram utilizadas as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{Torque}$ , rigidez, energia, a variável rigidez

apresentou o maior coeficiente de variação (25,4%) e o cálculo amostral para o presente estudo foi realizado considerando essa variável. O tamanho amostral foi calculado através do programa *GPower* 3.0 (Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Alemanha). Para a análise estatística adotada nesse estudo, foi realizado o cálculo amostral do tipo “a priori” para ANOVA para o efeito do tamanho de 0,23 e objetivando um poder de 0,90. O resultado dos cálculos realizados apresentou um  $n$  total de 21. Devido à possibilidade de desistência ou exclusão de alguns indivíduos (perda amostral), optou-se por coletar, por segurança, um  $n$  total de 30 voluntários.

### 3.4 Amostra

Participaram deste estudo 30 voluntários do sexo masculino com idades entre 17 e 36 anos, estudantes da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve, 2) não estarem participando de qualquer atividade que envolvesse o treinamento de flexibilidade ou força para membros inferiores nos últimos seis meses, 3) Possuir ADM de extensão do joelho inferior 120 graus (140 graus extensão máxima de joelho), quando posicionado no *aparelho flexmachine*.

Os critérios para exclusão foram: 1) por livre e espontânea vontade do voluntário; 2) sofrerem lesão musculoesqueléticas de membros inferiores ou coluna; 3) não ter comparecido aos locais de coleta no dia e hora programados; 4) alcançar a extensão completa do joelho durante as medidas da  $ADM_{máx}$ ; 5) apresentarem resultados que não alcançassem os critérios técnicos relativos à análise dos dados.

Devido as características longitudinais do estudo, não concluíram o estudo 10 voluntários pelos seguintes motivos: não retornaram após a familiarização (3), por lesões de membros inferiores (2), problemas pessoais (1), troca de instituição de ensino (1), não compareceram à sessão de destreinamento (3). Desta forma,

concluíram o estudo 11 voluntários do grupo treinamento e 9 voluntários do grupo controle. Um dos participantes do grupo controle foi excluído da análise estatística por apresentar padrão *outlier* em diversas variáveis.

Os dados referentes as características da amostra estão presentes na TABELA 1.

TABELA 1 - Médias e desvios-padrão (dp) referentes à idade, massa corporal e estatura dos grupos treinamento (n=11) e controle (n=8).

	Grupos	
	Treinamento	Controle
<b>Idade (anos)</b>	21,4 ± 1,7	21,1 ± 5,9
<b>Massa Corporal (kg)</b>	70,9 ± 11,0	71,9 ± 6,9
<b>Estatura (cm)</b>	172,6± 5,8	174,9± 7,5

### 3.5 Procedimentos

Durante o estudo, os voluntários foram submetidos a uma sessão de familiarização, três sessões de teste no aparelho *flexmachine*, duas sessões de avaliação da força no dinamômetro isocinético, uma sessão de ressonância magnética e os voluntários que realizaram o treinamento da flexibilidade atenderam a 40 sessões de alongamento (FIGURA 5).

Na sessão de familiarização, foram realizadas medidas antropométricas e a aferição da massa do segmento perna-pé. Em seguida, os voluntários foram posicionados no aparelho *flexmachine* e todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para serem utilizados nos treinamentos e nos testes (procedimentos para mensuração das variáveis estudadas).



Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e foram autorizados a iniciar a familiarização no aparelho *flexmachine*.

A marcação dos horários de coleta foi realizada pelos próprios voluntários após a familiarização, cientes de que todo o procedimento levaria cerca de uma hora, e que o mesmo horário deveria ser respeitado para todos os testes. Os testes ocorreram antes e depois de 10 semanas do treinamento, e 10 semanas após a interrupção do treinamento (destreinamento).

Para os testes no aparelho *flexmachine*, a região sobre o músculo semitendinoso de ambos os membros inferiores foi tricotomizada e os eletrodos passivos para eletromiografia foram posicionados. Os voluntários foram posicionados no aparelho *flexmachine* e as instruções fornecidas durante a familiarização foram repetidas. Cada voluntário foi submetido à três tentativas válidas de extensão passiva do joelho com cada membro inferior, durante as quais, as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , EMG e PSDA foram mensuradas.

Os voluntários foram aleatoriamente divididos nos grupos controle (C) e treinamento. O grupo treinamento realizou a técnica de alongamento técnica ângulo constante (AC) em um membro inferior, enquanto o membro inferior contralateral realizou a torque constante (TC). A técnica a ser executada em cada um dos membros inferiores foi determinada de maneira aleatória. O conjunto de membros inferiores submetido a técnica de alongamento AC será denominado a partir desse ponto como grupo AC, enquanto o submetido a técnica de alongamento TC será denominado grupo TC.

Os grupos AC e TC realizaram 10 semanas de treinamento com frequência de quatro vezes por semanas. A carga de treinamento para ambas as técnicas de alongamento foi de seis repetições com duração de 30s cada e pausa de aproximadamente 10 s entre as repetições.

O teste de força foi realizado através do dinamômetro isocinético (Byodex System 4 pro, Biodex Medical Systems, EUA) até sete dias após o teste no aparelho *flexmachine*. Os voluntários foram posicionados e realizaram cinco repetições para a familiarização com o procedimento. Uma pausa de cinco minutos ocorreu entre a

familiarização e a coleta. A avaliação consistiu de seis repetições máximas com ações concêntricas de flexores e extensores de joelho (HOUSH *et al.*, 1992; LENAERTS; VERBRUGGEN; DUQUET, 2001) à uma velocidade de 60°/s (GREGO NETO; MANFFRA, 2009; ZAZÁ; MENZEL; CHAGAS, 2010). Todos os voluntários realizaram o teste com ambos os membros inferiores antes e após as 10 semanas de treinamento.

O exame de ressonância magnética foi realizado através do aparelho da marca *GE Signa* (General Electric Company, Milwaukee, EUA) para a obtenção da AST dos músculos posteriores da coxa no pós-teste. As imagens foram feitas no plano transversal de ambas as coxas no início do terço distal do fêmur, cujo comprimento foi mensurado com uma fita métrica entre a prega inguinal e a borda superior da patela. De acordo com Narici, Roi e Landoni (1988), é no terço distal do fêmur que se encontra a maior AST dos músculos posteriores da coxa.

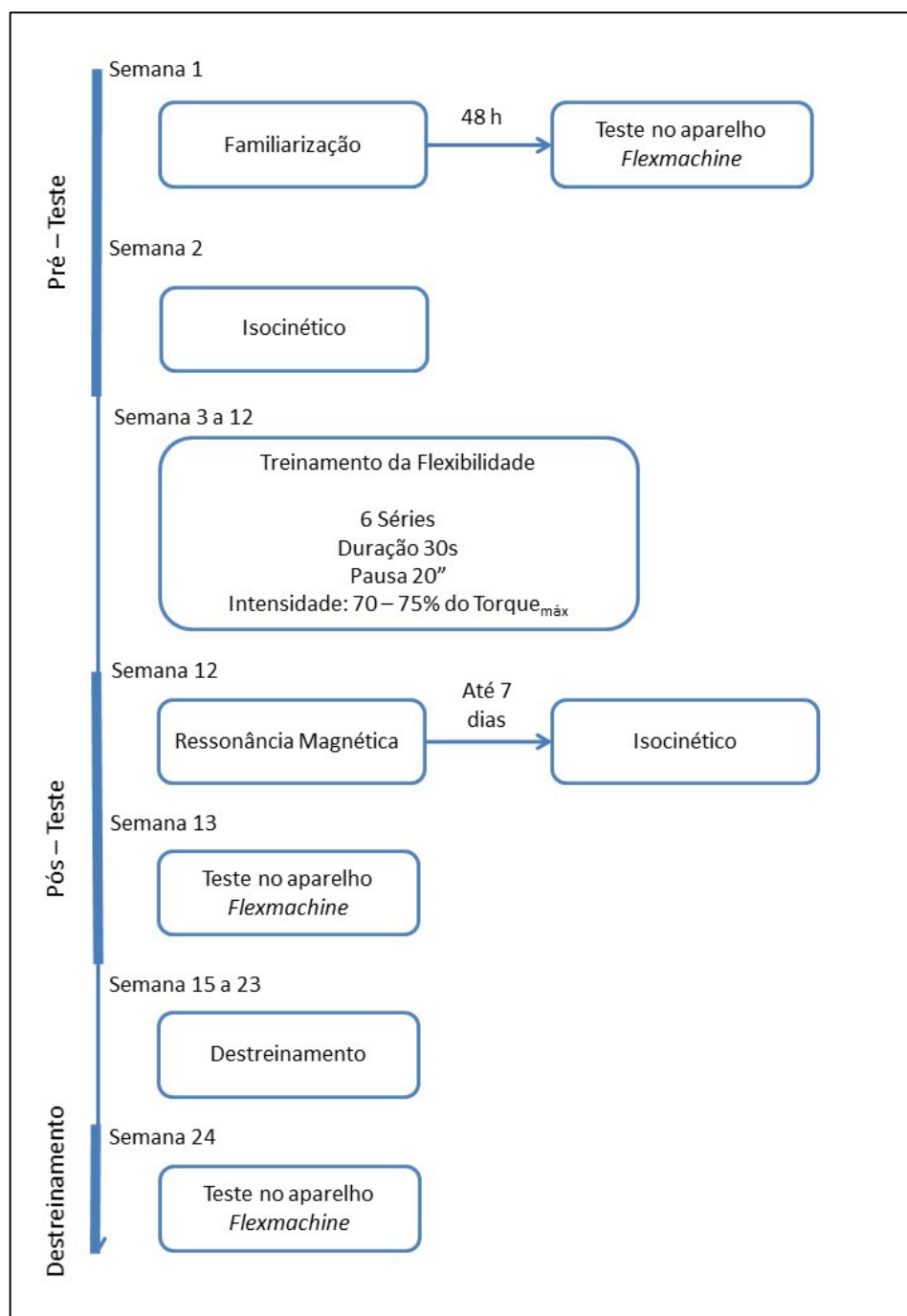


FIGURA 5- Procedimentos experimentais

## 3.6 Instrumentação

### 3.6.1 Aparelho *flexmachine*

#### Descrição do aparelho

O aparelho isocinético denominado *flexmachine* (CABIDO *et al.*, 2014; PEIXOTO *et al.*, 2011), desenvolvido pelo laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP), foi utilizado para a mensuração das variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , EMG e PSDA de maneira sincronizada, assim como, para o alongamento dos músculos posteriores da coxa durante o treinamento da flexibilidade (FIGURA 6).

O aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Estas cadeiras possuem ajustes de altura, encosto a  $95^\circ$  em relação ao assento e um desnível na região posterior do assento, com a finalidade de minimizar a báscula posterior do quadril. Para minimizar qualquer movimento compensatório, na pelve e nos membros inferiores, foram utilizadas cintas sobre as espinhas Ilíacas ântero-superiores e no terço distal da coxa.

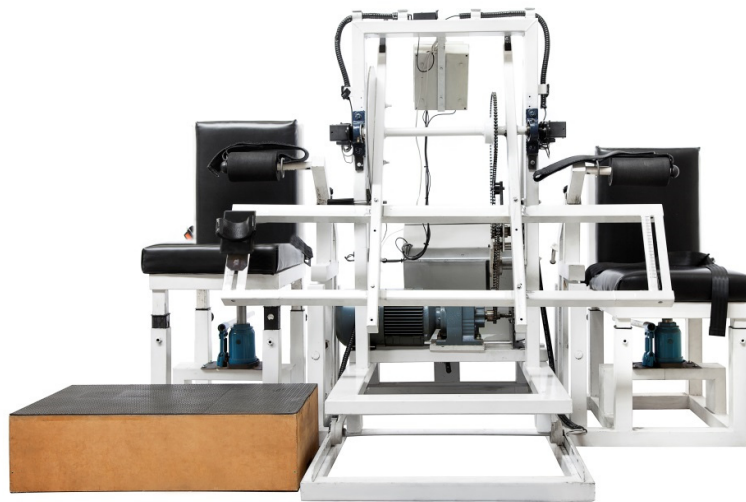


FIGURA 6 - Aparelho *flexmachine*

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

Suportes com ajustes de comprimento fixados às cadeiras possibilitam sustentar o membro inferior testado a 45° de flexão de quadril a partir da posição sentada. De acordo com Magnusson *et al.* (1996b), essa posição do membro inferior examinado permite o alongamento dos músculos flexores do joelho com mínima participação de estruturas anatômicas que limitam a extensão passiva do joelho, como a cápsula articular posterior.

Sobre o braço mecânico está localizada uma plataforma de força cujo posicionamento é ajustável individualmente (FIGURA 7). Esse braço mecânico é movimentado por um motor (SEW eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), cujo acionamento ocorre por meio de um dispositivo manual com dois botões, sendo um para subir e outro para descer. A amplitude de movimento do braço mecânico foi registrada por um potenciômetro localizado no eixo de rotação. Para garantir a segurança dos indivíduos, o ângulo máximo do braço mecânico foi limitado por uma interface homem-máquina (IHM). O valor do ângulo máximo do braço mecânico foi programado para 138°, o que corresponde a 2° de flexão do joelho (utilizando 0° como a extensão

completa do joelho). O aparelho *flexmachine* permite um deslocamento horizontal que possibilita o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur. Para isso, uma ponteira laser, localizada no eixo do braço mecânico, foi alinhada ao marcador previamente colocado sobre côndilo lateral do fêmur.

Para a calibração do potenciômetro presente no aparelho *flexmachine* foi utilizado um goniômetro digital Bosch (precisão de  $0,5^\circ$ ). Através do software DasyLab 11.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany), a voltagem do potenciômetro foi medida na posição inicial e final. O delta dos valores da ADM foi dividido pelo delta da voltagem possibilitando encontrar a variável  $x$  da equação linear ( $f(x)=ax + b$ ) que explica o comportamento linear do potenciômetro. Em seguida, o braço foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo o erro inferior a  $1^\circ$ .

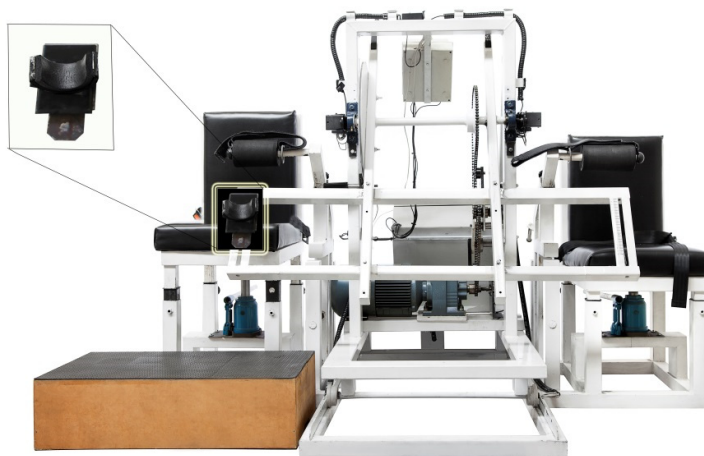


FIGURA 7 - Plataforma de força posicionada no braço mecânico

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

Durante a mensuração um segundo dispositivo manual foi utilizado pelos voluntários. Neste dispositivo existe um botão que era pressionado quando o indivíduo

percebia a primeira sensação de alongamento (PSDA) na região posterior da coxa (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994).

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representaram a resistência muscular ao alongamento, a massa do segmento perna-pé foi mensurada para a correção do torque em relação à gravidade. A correção da gravidade durante o deslocamento angular do *flexmachine* foi realizado subtraindo da força mensurada o resultado da multiplicação entre o seno do ângulo e a massa do segmento perna-pé. As massas do membro direito e esquerdo foram mensuradas posicionando os voluntários em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira, com o quadril e joelho a 90° e a perna apoiada sobre a plataforma de força.

O potenciômetro, a plataforma de força (Refitronic®, Schmitt, Germany), o dispositivo para registro da primeira sensação de alongamento e a Eletromiografia (EMG) (*Biovision, Wehrheim, Alemanha*) foram interligado ao computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation (DT BNC Box USB 9800 Series)* e os dados mensurados foram armazenados de maneira sincronizada. O programa utilizado para a coleta e análise dos dados foi o *DASYlab 11.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany)*.

#### Posicionamento do Voluntário

Cada voluntário foi posicionado no aparelho *flexmachine* com o terço distal do membro inferior a ser examinado sobre o suporte para a coxa (FIGURA 8). Utilizando um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados para posicionar o quadril a 135° de flexão (45° em relação ao assento). A cadeira e o braço mecânico foram ajustados para alinhar o côndilo lateral do fêmur do membro inferior a ser examinado ao eixo do braço mecânico. A plataforma de força foi posicionada a uma distância de aproximadamente dois cm acima do maléolo e o membro inferior a ser examinado foi posicionado sobre ela. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada.



FIGURA 8 - Posicionamento do voluntário no aparelho *flexmachine*.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

### 3.6.2 Eletromiografia

A captação da atividade eletromiográfica foi realizada com o equipamento da biovision (*Biovision, Wehrheim, Alemanha*), utilizando eletrodos autoadesivos ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata - *Midi-Trace® 200 Foam, Graphic Controls Corporation-Canadá*) com amplificação (500 vezes) e configuração bipolar. A atividade eletromiográfica foi coletada com frequência de amostragem de 4000Hz. Os locais de posicionamento dos eletrodos foram previamente tricotomizados, higienizados com álcool a 96° e marcados com caneta hidrocor permanente.

Com os voluntários em decúbito ventral a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia foram identificados, e uma linha traçada entre eles. Um



eletrodo foi colocado no ponto médio dessa linha e o segundo eletrodo imediatamente acima (FIGURA 9), seguindo a orientação das fibras musculares. Em seguida, foi solicitada uma contração isométrica de flexão do joelho para conferência da correta localização dos eletrodos. Esse procedimento teve como objetivo captar a atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso. McHugh *et al.* (1992) descreveram que esta forma de posicionamento dos eletrodos permite captar maior atividade eletromiográfica durante uma flexão de joelho. Em seguida, o eletrodo de referência foi posicionado sobre o côndilo lateral do fêmur.



FIGURA 9 - Localização e colocação dos eletrodos de superfície sobre o semitendinoso.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

A EMG foi utilizada para evitar a influência de uma possível contração muscular sobre o torque mensurado durante o teste no aparelho *flexmachine*. Este processo ocorreu nas seguintes etapas para todas as tentativas: 1ª) a RMS (*root mean square*, RMS) da atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso foi calculada durante os dois segundos iniciais da avaliação; 2ª) a média dos valores do período

somado a dois desvios padrão foi considerada como a atividade eletromiográfica basal; 3ª) durante a avaliação, a atividade eletromiográfica foi constantemente comparada com o valor basal; 4ª) e caso o valor basal fosse ultrapassado, o programa DASyLab 11.0 imediatamente indicava o momento exato em que o limiar foi excedido. Casos onde o sinal eletromiográfico ultrapassou os valores basais, a curva torque passivo – ADM foi analisada apenas até a ADM anterior (100ms) ao momento em que o limiar foi excedido. Casos onde o sinal eletromiográfico não ultrapassou os valores basais, toda a curva torque passivo – ADM foi utilizada para análise. O procedimento descrito anteriormente foi utilizado para o cálculo das variáveis rigidez e energia, e assegura que a curva analisada é prioritariamente passiva. Para que essas variáveis sejam calculadas para a mesma porção da curva torque passivo – ADM, e permita a comparação dos resultados, o menor valor de ADM determinada pelo sinal eletromiográfico, no pré-teste, pós-teste e destreinamento, foi utilizado para determinar a porção da curva utilizada.

Todo o sinal eletromiográfico foi filtrado com filtro *Butterworth* de 2ª ordem com passa-faixa de 15 -300Hz e, para minimizar a influência da rede elétrica sobre o sinal eletromiográfico, foram subtraídos do sinal a frequência de 50-60Hz através do filtro *Butterworth* de 2ª ordem com passa-faixa de 50-60Hz (*Notch filter*).

### 3.6.3 Medidas Antropométricas

A mensuração da massa e estatura dos voluntários foi realizada com a utilização de uma balança Filizola e do estadiômetro acoplado a este equipamento, com precisões de 0,1 kg e 0,5 cm, respectivamente.

### 3.6.4 Dinamômetro Isocinético

O aparelho isocinético (Biodex System 4 pro, Biodex Medical Systems, EUA) foi utilizado para a mensuração das variáveis ângulo de pico de torque, e pico de torque dos músculos flexores do joelho (FIGURA 10). Os Voluntários foram posicionados sentados no equipamento com tronco ereto e quadril com flexão de 90°. Cintas de velcro foram firmemente colocadas sobre o tórax, pelve e porção distal da coxa. O côndilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo do aparelho e a perna, acima do maléolo lateral, fixada ao braço do equipamento. Todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para serem utilizados nas avaliações seguintes. O braço do equipamento foi posicionado a 27° de flexão de joelho (0° sendo extensão total do joelho) para a mensuração da massa da perna, e o valor mensurado foi utilizado automaticamente pelo equipamento para a correção da massa do segmento pela gravidade. A ADM de flexão do joelho foi então determinada pelo avaliador para que o movimento ocorra entre 0 a 90° de flexão de joelho (AQUINO *et al.*, 2010). Foram realizadas cinco repetições submáximas para a preparação, e após três minutos de descanso, foram executadas seis repetições máximas concêntricas dos músculos posteriores da coxa e concêntricas de extensores do joelho (HOUSH *et al.*, 1992; LENAERTS; VERBRUGGEN; DUQUET, 2001) a uma velocidade de 60°/s (GREGO NETO; MANFFRA, 2009; ZAZÁ; MENZEL; CHAGAS, 2010). Durante a análise dos dados desse equipamento foram excluídos (“janelados”) os oito graus iniciais e finais do movimento, resultando em uma ADM entre 8 e 82° de flexão de joelho. Dos valores mensurados nas seis repetições, foram excluídos o maior e o menor valor, e a média dos quatro valores restantes foi realizada. O coeficiente de correlação intraclasse (CCI<sub>3,1</sub>) foi de 0,73 e o erro padrão da medida foi 7,16° (17,11%).



FIGURA 10 - Aparelho Isocinético Biodex System 4 Pro

Fonte: [www.Biodex.com](http://www.Biodex.com)

### 3.6.5 Exame por Imagem de Ressonância Magnética

O aparelho de ressonância magnética da marca *GE Signa* (General Electric Company, Milwaukee, EUA) foi utilizado para a mensuração da AST dos músculos posteriores da coxa. As imagens foram feitas no plano transversal de ambas as coxas no início do terço distal do fêmur, cujo comprimento foi mensurado com uma fita métrica entre a prega inguinal e a borda superior da patela. De acordo com Narici, Roi e Landoni (1988) e Cotofana *et al.* (2010), é no terço distal do fêmur que se encontra a maior AST dos músculos posteriores da coxa. As imagens de ressonância magnética foram obtidas no pós-teste, em parceria com a ECOAR (ECOAR Mecedina Diagnóstica, Belo Horizonte, Brasil), através do aparelho *GE Signa* de 1,5 Tesla, com ponderação em T1, tempo de repetição de 300 ms, tempo de eco de 12 ms, matriz de 256 x 256, campo de visão de 400 mm, espessura do corte de 10 mm e intervalo entre os cortes de 1,0 mm.

A realização da ressonância magnética no pós-teste foi necessária para permitir que o cálculo da rigidez fosse realizado considerando a AST muscular de cada

membro inferior. O estudo de Chleboun *et al.* (1997) demonstrou que existe uma alta correlação entre a AST muscular e a rigidez ( $r=0,92$ ). Por esse motivo, a mensuração da AST permitiu comparar a rigidez da UMT levando em consideração possíveis diferenças de AST entre os membros inferiores.

### 3.7 Protocolo de Teste

#### 3.7.1 $ADM_{m\acute{a}x}$ , $Torque_{m\acute{a}x}$ e PSDA

O protocolo de teste adotado no presente estudo foi similar ao utilizados em estudos prévios (CABIDO *et al.*, 2014; MAGNUSSON *et al.*, 1998; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; PEIXOTO *et al.*, 2011).

Padronização para o teste: Foram realizadas três tentativas válidas para cada membro inferior em todos os testes. Em cada tentativa, o joelho foi estendido passivamente a uma velocidade de  $5^{\circ}/s$  (BLACKBURN *et al.*, 2004; GRILL; HALLETT, 1995), até o alcance da  $ADM_{m\acute{a}x}$ , e, em seguida, retornava a posição inicial. A  $ADM_{m\acute{a}x}$  foi definida como a maior ADM suportada pelo voluntário. O intervalo entre cada tentativa foi de aproximadamente 15 s, tempo necessário para ajustar o programa.

Execução do teste: O voluntário, já devidamente posicionado no aparelho, recebia dois dispositivos, sendo um para o acionamento do motor e outro para registro da PSDA. Ao comando do avaliador, o voluntário apertava o botão de subida no dispositivo de acionamento do motor, iniciando a extensão de joelho. À primeira sensação de alongamento o voluntário pressionava o botão do dispositivo da PSDA que registrava a ADM ( $PSDA_{ADM}$ ) e torque ( $PSDA_{torque}$ ) correspondente ao momento que o dispositivo da PSDA foi acionado. Ao alcançar a  $ADM_{m\acute{a}x}$ , o voluntário soltava o botão de subida do controle de acionamento do motor e, imediatamente, acionava o

botão responsável por descer o braço mecânico até que este retornasse à posição inicial.

Variáveis investigadas:  $ADM_{m\acute{a}x}$ , torque passivo máximo e PSDA ( $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$ ). O coeficiente de correlação intraclasse ( $CCI_{3,1}$ ) e o erro padrão da medida para as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$ ,  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$  foram respectivamente, 0,97 e 2,04° (3,28%), 0,90 e 3,89Nm (6,91%), 0,83 e 4,31° (11,66%) e 0,931 e 4,63Nm (18,17%).

### 3.7.2 Mensuração da AST

A AST total ( $cm^2$ ) dos músculos posteriores da coxa é a soma das AST dos músculos semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral. O contorno da borda de cada músculo foi realizado por meio do programa OsiriX versão 5.6 (FIGURA 11). Segundo Magalhães (2010), o coeficiente de correlação intraclasse ( $CCI_{1,1}$ ) para a área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa foi de 0,98 e o erro padrão da medida de 0,59 cm.

### 3.7.3 Cálculo da Rigidez Relativizada

O *stress* ( $N.m/cm^2$ ) sobre os músculos posteriores da coxa decorrente do alongamento muscular foi calculado dividindo o valor do torque passivo ( $N.m$ ) pela AST muscular ( $cm^2$ ), assumindo que a distribuição do estresse é uniforme entre esses músculos (MAGNUSSON *et al.*, 2000). Os valores do estresse passivo foram representados graficamente pela curva estresse passivo - ADM dividida em três terços iguais. A rigidez passiva relativizada, definida operacionalmente por rigidez relativizada ( $N.m.cm^{-2}/^\circ$ ), foi calculada pela inclinação do 3º terço da curva estresse passivo - ADM. A confiabilidade intraexaminador para esse procedimento foi entre 0,92 e 0,98 e o erro padrão da medida entre 0,20 e 0,11 (MAGALHÃES, 2010).

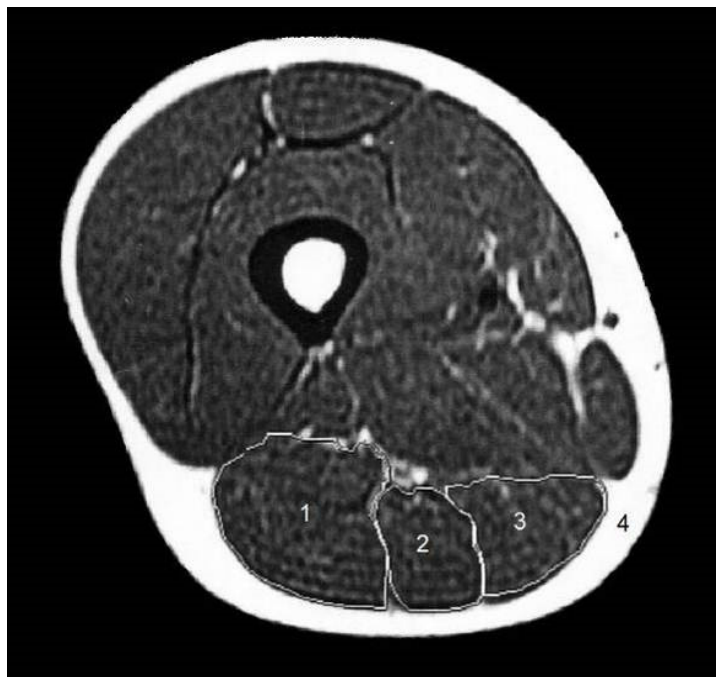


FIGURA 11 - Imagem de ressonância magnética no plano transverso da coxa.

1- músculo bíceps femoral (cabeça longa e curta), 2- músculo semitendinoso, 3- músculo semimembranoso.

Fonte: Arquivo de imagens do BIOLAB.

### 3.8 Protocolo de treinamento

O treinamento da flexibilidade foi realizado quatro vezes por semana, durante 10 semanas. As técnicas de alongamento utilizadas foram a ângulo constante (AC) e a torque constante (TC), ambas com a carga de treinamento de seis repetições com duração de 30 s (AYALA; ANDUJAR, 2010; YLINEN *et al.*, 2009), com pausa

entre as repetições de aproximadamente 10 s, totalizando 180 s de alongamento por sessão. A contagem dos 30 s de alongamento foi iniciada a partir do momento em que o torque determinado para o voluntário era alcançado. Um volume total de 7200 segundos foi realizado durante o período de treinamento. Esse volume foi calculado para ser superior a outros estudos que encontraram alterações da rigidez com volumes entre 1800 e 4500 s por exercício (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989). A velocidade de alongamento foi fixada em 5°/s (GRILL; HALLETT, 1995).

Devido às diferenças entre as técnicas de alongamento AC e TC, foi utilizado o Torque<sub>máx</sub> como parâmetro de intensidade para os treinamentos. Nas primeiras duas semanas uma intensidade de 70% do Torque<sub>máx</sub> foi utilizada, e nas semanas seguintes a intensidade de 75%. Para a atualização dos valores de intensidade (torque), o teste no aparelho *flexmachine* foi realizado a cada duas semanas (WEIR *et al.*, 1997). Assim, todos os voluntários, de ambas as técnicas, alcançaram esses valores de torque, individualmente calculados, em todas as repetições. O grupo TC alcançava o torque determinado em cada repetição e o mantinha pelo tempo de 30 s, enquanto o grupo AC alcançava o torque determinado em cada repetição e o ângulo do braço mecânico permanecia imóvel pelo tempo de 30 s (ADM constante). Para ambos os grupos de treinamento o torque determinado poderia corresponder a maiores valores de ADM na repetição subsequente. A manutenção do torque durante a realização da técnica TC foi realizada pelo voluntário por meio do aumento da extensão de joelho ADM, quando necessário. O torque determinado e o torque mensurado eram constantemente visualizados pelo voluntário por meio de um monitor localizado em frente ao mesmo. Procedimento similar ao realizado no estudo de Cabido *et al.* (2014).



### 3.9 Variáveis Estudadas

TABELA 2 - Descrição das variáveis

Variáveis	Descrição
$ADM_{m\acute{a}x} (^{\circ})$	Maior ângulo de extensão do joelho registrado durante o teste.
$Torque_{m\acute{a}x}$ (N.m)	Maior valor de torque registrado durante o teste.
$PSDA_{ADM} (^{\circ})$	Ângulo de extensão do joelho no momento da primeira sensação de alongamento na região posterior da coxa.
$PSDA_{Torque}$ (Nm)	Torque passivo no momento da primeira sensação de alongamento na região posterior da coxa.
Rigidez <sub>3/3</sub> (N.m/ <sup>o</sup> )	Inclinação do 3 <sup>o</sup> terço da curva torque passivo - ADM.
Rigidez <sub>Total</sub> (N.m/ <sup>o</sup> )	Inclinação da curva torque passivo – ADM, da ADM inicial até o final do 3 <sup>o</sup> terço.
Energia <sub>3/3</sub> (Nm* <sup>o</sup> )	Área abaixo da curva torque passivo – ADM. A curva foi dividida em três terços iguais e somente o 3 <sup>o</sup> terço foi analisado.
Energia <sub>Total</sub> (Nm* <sup>o</sup> )	Área abaixo da da curva torque passivo – ADM, da ADM inicial até o final do 3 <sup>o</sup> terço.
Rigidez relativizada (N.m.cm <sup>-2</sup> / <sup>o</sup> )	Inclinação da curva estresse passivo - ADM. A curva foi dividida em três terços iguais e somente o 3 <sup>o</sup> terço foi analisado.
Ângulo do pico de torque (°)	Ângulo de extensão do joelho onde ocorreu o pico de torque durante a ação concêntrica dos flexores do joelho no dinamômetro isocinético.

### 3.10 Análise Estatística

A análise descritiva foi realizada para todas as variáveis estudadas, assim como o teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e de homogeneidade (Levene).

Análise de variância *two way* com medidas repetidas (RMANOVA) foi utilizada para determinar se as médias dos valores obtidos no tempo (pré-teste, pós-teste e destreino) e entre os grupos, AC e TC, apresentaram diferença significativa. A análise de contrastes (*Post Hoc*) *LSD* foi utilizada para localizar as diferenças entre os grupos para cada um dos tempos estudados.

Análise de variância *one way* com medidas repetidas (RMANOVA) foi utilizada para determinar se as médias dos valores obtidos no tempo (pré-teste, pós-teste e destreino) para o grupo controle apresentaram diferença significativa.

O nível de significância adotado foi de  $\alpha \leq 0,05$  e os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o pacote estatístico Sigmaplot 11.0 (Systat Software Inc, Canada).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 ADM<sub>máx</sub>

Na comparação dos valores médios da ADM<sub>máx</sub> obtidos no pré-teste ( $62,2 \pm 11,2^\circ$ ), pós-teste ( $65,9 \pm 9,2^\circ$ ) e destreinamento ( $65,9 \pm 13,7^\circ$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)}=1,31$  e  $p=0,30$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)}=2,03$  e  $p<0,19$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)}=124,84$  e  $p<0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da ADM no pré-teste ( $74,6 \pm 11,7^\circ$  e  $74,5 \pm 10,1^\circ$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $118,5 \pm 12,7^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $120,8 \pm 11,7^\circ$ ,  $p<0,001$ , respectivamente) e destreinamento ( $104,4 \pm 13,3^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $108,8 \pm 13,0^\circ$ ,  $p<0,001$ , respectivamente), e houve redução significativa entre pós-teste e destreinamento ( $p<0,001$  e  $p<0,001$ , respectivamente) (FIGURA 12).

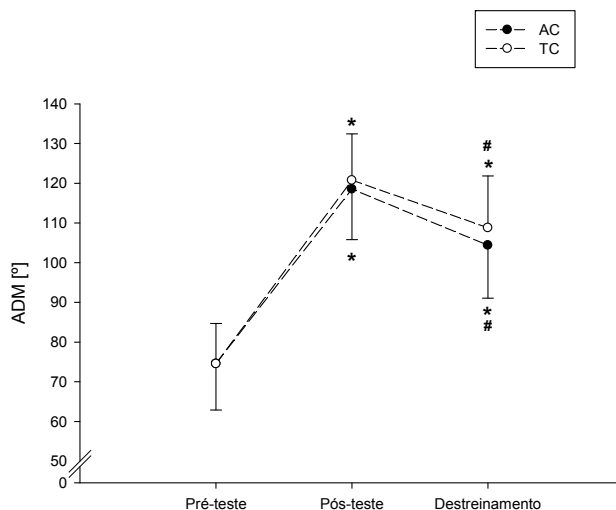


FIGURA 12 - Média e desvio padrão da  $ADM_{máx}$  para os grupos AC e TC para os três momentos (pré-teste, pós-teste e destreinamento).

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,001$ ).

# diferença significativa em relação ao pós-teste ( $p < 0,001$ ).

## 4.2 Torque<sub>máx</sub>

Na comparação dos valores médios do Torque<sub>máx</sub> obtidos no pré-teste ( $56,2 \pm 12,3 \text{ Nm}$ ), pós-teste ( $60,4 \pm 11,5 \text{ Nm}$ ) e destreinamento ( $61,5 \pm 12,7 \text{ Nm}$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)} = 1,30$  e  $p = 0,30$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)} = 1,92$  e  $p = 0,20$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)} = 75,29$  e  $p < 0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na

comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias do Torque<sub>máx</sub> no pré-teste ( $64,2 \pm 17,0 \text{ Nm}$  e  $62,2 \pm 16,2 \text{ Nm}$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $121,4 \pm 28,2 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$  e  $115,3 \pm 28,5 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$ , respectivamente) e destreinoamento ( $100,6 \pm 23,3 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$  e  $98,7 \pm 23,4 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$ , respectivamente), e houve redução significativa entre pós-teste e destreinoamento ( $p < 0,001$  e  $p < 0,001$ , respectivamente) (FIGURA 13).

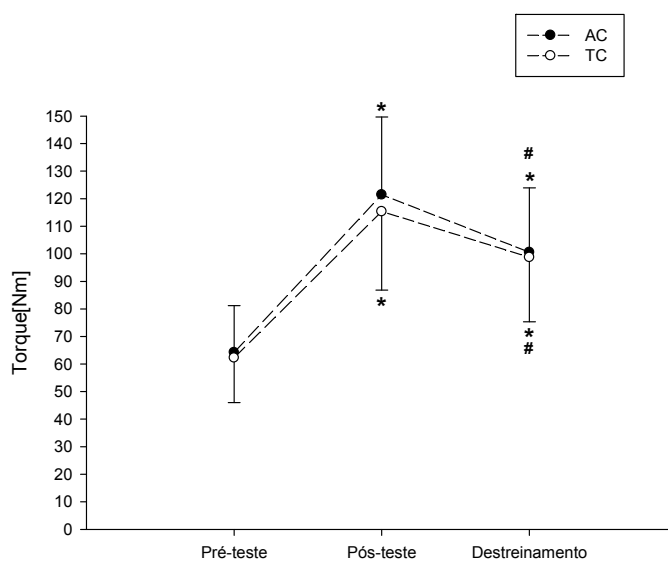


FIGURA 13 - Média e desvio padrão do Torque<sub>máx</sub> para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreinoamento.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,001$ ).

# diferença significativa em relação ao pós-teste ( $p < 0,001$ ).

### 4.3 PSDA<sub>ADM</sub>

Na comparação dos valores médios da PSDA<sub>ADM</sub> obtidos no pré-teste ( $36,8 \pm 15,9^\circ$ ), pós-teste ( $37,7 \pm 12,5^\circ$ ) e destreino ( $39,5 \pm 14,0^\circ$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)}=0,31$  e  $p=0,74$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)}=1,20$  e  $p=0,30$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,20)}=20,43$  e  $p<0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da PSDA<sub>ADM</sub> no pré-teste ( $38,9 \pm 9,3^\circ$  e  $38,9 \pm 7,4^\circ$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $56,0 \pm 14,9^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $58,8 \pm 13,8^\circ$ ,  $p<0,001$ , respectivamente) e destreino ( $56,0 \pm 15,3^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $59,4 \pm 12,8^\circ$ ,  $p<0,001$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreino ( $p=0,99$  e  $p=0,86$ , respectivamente) (FIGURA 14).

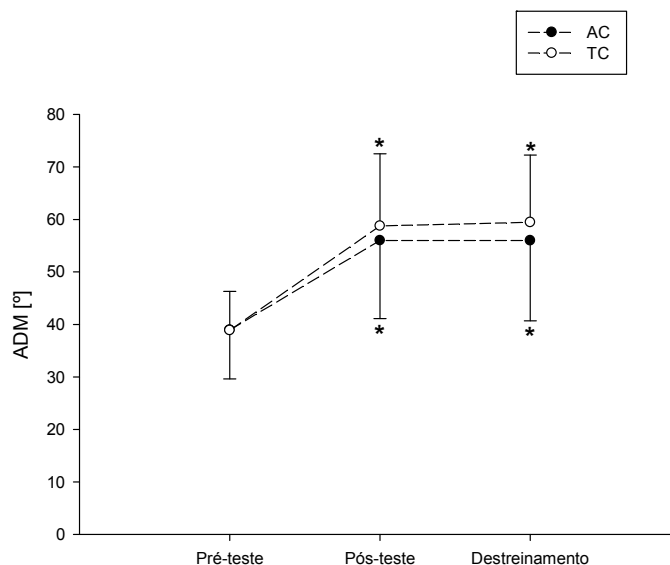


FIGURA 14 - Média e desvio padrão da  $PSDA_{ADM}$  para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreinamento.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,001$ ).

#### 4.4 $PSDA_{Torque}$

Na comparação dos valores médios da  $PSDA_{torque}$  obtidos no pré-teste ( $25,5 \pm 11,2 \text{ Nm}$ ), pós-teste ( $25,6 \pm 8,5 \text{ Nm}$ ) e destreinamento ( $27,0 \pm 9,0 \text{ Nm}$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)} = 0,29$  e  $p = 0,75$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)} = 0,46$  e  $p = 0,52$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)} = 14,82$  e  $p < 0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da  $PSDA_{torque}$  no pré-teste ( $20,2 \pm 8,2 \text{ Nm}$  e  $22,0 \pm 7,1 \text{ Nm}$ ) foram significativamente

maiores que no pós-teste ( $34,5 \pm 12,6 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$  e  $33,9 \pm 11,6 \text{ Nm}$ ,  $p = 0,001$ , respectivamente) e destreino ( $34,4 \pm 10,7 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$  e  $36,6 \pm 13,8 \text{ Nm}$ ,  $p < 0,001$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreino ( $p = 0,97$  e  $p = 0,43$ , respectivamente) (FIGURA 15).

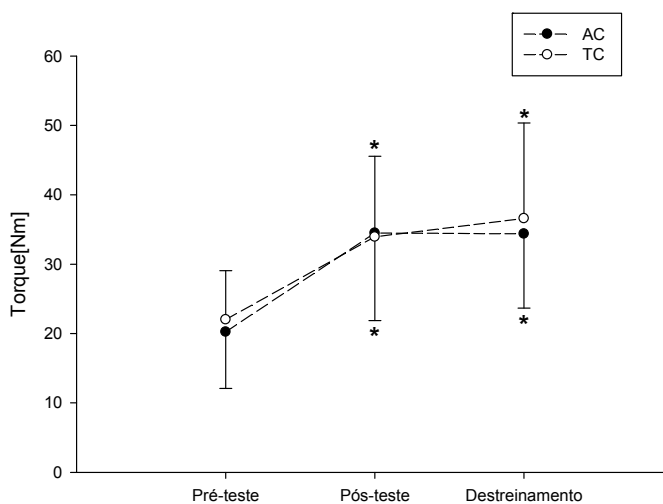


FIGURA 15 - Média e desvio padrão da  $PSDA_{Torque}$  para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreino.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p \leq 0,001$ ).

#### 4.5 Rigidez<sub>3/3</sub>

Na comparação dos valores médios da rigidez<sub>3/3</sub> obtidos no pré-teste ( $0,93 \pm 0,41 \text{ Nm}^\circ$ ), pós-teste ( $0,95 \pm 0,41 \text{ Nm}^\circ$ ) e destreino ( $0,97 \pm 0,53 \text{ Nm}^\circ$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)} = 0,31$  e  $p = 0,74$ ).



Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)}=0,89$  e  $p=0,37$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)}=22,96$  e  $p<0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da rigidez<sub>3/3</sub> no pré-teste ( $0,98\pm0,22\text{Nm}^\circ$  e  $0,90\pm0,38\text{Nm}^\circ$ ) foram significativamente maiores que no pós-teste ( $0,76\pm0,14\text{ Nm}^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $0,67\pm0,21\text{Nm}^\circ$ ,  $p<0,001$ , respectivamente) e destreinamento ( $0,74\pm0,18\text{Nm}^\circ$ ,  $p<0,001$  e  $0,71\pm0,21\text{Nm}^\circ$ ,  $p=0,002$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreinamento ( $p=0,71$  e  $p=0,45$ , respectivamente) (FIGURA 16).

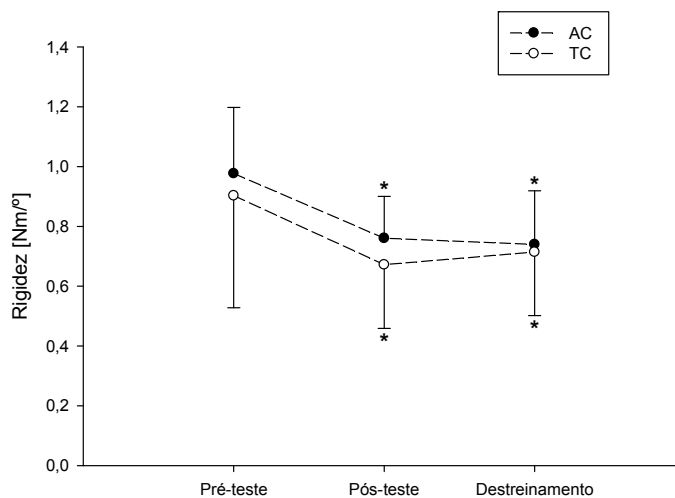


FIGURA 16 - Média e desvio padrão da rigidez<sub>3/3</sub> para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreinamento.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p\leq0,002$ ).

Para a variável rigidez relativizada, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator grupo (AC e TC) ( $F_{(1,48)}=0,91$  e  $p=0,36$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(1,48)}=27,33$  e

$p < 0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 1,000. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da rigidez relativizada no pré-teste foram significativamente maiores que no pós-teste ( $p < 0,001$  e  $p < 0,001$ , respectivamente) e destreinamento ( $p < 0,001$  e  $p < 0,001$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreinamento ( $p = 0,49$  e  $p = 0,51$ , respectivamente).

#### 4.6 Rigidez<sub>Total</sub>

Na comparação dos valores médios da rigidez<sub>Total</sub> obtidos no pré-teste ( $0,67 \pm 0,23 \text{ Nm}^\circ$ ), pós-teste ( $0,63 \pm 0,20 \text{ Nm}^\circ$ ) e destreinamento ( $0,70 \pm 0,21 \text{ Nm}^\circ$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)} = 0,94$  e  $p = 0,42$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)} = 0,10$  e  $p = 0,76$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)} = 13,03$  e  $p < 0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 0,99. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da rigidez<sub>Total</sub> no pré-teste ( $0,63 \pm 0,11 \text{ Nm}^\circ$  e  $0,64 \pm 0,18 \text{ Nm}^\circ$ ) foram significativamente maiores que no pós-teste ( $0,52 \pm 0,07 \text{ Nm}^\circ$ ,  $p < 0,001$  e  $0,50 \pm 0,17 \text{ Nm}^\circ$ ,  $p < 0,001$ , respectivamente) e destreinamento ( $0,56 \pm 0,11 \text{ Nm}^\circ$ ,  $p = 0,042$  e  $0,53 \pm 0,18 \text{ Nm}^\circ$ ,  $p = 0,002$  respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreinamento ( $p = 0,13$  e  $p = 0,31$ , respectivamente) (FIGURA 17).

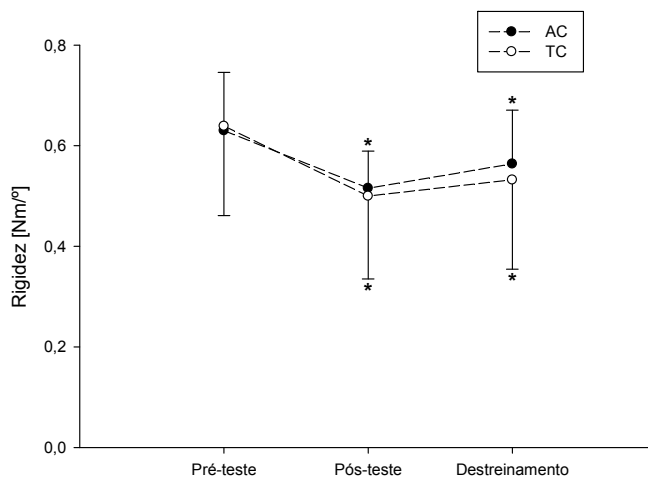


FIGURA 17 - Média e desvio padrão da rigidez<sub>total</sub> para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreino.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,05$ ).

#### 4.7 Energia<sub>3/3</sub>

Na comparação dos valores médios da energia<sub>3/3</sub> obtidos no pré-teste ( $85,6 \pm 49,2 \text{ Nm}^{\circ}$ ), pós-teste ( $82,4 \pm 46,3 \text{ Nm}^{\circ}$ ) e destreino ( $81,6 \pm 46,0 \text{ Nm}^{\circ}$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,13)} = 0,63$  e  $p = 0,55$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)} = 0,03$  e  $p = 0,86$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)} = 11,56$  e  $p < 0,001$ ). O poder estatístico da análise foi 0,98. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da energia<sub>3/3</sub> no pré-teste ( $116,5 \pm 49,3 \text{ Nm}^{\circ}$  e  $117,4 \pm 61,1 \text{ Nm}^{\circ}$ ) foram

significativamente maiores que no pós-teste ( $101,8 \pm 40,2 \text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,03$  e  $97,5 \pm 50,8 \text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,002$ , respectivamente) e destreinamento ( $103,3 \pm 39,7 \text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,02$  e  $96,9 \pm 52,8 \text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,002$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pós-teste e destreinamento ( $p=0,80$  e  $p=0,92$ , respectivamente) (FIGURA 18).

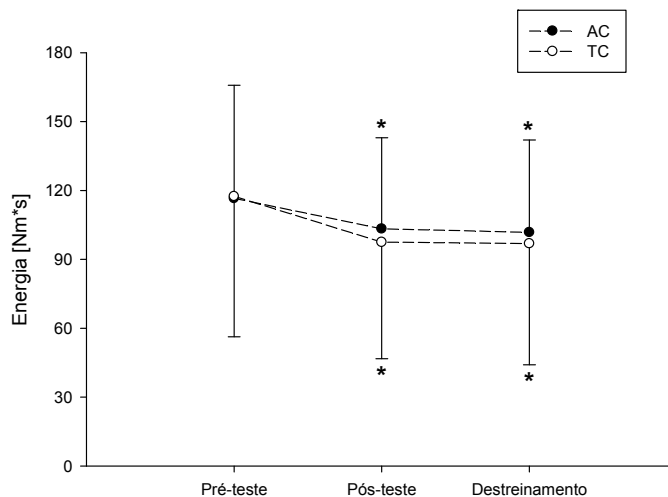


FIGURA 18 - Média e desvio padrão da energia<sub>3/3</sub> para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreinamento.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,05$ ).

#### 4.8 Energia<sub>Total</sub>

Na comparação dos valores médios da energia<sub>Total</sub> obtidos no pré-teste ( $151,6 \pm 78,8 \text{Nm}^{\circ}$ ), pós-teste ( $145,0 \pm 71,0 \text{Nm}^{\circ}$ ) e destreinamento ( $139,0 \pm 72,3 \text{Nm}^{\circ}$ ) para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,14)}=1,19$  e  $p=0,33$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,20)}=0,04$  e  $p=0,85$ ), mas mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(2,40)}=3,76$  e  $p=0,04$ ). O poder estatístico da análise foi 0,47. Posteriormente, na comparação entre os tempos foi identificado que, para os grupos AC e TC, as médias da energia<sub>Total</sub> no pré-teste ( $201,5\pm 84,9\text{Nm}^{\circ}$  e  $197,3\pm 98,1\text{Nm}^{\circ}$ ) foram significativamente maiores que no destreinoamento ( $175,7\pm 67,1\text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,040$  e  $170,1\pm 92,4\text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,031$ , respectivamente), e não houve diferença significativa entre pré-teste e pós-teste ( $187,8\pm 70,2\text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,265$  e  $180,2\pm 91,6\text{Nm}^{\circ}$ ,  $p=0,168$ , respectivamente), assim como entre o pós-teste e destreinoamento ( $p=0,33$  e  $p=0,41$ ) (FIGURA 19).

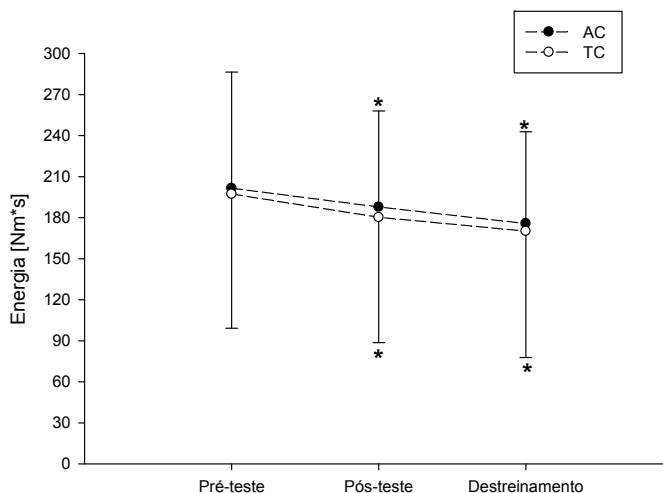


FIGURA 19 - Média e desvio padrão da energia<sub>Total</sub> para os grupos AC e TC no pré-teste, pós-teste e destreinoamento.

\* diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,05$ ).

#### 4.9 Ângulo de Pico de torque

Na comparação dos valores médios do ângulo de pico de torque obtidos no pré-teste, pós-teste e destreinamento para o grupo controle, a ANOVA *one way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F_{(1,36)}=0,05$  e  $p=0,84$ ).

Na análise estatística para o fator grupo (AC e TC) e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre os grupos ( $F_{(1,48)}=0,79$  e  $p=0,38$ ) ou para o fator tempo ( $F_{(1,48)}=0,21$  e  $p=0,65$ ) (FIGURA 20). O poder estatístico da análise foi 0,11.

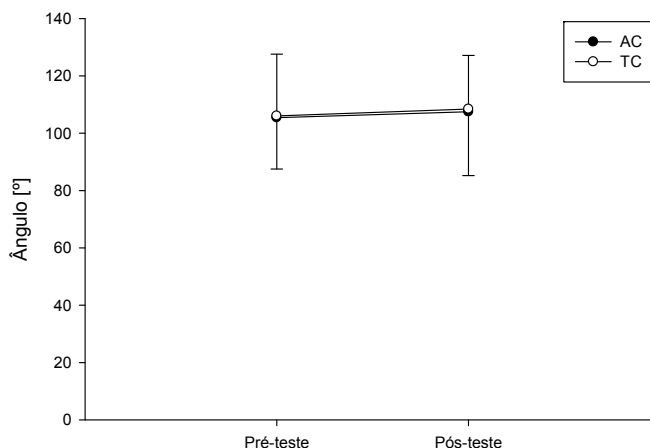


FIGURA 20 - Média e desvio padrão para o ângulo de pico de torque dos grupos AC e TC no pré-teste e pós-teste.

Para a variável pico de torque, a análise estatística para o fator grupo, AC e TC, e fator tempo, a ANOVA *two way* com medidas repetidas não mostrou diferença significativa para os fatores grupo ( $F_{(1,48)}=0,01$  e  $p=0,92$ ) e tempo ( $F_{(1,48)}=0,19$  e  $p=0,66$ ). O poder estatístico da análise foi 0,07.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Treinamento

O presente estudo teve como objetivo comparar o efeito de 10 semanas de treinamento utilizando as técnicas de alongamentos com torque constante e ângulo constante sobre as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$ , energia, rigidez e ângulo do pico de torque nos músculos posteriores da coxa. Após as 10 semanas de treinamento, foi verificado aumento significativo nos valores médios das variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{torque}$  e redução significativa da rigidez<sub>3/3</sub>, rigidez<sub>Total</sub> e energia<sub>3/3</sub> muscular para os grupos AC e TC. Não foi verificada redução significativa das variáveis energia<sub>Total</sub> e ângulo do pico de torque. Esses resultados confirmam a primeira hipótese desse estudo. No entanto, as alterações verificadas para as variáveis foram similares para os grupos treinamento (AC e TC), rejeitando a segunda hipótese desse estudo. Como não foram encontradas diferenças significantes entre o pré-teste e pós-teste para o grupo controle em nenhuma das variáveis estudadas, conclui-se que as alterações dessas variáveis podem ser atribuídas exclusivamente à intervenção realizada.

#### 5.1.1 $ADM_{m\acute{a}x}$ e $Torque_{m\acute{a}x}$

Os resultados do presente estudo mostraram um aumento significativo da  $ADM_{m\acute{a}x}$  e do  $Torque_{m\acute{a}x}$  entre o pré-teste e o pós-teste para os grupos AC e TC, sem diferença significativa entre os grupos. Após as 10 semanas de treinamento, os grupos AC e TC apresentaram um aumento médio da  $ADM_{m\acute{a}x}$  de 57,1% e 62,9% e para o

Torque<sub>máx</sub> de 89,5% e 88,2%, respectivamente. Esse resultado demonstra que ambas as técnicas foram igualmente eficazes para gerar aumento da ADM<sub>máx</sub> e do Torque<sub>máx</sub>.

Após um treinamento crônico de flexibilidade, é esperado um aumento da ADM<sub>máx</sub>, resultado esse já demonstrado em estudos prévios envolvendo diferentes técnicas de alongamento (BANDY; IRION, 1994; BANDY; IRION; BRIGGLER, 1997; 1998; DRAPER *et al.*, 2002; FELAND *et al.*, 2001; GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MAHIEU *et al.*, 2007; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; REID; MCNAIR, 2004; ROBERTS; WILSON, 1999; SULLIVAN; DEJULIA; WORRELL, 1992; WILLY *et al.*, 2001). Vários estudos prévios que registraram a curva torque passivo – ADM têm mostrado o seu comportamento exponencial e um aumento do Torque<sub>máx</sub> associado ao aumento da ADM<sub>máx</sub> (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; REID; MCNAIR, 2004; YLINEN *et al.*, 2009). No estudo de Guissard e Duchateau (2004), foi verificado um aumento de 30,8% na ADM<sub>máx</sub> da articulação do tornozelo para o mesmo torque aplicado no pré-teste após seis semanas de treinamento da flexibilidade com a frequência de cinco vezes por semanas, enquanto Reid e McNair (2004) obtiveram aumento de 62,7% para ADM<sub>máx</sub> e de 57,3% para o Torque<sub>máx</sub> após seis semanas de treinamento. O aumento da ADM<sub>máx</sub> relatado por Reid e McNair (2004) foi semelhante ao verificado no presente estudo. No entanto, nesse estudo os autores avaliaram o deslocamento angular necessário para a extensão total do joelho, diferentemente do presente estudo. Assim os voluntários do estudo de Reid e McNair (2004) iniciaram o experimento com uma limitação de ADM de 16,1° para a extensão total do joelho e ao final apresentaram uma limitação de 6,0°. Devido ao valor inicial numericamente pequeno, o ganho absoluto de 10,1° representa um ganho relativo de 62,7%. Essa diferença no protocolo de quantificação da extensão do joelho permitiu que o ganho de ADM de 10,1° refletisse em um valor relativo similar ao do presente estudo, que obteve ganho absoluto médio de 44,6°. Laroche e Connolly (2006) demonstraram que após quatro semanas de treinamento dos flexores de joelho com a técnica de alongamento AC, houve um aumento significativo de 9,5% para a ADM<sub>máx</sub> e de 30,1% para o Torque<sub>máx</sub>. O expressivo aumento da ADM<sub>máx</sub> e Torque<sub>máx</sub>, encontrado no presente estudo pode



ser decorrente de determinadas características metodológicas estabelecidas no mesmo.

Um primeiro aspecto a ser considerado é a diferença na duração do período de treinamento entre os estudos. Enquanto nos estudos de Guissard e Duchateau (2004) e Reid e McNair (2004), o treinamento foi realizado em um período de seis semanas, no presente estudo foram 10 semanas de treinamento. A duração do período de treinamento é um fator importante para a magnitude das alterações da flexibilidade, como demonstrado no estudo de Ayala e Andujar (2010). Esses autores encontraram diferenças significantes entre as medidas da  $ADM_{máx}$  realizadas a cada quatro semanas de treinamento da flexibilidade ao longo de um período de 12 semanas. Contudo, esses autores encontram um aumento da  $ADM_{máx}$  de 23,0% após 12 semanas, enquanto no presente estudo foi registrado um aumento de 57,1% e 62,9% após 10 semanas, para os grupos AC e TC respectivamente. Esse resultado mostra que a duração do período de treinamento não deve ser o único aspecto a ser considerado nesta análise.

No presente estudo, a mensuração e o treinamento da capacidade flexibilidade foram realizados no mesmo instrumento, no aparelho *Flexmachine*. Desta forma, foi garantida uma maior especificidade entre o processo de mensuração e treinamento aplicado. Com esse procedimento possibilitou-se que as alterações provocadas pelas sessões de treinamento fossem detectadas com maior precisão. Desta forma, estudos anteriores que não consideraram este aspecto podem ter apresentado resultados subestimados em relação aos ganhos de  $ADM_{máx}$ , assim como em relação às alterações de outras variáveis investigadas (AQUINO *et al.*, 2010; AYALA; ANDUJAR, 2010; LAW *et al.*, 2009; REID; MCNAIR, 2004).

Outra explicação para o aumento percentual da  $ADM_{máx}$  verificado no presente estudo está relacionada com o controle da execução do movimento. O posicionamento do voluntário determinado na sessão de familiarização foi o mesmo durante os testes e as sessões de treinamento. Essa padronização do posicionamento garantiu uma alta reprodutibilidade das condições de teste e treinamento. Em especial, os movimentos compensatórios que podem ocorrer durante a execução do

exercício de alongamento foram minimizados devido ao fato do treinamento ter sido realizado em um equipamento que permite este controle. A importância do controle da execução do exercício de alongamento foi demonstrada por Sullivan, DeJulia e Worrell (1992). Esses autores mostraram que a execução do exercício de alongamento realizada de maneira em que os posicionamentos das articulações envolvidas (“postura adequada”) fossem garantidos resultou em maiores ganhos de  $ADM_{máx}$  independentemente da técnica de alongamento utilizada. A execução do exercício de alongamento minimizando as compensações irá gerar uma demanda específica sobre o grupo muscular alvo, permitindo que o mesmo realize o treinamento com uma maior intensidade. O controle da intensidade de treinamento realizada no presente estudo foi um aspecto relevante para as alterações verificadas, visto que o aparelho *Flexmachine* possibilitou o monitoramento da intensidade através do ajuste individual do torque para cada repetição em todas as sessões de treinamento.

O resultado da comparação entre as técnicas de alongamento investigadas no presente estudo não mostrou diferença significativa. A hipótese formulada no presente estudo indicava uma expectativa de superioridade da técnica TC em comparação a técnica AC. A fundamentação teórica utilizada para sustentar a hipótese estava relacionada com o maior trabalho mecânico realizado na técnica TC comparativamente com a técnica AC (YEH, TSAI e CHEN, 2005), o que representaria um maior estímulo de deformação da UMT durante o alongamento com a técnica TC. Esses autores consideraram como trabalho o resultado da multiplicação entre o torque e a ADM (Integral) durante a fase estática do alongamento. Yeh, Tsai e Chen (2005) compararam as técnicas de alongamento TC e AC durante alongamentos musculares prolongados (30 minutos) em pacientes com hipertonia. Os autores relataram que durante o alongamento com a técnica AC ocorreu uma redução do torque, devido a propriedade biomecânica relaxamento sob tensão, o que resultaria em uma redução da efetividade do estímulo de alongamento, considerando que a musculatura poderia suportar torques maiores (i.e, valor de torque aplicado antes do início do relaxamento sob tensão). Corroborando com este argumento, Ryan *et al.* (2008a) também relatam que a técnica TC produz um maior trabalho mecânico do que a AC para um tempo de

alongamento determinado, visto que existe na técnica TC uma manutenção do torque ao longo do tempo associado a um aumento da ADM. Esse maior trabalho mecânico durante o alongamento parece ser o principal fator gerador de diferenças entre essas técnicas.

Outro raciocínio que conduziu para a formulação da hipótese de diferença entre as técnicas de alongamento AC e TC está relacionado com a duração do estímulo de alongamento. Considerando que o trabalho mecânico produzido é determinado pelo torque, e o torque é uma variável que pode representar a intensidade do estímulo de alongamento, maiores durações da repetição poderiam acentuar as diferenças entre as técnicas, visto que existe uma redução do torque ao longo do tempo para a técnica AC. Estudos prévios indicaram que a maior taxa na redução do torque durante a técnica AC ocorre entre 15 a 20s (BOYCE; BROSKY, 2008; TAYLOR *et al.*, 1990; WEIR; TINGLEY; ELDER, 2005). Com isso, tempos superiores a esse gerariam progressivamente menores taxas de adaptações viscoelásticas em indivíduos saudáveis. Este raciocínio reforça a expectativa da diferença nos efeitos das técnicas AC e TC, uma vez que a duração do estímulo de alongamento no presente estudo (30s) foi além desta duração em que ocorre a maior taxa de redução do torque de resistência ao alongamento.

Embora os argumentos apresentados justifiquem a expectativa de uma maior efetividade da técnica TC em relação a AC, a forma de determinar a intensidade do alongamento no protocolo de treinamento e a possibilidade de controlar essa intensidade durante o processo de treinamento pode fornecer informações para o entendimento do resultado encontrado. No presente estudo, a intensidade do estímulo de alongamento foi estabelecida de acordo com o valor do Torque<sub>máx</sub> individual, sendo que este valor foi ajustado a cada duas semanas de treinamento. O valor percentual do Torque<sub>máx</sub> estabelecido para o treinamento (*i.e.*, 75% do torque máximo) foi mantido para cada repetição do alongamento durante todo o período de treinamento. Esse procedimento permitiu que o valor de torque inicial (a intensidade) em cada repetição fosse o mesmo para ambas as técnicas de alongamento. Assim, para a técnica AC, a ADM alcançada no início de cada repetição não era necessariamente a

mesma ADM da repetição anterior. De fato, ao longo das seis repetições de 30 s foi observado um aumento da ADM comparando a ADM registrada na primeira repetição com a última repetição em cada sessão de treinamento (PEIXOTO *et al.*, 2014). Estudos prévios com modelo animal (TAYLOR *et al.*, 1990) e com modelo humano (SOBOLEWSKI *et al.*, 2014) apresentaram dados que mostraram uma resposta semelhante à verificada no presente estudo, ou seja, aumento da ADM em repetições cíclicas de alongamento para um mesmo torque aplicado. Estes autores relataram que este comportamento representaria a resposta da propriedade biomecânica *creep* (SOBOLEWSKI *et al.*, 2014). Com isso, a diferença no trabalho mecânico entre as técnicas de alongamento foi menor para o presente estudo, quando comparado ao protocolo em que a mesma ADM alcançada na primeira repetição era mantida ao longo das seis repetições. Esse procedimento foi adotado em estudo prévio que encontrou diferença significativa no aumento da ADM<sub>máx</sub> em condições agudas entre as técnicas AC e TC (CABIDO *et al.*, 2014). Desta forma, mesmo que uma diferença no trabalho mecânico entre as técnicas ainda esteja presente durante a realização de cada sessão, ela não foi de magnitude suficiente para provocar adaptações significativamente distintas após um período de treinamento de longo prazo. Assim, a forma de equiparação da carga de treinamento para os grupos AC e TC pode ser o principal motivo para esse resultado encontrado no presente estudo.

Como relatado anteriormente, diversos estudos envolvendo o treinamento da flexibilidade registraram a curva torque passivo – ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; REID; MCNAIR, 2004; YLINEN *et al.*, 2009), o que possibilitou a análise de variáveis como a ADM<sub>máx</sub> e o Torque<sub>máx</sub>, entre outras. Estudos que investigaram o efeito crônico do exercício de alongamento na alteração destas variáveis verificaram consistentemente um aumento do Torque<sub>máx</sub> associado ao aumento da ADM<sub>máx</sub> (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; LAROCHE; CONNOLLY, 2006). Esse efeito crônico esperado também foi confirmado no presente estudo. Reforçando esta expectativa, recentemente, Blazeovich *et al.* (2012) encontraram uma correlação positiva entre o pico de torque e a ADM<sub>máx</sub> ( $r = 0.69$ ;  $P < 0,001$ ).

Durante uma manobra de alongamento, diferentes estruturas músculo-tendíneas (músculos sinergistas, tendões, aponeuroses) e articulares (cápsulas) contribuem para o Torque<sub>máx</sub> (RIEMANN *et al.*, 2001), embora permaneça um desafio diferenciar o nível de participação de cada uma dessas estruturas. Contudo, a importância dessas estruturas para o Torque<sub>máx</sub> foi relatada no estudo clássico de Johns e Wright (1962). Esses autores investigaram a importância relativa de diferentes tecidos para o torque de resistência articular envolvendo a articulação do punho de gatos, e relataram que os músculos e seus envoltórios contribuem com cerca de 41% do torque total. O estudo *in vivo* de Kuo e Deshpande (2012) demonstrou que a UMT contribui com valores inferiores a 50% do torque total, corroborando o estudo de Johns e Wright (1962). O torque de resistência *in vivo* gerado pela UMT poderia ser resultado dos mecanismos mecânicos e neurais. No entanto, Magnusson *et al.* (1997) mostraram que diferentes valores de Torque<sub>máx</sub> poderiam ser alcançados sem atividade EMG significativa durante o alongamento, indicando que o componente mecânico seria um aspecto chave comparado com os mecanismos neurais. Considerando que estruturas músculo-tendíneas e articulares estão relacionadas com a resistência ao alongamento e que essa resistência aumenta com o aumento da ADM, um aumento da ADM<sub>máx</sub> resultaria, conseqüentemente, em um aumento do Torque<sub>máx</sub>, assim como verificado no presente estudo.

### 5.1.2 PSDA<sub>ADM</sub> e PSDA<sub>Torque</sub>

Os resultados do presente estudo mostraram um aumento significativo da PSDA<sub>ADM</sub> e do PSDA<sub>Torque</sub> entre o pré-teste e o pós-teste para os grupos AC e TC, sem diferença significativa entre os grupos. Após as 10 semanas de treinamento os grupos AC e TC apresentaram um aumento médio da PSDA<sub>ADM</sub> de 39,8% e 42,7% e um aumento de PSDA<sub>Torque</sub> de 67,7% e 62,0%, respectivamente. Esse resultado

demonstrou que ambas as técnicas de alongamento foram igualmente eficazes para provocar aumento da  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$ , mostrando que o voluntário após treinamento percebe a primeira sensação de alongamento mais tardiamente, ou seja, em uma maior ADM e com um valor de torque correspondente também maior.

De acordo com Marshall, Cashman e Cheema (2011) ainda não existe consenso quanto a uma variável para a medida da tolerância ao alongamento. Por este motivo, uma comparação entre os estudos que investigaram e verificaram aumento da tolerância ao alongamento é dificultada. Alguns estudos relatam que houve aumento da tolerância ao alongamento devido ao aumento da variável  $ADM_{máx}$ , sem a alteração significativa de variáveis biomecânicas, como rigidez ou energia (AQUINO *et al.*, 2010; BEN; HARVEY, 2010; FOLPP *et al.*, 2006; LAROCHE; CONNOLLY, 2006; LAW *et al.*, 2009; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Diferentemente desse procedimento, o estudo de Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001) mostrou que, após duas semanas de alongamento dos extensores do joelho, a aplicação do mesmo torque de flexão do joelho gerou uma redução significativa do desconforto ao alongamento mensurado por meio de uma escala de categorias (Borg), sem que houvesse alteração da ADM. Desta forma, por meio de diferentes procedimentos, os autores vêm investigando a resposta da tolerância ao alongamento.

O presente estudo adotou procedimento similar ao utilizado por Halbertsma e Goeken (1994), assim como em estudos recentes, como os de Ylinen *et al.* (2009) e Cabido *et al.* (2014). Durante o alongamento realizado no *Flexmachine*, a  $PSDA_{ADM}$  correspondeu ao início individual da sensação de alongamento na musculatura investigada, e a  $ADM_{máx}$  foi determinada pela tolerância máxima individual ao alongamento. Considerando a definição operacional dessas variáveis, as mesmas podem representar pontos referentes às extremidades de um *continuum* da tolerância de um indivíduo durante o alongamento muscular, sendo que a  $PSDA_{ADM}$  seria a medida inicial e a  $ADM_{máx}$  a medida final da tolerância individual. Fundamentação para esta perspectiva de um *continuum* da tolerância individual encontra-se na relação verificada entre estas variáveis. Estudos anteriores constataram que um aumento na  $ADM_{máx}$  foi acompanhado por um correspondente aumento da  $PSDA_{ADM}$  após

exercícios de alongamento (CABIDO *et al.*, 2014; YLINEN *et al.*, 2009). Uma análise realizada a partir dos dados apresentados por HALBERTSMA e GOEKEN (1994) mostrou uma correlação alta e significativa entre a  $PSDA_{ADM}$  e  $ADM_{m\acute{a}x}$  ( $r=0,94$ ;  $r^2=0,88$ ;  $p=0,001$ ). Estes achados reforçam a existência de um *continuum* de tolerância individual. Contudo, estudos futuros são necessários para confirmar essa hipótese e estabelecer por meio da análise de regressão o nível da relação existente entre as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$  e  $PSDA_{ADM}$ .

Os estudos longitudinais de Halbertsma e Goeken (1994) e Ylinen *et al.* (2009) corroboram com os resultados encontrados no presente estudo para a variável  $PSDA_{ADM}$ , mas não relatam os valores encontrados para a  $PSDA_{Torque}$ . Os estudos de Halbertsma e Goeken (1994) e Ylinen *et al.* (2009) verificaram aumento significativo da  $PSDA_{ADM}$  de 35,3% e 36,6%, respectivamente, após quatro semanas de treinamento da flexibilidade dos posteriores de coxa. Os maiores valores absolutos percentuais (39-42%) verificados no presente estudo podem ser explicados pelo maior período de treinamento, que pode ter permitido adaptações de maior magnitude nos mecanismos associados com a alteração da PSDA. De fato, ambas as técnicas de alongamento possibilitaram que os voluntários percebessem a primeira sensação de alongamento mais tardiamente e com valores mais altos de torque para o mesmo “limiar” previamente associado com a definição operacional da PSDA (valores pré-teste).

No presente estudo as técnicas de alongamento AC e TC não apresentaram diferença significativa entre elas para as variáveis  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$ . Esse resultado rejeita a hipótese formulada, de que haveria um maior aumento das variáveis  $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$  para a técnica TC. Apenas um estudo prévio envolvendo a técnica TC mensurou a resposta da variável  $PSDA_{ADM}$  ao alongamento muscular, considerando o melhor do nosso conhecimento. Cabido *et al.* (2014) estudaram o efeito agudo das técnicas de alongamento AC e TC sobre os músculos posteriores da coxa. Os resultados desse estudo mostraram aumento significativamente maior  $PSDA_{ADM}$  para o grupo que realizou a técnica TC. Baseando nesse resultado e na expectativa de que um maior trabalho mecânico realizado na

técnica TC comparativamente com a técnica AC, como apresentado em estudo anterior (YEH; TSAI; CHEN, 2005) foi formulada a hipótese acima relatada.

A explicação para o resultado encontrado pode estar relacionada com a diferença na determinação e o controle da intensidade do alongamento durante o protocolo de treinamento. No estudo agudo realizado por Cabido *et al.* (2014), a intensidade do alongamento de 95% da  $ADM_{máx}$  foi estabelecida para ambos os grupos, entretanto o grupo AC deveria alcançar a mesma ADM pré-determinada nas quatro repetições de alongamento, enquanto o grupo TC alcançou o valor de torque correspondente a 95% da  $ADM_{máx}$  nas quatro repetições. Isso permitiu que o grupo TC alcançasse maiores ADM em cada repetição, como demonstrado por Ryan *et al.* (2012). Os maiores valores de ADM alcançado nas repetições para o grupo TC poderiam ser considerados como uma manutenção da intensidade do alongamento, enquanto o grupo AC ao repetir a mesma ADM durante os alongamentos teriam uma redução da intensidade. Além disso, dados do estudo de Freitas *et al.* (2014) reforçaram esta expectativa de que uma maior intensidade de alongamento, que estaria associada à técnica TC em comparação a AC, seria um aspecto determinante para a magnitude das alterações. Esses autores verificaram de maneira aguda um aumento significativo da tolerância ao alongamento, mensurado por meio da escala visual analógica, apenas para o grupo que realizou os alongamentos com a maior intensidade. Contudo, no presente estudo, a intensidade do estímulo de alongamento foi estabelecida de acordo com o valor do  $Torque_{máx}$  individual (*i.e.*, 75% do torque máximo), sendo que este foi mantido para cada repetição do alongamento no protocolo de treinamento. Esse procedimento permitiu que o valor de torque inicial (a intensidade) em cada repetição fosse o mesmo para ambas as técnicas de alongamento. Assim, a diferença no trabalho mecânico, entre as técnicas AC e TC, foi menor no presente estudo, onde poderia ocorrer um aumento da ADM ao longo das repetições, em comparação a protocolos onde a mesma ADM alcançada na primeira repetição foi mantida ao longo das seis repetições. Desta forma, é possível que essa menor diferença no trabalho mecânico entre as técnicas em cada sessão de treinamento não foi suficiente para provocar adaptações significativamente distintas



após um período de treinamento de longo prazo. Assim, essa equiparação da carga de treinamento para as técnicas AC e TC pode ter influenciado para minimizar possíveis diferenças no comportamento destas variáveis ( $PSDA_{ADM}$  e  $PSDA_{Torque}$ ), assim como ocorreu com a  $ADM_{m\acute{a}x}$  e o  $Torque_{m\acute{a}x}$ .

### 5.1.3 Rigidez

Os resultados do presente estudo mostram uma redução significativa da rigidez entre o pré-teste e o pós-teste para os grupos AC e TC, sem diferença significativa entre os grupos. Após as 10 semanas de treinamento os grupos AC e TC apresentaram uma redução média da rigidez de 23,2% e 28,7%, respectivamente. Esse resultado demonstra que ambas as técnicas foram igualmente eficazes para reduzir a rigidez.

A redução da rigidez passiva após a técnica AC encontrada no presente estudo está de acordo com os resultados dos estudos longitudinais de Toft *et al.* (1989), Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002), Guissard e Duchateau (2004), Mahieu *et al.* (2007) e Marshall, Cashman e Cheema (2011), mas contradiz os dados encontrados por Reid e McNair (2004), Gajdosik *et al.* (2007) e Magnusson *et al.* (1996c). Já para a técnica TC, no melhor do nosso conhecimento, não foram encontrados estudos longitudinais que investigaram essa variável considerando o mesmo procedimento metodológico. Os estudos de Brucker *et al.* (2005) e Starring *et al.* (1988) permitem inferir sobre uma expectativa dos efeitos utilizando a técnica TC, pois utilizaram um peso para gerar tração sobre o segmento a ser alongado. Em ambos os estudos foi verificado um aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  para o mesmo peso aplicado, indicando uma alteração da rigidez da UMT. No presente estudo foram encontrados, por um lado, valores percentuais de redução da rigidez inferiores aos resultados obtidos por Marshall, Cashman e Cheema (2011) e Guissard e Duchateau (2004), que

encontraram redução da rigidez de 31,4% e 33,0%, respectivamente, e por outro lado valores percentuais maiores em relação àqueles relatados (13,4%) por Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002). Essas diferenças nos resultados podem ser decorrentes dos procedimentos distintos do cálculo da variável rigidez.

Apesar de a rigidez ser uma variável importante para o entendimento do comportamento da UMT (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1998), não existe consenso no que se refere à porção da curva torque passivo - ADM utilizada para calculá-la. Como a rigidez é o resultado da razão entre o delta torque sobre o delta ângulo, essa variável pode ser calculada em diversas porções da curva torque passivo - ADM durante a fase dinâmica do alongamento. As duas porções da curva mais comumente utilizadas são o terço final da curva (MAGNUSSON *et al.*, 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1996c) e nos 10% finais da curva (MAGNUSSON *et al.*, 2001; REID; MCNAIR, 2004). Magnusson *et al.* (1996b) e Magnusson *et al.* (1997) justificam a utilização do terço final da curva devido a sua maior linearidade e menor variabilidade da medida. Para que as variáveis rigidez e energia possam ser comparadas, as curvas torque passivo – ADM são algumas vezes seccionadas com os mesmos valores de ADM utilizados antes da intervenção, para garantir a padronização das mesmas. Contudo, esse procedimento em estudos longitudinais pode conduzir para comparações de diferentes porções das curvas analisadas, uma vez que, com o aumento da  $ADM_{máx}$  decorrente da intervenção, a porção linear da curva (3º terço) no pós-teste ocorrerá em maiores ADM. Isso irá resultar em uma maior variabilidade das medidas correspondente a porção do terço final da curva torque passivo - ADM no pós-teste comparativamente com a curva no pré-teste para o mesmo voluntário. Outros estudos, como Halbertsma e Goeken (1994), Ben e Harvey (2010), Gajdosik (1991) e Folpp *et al.* (2006), mensuraram o torque passivo em um ângulo pré-determinado da curva torque passivo - ADM para fazer inferências sobre as alterações nas propriedades biomecânicas do tecido e da rigidez. Essas diferenças metodológicas dificultam a comparação dos valores obtidos nos resultados, e podem ser uma justificativa para a variação dos valores percentuais referentes à redução da rigidez relatados anteriormente.

Embora no presente estudo tenha sido verificada uma redução significativa da rigidez para ambas as técnicas de alongamento (AC e TC), esse resultado não foi encontrado em outros estudos longitudinais. Um aspecto relevante nesta discussão pode estar relacionado com a configuração da carga de treinamento (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). A interação de diferentes aspectos relativos à carga de treinamento, i.e., volume, intensidade do alongamento e a duração do período de treinamento deve ser considerada. Reforçando esta argumentação, dados do estudo de Chan, Hong e Robinson (2001) mostraram que quatro e oito semanas de alongamentos passivo estático, com mesmo volume total realizado (3600s), resultaram em aumento da  $ADM_{máx}$  dos posteriores de coxa. Contudo, apenas o grupo que treinou por oito semanas apresentou alterações da rigidez. No entanto, essa informação deve ser analisada com cautela, visto que os estudos de Toft *et al.* (1989) e Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002) encontraram diferença significativa na rigidez após três semanas de treinamento. Assim, outros aspectos da carga de treinamento além da duração do período de treinamento são relevantes. Analisando somente a duração total do estímulo de alongamento realizado no programa de treinamento, os estudos prévios que encontraram uma redução significativa na rigidez executaram de 3600 a 9450s de estímulo de alongamento, sendo que no presente estudo a duração total do estímulo (7200s) também ficou dentro desta faixa. Adicionalmente aos aspectos já relatados, a intensidade do estímulo de alongamento é outro ponto que necessita atenção.

Os estudos de Reid e McNair (2004), Gajdosik *et al.* (2007) e Magnusson *et al.* (1996c) não encontraram diferença significativa para a variável rigidez. Dentre esses, apenas o estudo de Reid e McNair (2004) realizou uma duração total do estímulo de alongamento (2700s) inferior à faixa relatada anteriormente pelos estudos que registraram uma redução na rigidez. Associada à baixa duração total do estímulo, esses autores utilizaram uma intensidade submáxima para o estímulo de alongamento, prescrita ao voluntário com a indicação de “alongar até que sinta a sensação de alongamento”. O estudo de Magnusson *et al.* (1996c) realizou uma duração total de alongamento para os posteriores de coxa de 9000s em 20 dias de

treinamento. Apesar da grande duração total utilizada, nesse estudo foram realizados os alongamentos também com intensidade submáxima com características similares a intensidade do estudo de Reid e McNair (2004). Estudo recente chama a atenção para a influência de diferentes componentes da carga de treinamento (duração total do estímulo e intensidade) nas alterações agudas da UMT (FREITAS *et al.*, 2014). Esses autores concluíram que maiores durações totais do estímulo de alongamento poderiam ter efeito diferenciado para a redução do torque passivo, enquanto maiores intensidades do estímulo seriam essenciais para ganhos máximos de ADM.

É possível que a similaridade nos resultados em relação à redução da rigidez verificada no presente estudo possa ser explicada pela equiparação da carga de treinamento para as técnicas AC e TC, uma vez que aspectos como o período de treinamento, duração total do estímulo e intensidade foram mantidas sobre controle durante todo o treinamento.

#### 5.1.4 Energia

Os resultados do presente estudo mostram uma redução significativa da energia<sub>3/3</sub> entre o pré-teste e o pós-teste para os grupos AC e TC, sem diferença significativa entre os grupos. Após as 10 semanas de treinamento os grupos AC e TC apresentaram uma redução média da energia<sub>3/3</sub> de 14,8%. Esse resultado demonstra que ambas as técnicas foram igualmente eficazes para reduzir a energia<sub>3/3</sub>. O resultado encontrado para a variável energia<sub>3/3</sub> suporta o resultado encontrado para rigidez, e demonstra a presença de alterações dos mecanismos biomecânicos após o treinamento.

No entanto, os resultados da ANOVA não indicaram uma alteração significativa para a variável energia<sub>Total</sub> (redução de 13,3%) na comparação entre pré-teste e pós-teste. Esse resultado corrobora com os dados encontrados no estudo de Magnusson *et al.* (1996c), que não mostrou alteração significativa na energia após três

semanas de treinamento da flexibilidade para os músculos posteriores de coxa com a técnica AC. Considerando o melhor do nosso conhecimento, apenas este estudo de Magnusson *et al.* (1996c) investigou o efeito crônico do alongamento sobre a variável energia, mensurada de forma similar a energia<sub>Total</sub> no presente estudo (área sob a curva torque passivo - ADM).

Contudo, os resultados do presente estudo confirmam parcialmente a hipótese formulada, que indicava uma redução da energia. Uma possível explicação para os resultados encontrados está relacionada com o procedimento de equiparação das curvas torque passivo - ADM para o cálculo da energia. Como o corte da curva torque passivo - ADM no pós-teste foi realizado considerando a ADM, encontrada no pré-teste, o aumento médio de 60% na ADM<sub>máx</sub> no pós-teste acarretou a comparação da curva torque passivo - ADM em terços diferentes no pré-teste e pós-teste. Como relatado por Magnusson *et al.* (1996c), os terços iniciais da curva apresentam uma maior variação comparados com o terço final da curva. Assim, a variável energia<sub>3/3</sub> pode ter sido calculada em uma porção da curva com uma variação ligeiramente menor, permitindo um poder mais alto, 0,981, e conseqüentemente uma diferença significativa. No entanto, o alto coeficiente de variação (>40%) da variável energia<sub>Total</sub> e o poder moderado verificado na análise comparativa das técnicas no fator tempo (pré, pós-teste e destreinamento), 0,474, indicam que um *n* amostral maior será necessário para investigar alterações nesta variável.

#### 5.1.5 Ângulo de pico de torque

Os resultados do presente estudo não mostram alteração significativa do ângulo de pico de torque entre o pré-teste e o pós-teste para os grupos AC e TC. Esse resultado corrobora com o estudo de Aquino *et al.* (2010), que também não verificou alteração dessa variável após oito semanas de alongamento passivo estático para os músculos posteriores de coxa e contradiz o estudo de Ferreira, Teixeira-Salmela e

Guimaraes (2007), que realizou seis semanas de alongamento AC para os posteriores de coxa e encontrou que o ângulo de pico de torque foi maior após a intervenção.

Estudos prévios têm indicado que mudanças estruturais relacionadas com o número de sarcômeros em série podem provocar alteração na resposta muscular relacionada com a curva comprimento-tensão ativa em modelo animal (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978). A relação comprimento - tensão é uma importante propriedade do músculo esquelético, e a regulação do número de sarcômeros em série parece permitir que o ponto ótimo para se produzir tensão seja ajustado para garantir uma adequada resposta funcional às demandas sobre o músculo (GOLDSPINK, 1992; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978). Para Goldspink *et al.* (1974), a tensão passiva imposta ao músculo parece ser o estímulo importante para a alteração do número de sarcômeros em série, visto que em seu estudo tanto animais com sóleo inervado quanto denervado apresentaram aumento significativo do número de sarcômeros em série para o membro imobilizado em posição alongada. Outros estudos com modelo animal verificaram aumento do número de sarcômeros após a imobilização do músculo em posição alongada (GOLDSPINK *et al.*, 1974; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1971; 1973; 1978), reforçando que a tensão passiva associada à alteração do comprimento do músculo (alongamento) poderia ser um estímulo capaz de provocar essa adaptação. Corroborando com essa perspectiva, De Deyne (2001) apresenta em seu trabalho estruturas que podem estar potencialmente envolvidas com o processo de transmissão do sinal associado ao alongamento e os mecanismos que podem resultar na adaptação relacionada com o aumento do número de sarcômeros. No entanto, os resultados do estudo de Williams *et al.* (1988) mostram que a alteração do número de sarcômeros em série parece ser acelerada quando tensão ativa também é produzida no músculo imobilizado em posição alongada.

Considerando a importância da relação comprimento-tensão, enquanto uma propriedade do músculo esquelético e a expectativa de que essa propriedade possa ser modulada pela característica de demandas funcionais específicas, estudos prévios utilizando medidas de torque ativo produzido ao longo de determinada amplitude de movimento (curva torque ativo – ADM) buscaram obter informações

(*insights*) sobre possíveis adaptações musculares (HERZOG *et al.*, 1991; SAVELBERG; MEIJER, 2003). Neste contexto, uma mudança no ângulo em que o pico de torque ocorre permite questionar se uma alteração no comprimento do músculo poderia ter influenciado.

Desta forma, uma possível alteração do ângulo de pico de torque associada ao aumento da  $ADM_{máx}$  (medida indireta do comprimento muscular) e à redução da rigidez verificados no presente estudo, poderia reforçar a expectativa de que modificações estruturais ocorreram após as 10 semanas de treinamento de flexibilidade, sendo que essas modificações poderiam estar relacionadas com mudanças do tecido passivo (GOSSELIN *et al.*, 1998) ou ativo (*i.e.*, aumento do número de sarcômeros em série) (GAJDOSIK, 2001). Contudo, não houve alteração do ângulo de pico de torque após o período de treinamento com ambas as técnicas de alongamento. Desta forma, o significativo aumento da  $ADM_{máx}$  verificado no presente estudo parece não ter sido mediado também pelo aumento do número de sarcômeros em série, pois se essa adaptação tivesse ocorrido, refletiria no deslocamento do pico de torque para ângulos maiores na curva torque ativo - ADM.

Embora a carga de treinamento de flexibilidade no presente estudo tenha sido planejada para representar uma carga superior àquelas utilizadas em estudos anteriores (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; REID; MCNAIR, 2004; TOFT *et al.*, 1989), ainda é bem inferior às cargas de treinamento aplicada por longos períodos na prática de diferentes esportes (*i.e.* ginástica rítmica e artística) e atividades físicas (*i.e.* danças). Se este é um aspecto relevante neste contexto e ainda necessita ser investigado. De fato, os estudos com modelo animal, que imobilizaram o músculo em posição alongada, caracterizam-se por uma duração do estímulo de alongamento sobre os tecidos muito superior aos alcançados com o treinamento de flexibilidade *in vivo* (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1971; 1973; 1978). Dados do estudo de Williams (1990) reforçam a discussão em questão. Nesse estudo foi imobilizada a articulação do tornozelo direito do membro posterior de ratos de forma que músculo sóleo permaneceu na posição encurtada por duas semanas, sendo que neste período, quatro grupos realizavam alongamentos diários com durações de 15, 30, 60 e 120

minutos (min.) respectivamente, e depois eram novamente imobilizados. Outros 2 grupos (controle e imobilização contínua do tornozelo) também foram investigados. Os autores verificaram que os grupos, “continuamente imobilizado” e “aquele que realizava 15 min. de alongamentos diários”, mostraram uma redução significativa da ADM e do número de sarcômeros em série em comparação ao grupo controle. Diferentemente, aqueles grupos que realizaram alongamentos diários com duração de 30-120 minutos não apresentaram redução da ADM e mostraram um aumento no número de sarcômeros em série em comparação ao grupo controle, indicando que a duração do estímulo de alongamento é um aspecto relevante nestas adaptações.

Embora no presente estudo não tenha sido verificada uma alteração no ângulo de pico de torque, esse resultado deve ser analisado com cautela. Considerando que o torque mensurado em equipamento isocinético é uma interação de forças ativa e passiva da UMT, para avaliar somente o torque ativo isoladamente seria necessária a subtração das forças passivas (resistência passiva ao alongamento) na curva de torque mensurada pelo equipamento. No entanto, o procedimento adotado no presente estudo não permitiu a aquisição dos valores da resistência passiva ao alongamento. Assim, a redução da resistência ao alongamento no terço distal da curva (rigidez) pode ter influenciado os valores de torque produzido em grandes extensões de joelho, dificultando a identificação de uma possível modificação do ângulo de pico de torque.

Como um grande número de voluntários desse estudo são adultos jovens fisicamente ativos, o aumento da força dos voluntários foi uma preocupação nesse estudo. Para minimizar essa possibilidade, os voluntários foram solicitados no início do experimento a não realizar treinamentos de força ou iniciar novas atividades físicas. A comparação do pico de torque obtido no aparelho isocinético entre pré-teste e pós-teste mostra que o desempenho dos voluntários não alterou.

Outro importante fator a ser considerado é o tamanho amostral necessário para verificar os efeitos do alongamento nessa variável, uma vez que o poder estatístico do presente estudo (0,111) indica uma maior possibilidade de ocorrência do erro tipo II.



### 5.1.6 Possíveis explicações para os efeitos do treinamento

A capacidade flexibilidade está associada a variável ADM, e o seu aumento, como demonstrado no presente estudo, pode ser justificado por alterações biomecânicas ou sensoriais (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010).

As alterações biomecânicas associadas ao aumento da  $ADM_{máx}$  são compreendidas como adaptações da UMT que geram uma modificação da curva torque passivo - ADM. Tais alterações foram demonstradas em estudos com seres humanos *in vivo* (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MAHIEU *et al.*, 2007; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989), embora não tenham sido verificadas em alguns estudos (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Estudos longitudinais envolvendo o estímulo de alongamento em modelo animal mostram que as alterações da curva torque passivo - ADM estão relacionadas às adaptações do tecido conectivo e/ou aumento do número de sarcômeros em série. O aumento do número de sarcômeros em série foi verificado em animais por meio do deslocamento da curva torque passivo - ADM para a direita (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978), assim como por meio do deslocamento do ângulo de pico de torque para maiores comprimentos musculares (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978). Mesmo considerando que o alongamento possa reverter a redução da ADM e do número de sarcômeros em série provocada pela imobilização articular (WILLIAMS, 1990), e que diferentes características da relação torque ativo - ADM frente a demandas funcionais específicas possam ser mediadas possivelmente pela alteração do número de sarcômeros em série (HERZOG *et al.*, 1991; SAVELBERG; MEIJER, 2003), a participação desta adaptação tecidual e sua relevância para o entendimento do aumento da  $ADM_{máx}$  ainda necessitam ser mais investigadas, e permanecem no âmbito da especulação. Dados do presente estudo reforçam essa posição, uma vez que, o ângulo de pico de torque não apresentou alterações significantes, mesmo após um aumento expressivo da  $ADM_{máx}$ . Assim, outras alterações estruturais para além

do aumento do número de sarcômeros devem estar associadas com a modificação da curva torque passivo - ADM verificada no presente estudo.

As diferentes estruturas musculares são envolvidas por um arcabouço complexo de tecido conectivo, que incluem o endomísio, perimísio e epimísio. Purslow (1989) verificou que esse tecido conectivo, em especial o perimísio, é um dos principais responsáveis pela rigidez passiva extracelular. Assim, modificações nesses envoltórios podem gerar alteração da rigidez (GAJDOSIK, 2001; MORSE *et al.*, 2008). Estudos em animais demonstram que a inatividade e o exercício alteram as propriedades mecânicas do tecido conectivo (WOO *et al.*, 1982), assim como sua concentração (maior quantidade de tecido por área) (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1984). Smith *et al.* (1993) relatam que o exercício de alongamento seria um estímulo suficiente para provocar alterações na UMT *in vivo*. Nesse estudo, os autores verificaram aumentos significantes da creatina kinase e da dor muscular tardia, mostrando que a carga mecânica associada ao exercício de alongamento é suficiente para provocar mudanças estruturais no tecido muscular. Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2002) mostraram que três semanas de alongamento passivo estático nos músculos tríceps sural resultou na redução da rigidez da UMT sem alteração da rigidez do tendão, o que confirma que o alongamento gera modificações nos envoltórios musculares *in vivo*.

Para Williams e Goldspink (1984) a quantidade e organização do colágeno parecem influenciar as propriedades do tecido. Reforçando esta perspectiva, de acordo com Gosselin *et al.* (1998), fatores relacionados ao colágeno podem contribuir para a resposta viscoelástica da UMT, incluindo a quantidade de colágeno, sua distribuição, número de ligações entre as fibras colágeno (*cross-links*) e a estrutura organizacional das fibras de colágeno (GOSSELIN *et al.*, 1998). O aumento no número *cross-links* provoca uma redução da movimentação entre essas fibras, causando um aumento da rigidez do tecido (AKESON; AMIEL; WOO, 1980). A relação entre a rigidez e a quantidade de *cross-links* foi demonstrada por Gosselin *et al.* (1998). No estudo de Gosselin *et al.* (1998) verificou-se que existe um aumento da rigidez, quantidade de colágeno e *cross-links* com o envelhecimento dos ratos. Estudos com

humanos *in vivo* mostram um aumento da rigidez com o envelhecimento (MAGNUSSON, 1998; SOBOLEWSKI *et al.*, 2014), o que indica que esse mecanismo pode estar presente em humanos. O aumento da rigidez com o envelhecimento parece ter maior relação com a quantidade de *cross-links* formados do que com a quantidade de tecido conectivo (GOSSELIN *et al.*, 1998). No entanto, a quantidade dessas ligações pode ser reduzida com a atividade física. Os resultados do estudo de Gosselin *et al.* (1998) mostraram que ratos velhos apresentaram uma redução significativa da rigidez e do número de *cross-links*, sem, no entanto, alterar a quantidade de colágeno após o treinamento de corrida. Exercícios de alongamento parecem representar uma carga mecânica suficiente para alterar o metabolismo do tecido conectivo. O estudo de Williams (1988) estudou o efeito do alongamento sobre o tecido conectivo de ratos submetidos a 10 dias de imobilização do músculo sóleo na posição encurtada. O resultado desse estudo demonstrou que houve aumento significativo da concentração do tecido conectivo para os membros imobilizados, mas os membros submetidos a 15 minutos de alongamento passivo estático, em dias alternados, não tiveram alteração na concentração do tecido conectivo. Tais modificações no tecido conectivo parecem ocorrer também em seres humanos após o alongamento. Smith *et al.* (1993) estudaram o efeito do alongamento AC *in vivo* sobre a variável creatina kinase. Os resultados do estudo verificaram aumentos da creatina kinase após o exercício de alongamento, demonstrando que essa atividade é capaz de provocar alterações na UMT *in vivo*.

Como relatado anteriormente, a organização do tecido colágeno também é um aspecto capaz de alterar as propriedades do tecido (GOSSELIN *et al.*, 1998; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1984). Purslow (1989) estudou a orientação das fibras de colágeno no músculo bovino em três posições: músculo encurtado, “em repouso” e alongado. Os resultados mostraram que com o aumento do comprimento do sarcômero de 1.1  $\mu\text{m}$  para 3.8  $\mu\text{m}$  houve redução da angulação das fibras de colágeno (de 80 para 20°) em relação à direção das fibras musculares, seguida de uma redução da ondulação da fibra colágena durante o alongamento muscular. Desta forma, o aumento da tensão passiva durante o alongamento provocaria uma mudança na

angulação das fibras de colágeno. As modificações do ângulo das fibras colágeno no tecido conectivo são corroboradas pelos estudos de Williams e Goldspink (1984) e Rowe (1981). A redução do número de *cross-links* é uma possível justificativa para a redução da rigidez observada no presente estudo. A redução do número de *cross-links* permitiria uma maior movimentação das fibras de colágeno, possibilitando que as mesmas apresentassem uma disposição mais paralela às fibras musculares antes mesmo de produzirem uma maior resistência ao alongamento. Nesse sentido, o aumento da movimentação da fibra colágeno possibilitaria que maiores ADM fossem alcançadas durante o alongamento com um menor torque aplicado, o que poderia estar associado com a redução da rigidez verificada no presente estudo. Estudos futuros são necessários para confirmar esta argumentação. Assim, a compreensão mais aprofundada sobre os diferentes arranjos geométricos envolvendo as estruturas musculares (*i.e.*, fibras musculares, fascículos, envoltórios musculares) será necessária para fornecer maiores subsídios para uma interpretação da mecânica muscular não só durante o alongamento, mas também durante a contração.

Considerando que o corpo humano apresenta uma resposta integrada de diferentes sistemas frente a determinadas demandas, é possível que as alterações biomecânicas (*i.e.*, rigidez) resultantes do treinamento da flexibilidade não sejam completamente isoladas de outras adaptações que possam ocorrer concomitantemente, como por exemplo, alterações sensoriais (*i.e.*, tolerância ao alongamento). Neste sentido, a argumentação anterior relacionada com uma possível melhor movimentação das fibras colágeno do perimísio após o treinamento da flexibilidade pode estar também associada com o aumento da tolerância ao alongamento.

A sensação de desconforto (dor) percebida pelo indivíduo durante o alongamento muscular realizado no treinamento da flexibilidade é decorrente da estimulação dos receptores existentes na unidade musculotendínea, principalmente as terminações nervosas livres. Stacey (1969) verificou a presença de terminações nervosas livres no tecido conectivo e na junção miotendinosa. Diferentes estudos mostraram que as terminações nervosas livres são estimuladas durante o

alongamento (HAYES; KINDIG; KAUFMAN, 2005; MENSE; MEYER, 1985; PAINTAL, 1960), em especial, desencadeando uma despolarização das fibras aferentes do tipo III. Dados do estudo de Cleland, Hayward e Rymer (1990) mostram que a frequência de resposta da fibra aferente do Tipo III (mudança no número de potenciais de ação) aumenta com a elevação da força passiva resultante do alongamento do músculo. Esse resultado corrobora com o comportamento verificado durante o exercício de alongamento, em que o indivíduo relata maior sensação de desconforto (dor) próximo a  $ADM_{máx}$  e é nesta condição que um maior valor de torque de resistência também está presente. Esse torque passivo resultante do alongamento muscular representa a resistência passiva de diferentes estruturas submetidas à deformação (RIEMANN *et al.*, 2001). Considerando, que o tecido conectivo intramuscular (*i.e.*, perímio) possa ter um papel importante neste contexto, de acordo com Magnusson *et al.* (1996c), parte desta carga mecânica imposta a UMT será então distribuída nesta estrutura. Desta forma, entendendo que tecidos mais rígidos podem apresentar maiores restrições ao movimento das fibras colágeno, essa restrição ao movimento poderia também comprometer a distribuição desta carga mecânica sobre este tecido e as terminações nervosas livres. Uma distribuição mais heterogênea da carga mecânica resultaria possivelmente em maior tensão em determinadas áreas do tecido (maior pressão) e receptores sensoriais. Uma possível redução do número de *cross-links* (menor restrição ao movimento das fibras colágeno) permitiria que a carga mecânica fosse mais bem distribuída sobre as terminações nervosas livres, fazendo com que uma menor tensão (pressão) fosse exercida sobre esses receptores. Isso poderia resultar em uma redução dos estímulos aferentes provenientes das fibras dos grupos III e IV, diminuindo a sensação de desconforto (dor) durante o alongamento. Desta forma, a mesma sensação de desconforto sentida no pré-treinamento é percebida após o treinamento somente em ADM maiores, assim como com maiores valores de torque, fazendo sentido com as alterações verificadas nas variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ . Este mesmo raciocínio pode ser utilizado para as variáveis  $PSDA_{Torque}$  e  $PSDA_{ADM}$ .

## 5.2 Destreino

Outro objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos de 10 semanas de destreino sobre as variáveis  $ADM_{\text{máx}}$ ,  $Torque_{\text{máx}}$ ,  $PSDA_{\text{ADM}}$ ,  $PSDA_{\text{Torque}}$ , energia, rigidez nos músculos posteriores da coxa. As médias das variáveis  $ADM_{\text{máx}}$ ,  $Torque_{\text{máx}}$  no destreino apresentaram diferença significativa dos valores mensurados no pré-teste e no pós-teste, sendo as médias no destreino inferiores àquelas do pós-teste, mas superiores àquelas do pré-teste para ambas as variáveis independente da técnica de alongamento. Diferentemente, as médias das variáveis  $PSDA_{\text{ADM}}$ ,  $PSDA_{\text{Torque}}$ , energia, rigidez no destreino não diferiram do pós-teste, com exceção para energia<sub>Total</sub>, mas apresentaram diferença significativa em comparação aos valores médios do pré-teste. Esse resultado está de acordo com a terceira hipótese desse estudo, que indicava que os valores médios das variáveis desse estudo no destreino permaneceriam significativamente diferentes dos valores do pré-teste.

No presente estudo, os grupos AC e TC apresentaram no destreino uma redução da  $ADM_{\text{máx}}$  de 13,4° (11,9%) e 12,0° (9,9%), respectivamente, comparado com o pós-teste, sem diferença significativa entre os grupos. Embora tenha ocorrido uma redução significativa da  $ADM_{\text{máx}}$  após um período de 10 semanas de destreino, a  $ADM_{\text{máx}}$  no destreino ainda representava valores médios 40% superiores aos do pré-teste. O resultado do presente estudo corrobora com os estudos de Rancour *et al.* (2010) e Guissard e Duchateau (2004). Guissard e Duchateau (2004) verificaram que, após 30 dias de destreino, os valores de  $ADM_{\text{máx}}$  ainda eram significativamente superiores aos valores mensurados no pré-teste. Contudo, a  $ADM_{\text{máx}}$  de dorsiflexão após o período de destreino apresentou uma redução de 2,0° (6,2%). Rancour *et al.* (2010) registraram apenas uma redução de 6,7° (7,4%) após quatro semanas de destreino sobre os músculos posteriores da coxa. Diferentes durações no destreino entre os estudos podem explicar os maiores valores percentuais de redução na  $ADM_{\text{máx}}$

verificados no presente estudo. Contrariamente aos resultados anteriores, apenas Willy *et al.* (2001) verificaram que, após quatro semanas de destreino, a  $ADM_{máx}$  não apresentava diferença em relação aos valores pré-treino. Apesar de contradizer os resultados de outras pesquisas, o estudo de Willy *et al.* (2001) apresentou uma redução da  $ADM_{máx}$  envolvendo a musculatura posterior da coxa de 7,1°, próximo ao valor apresentado por Rancour *et al.* (2010) para o mesmo período de destreino. Assim como o estudo de Willy *et al.* (2001) apresentou um aumento da  $ADM_{máx}$  inferior ao estudo de Rancour *et al.* (2010) (9,3° e 19,2°, respectivamente), reduções similares da  $ADM_{máx}$  podem ter aproximado as médias obtidas no destreino e no pré-teste a níveis estatisticamente imperceptíveis. Assim, os resultados do presente estudo referentes à  $ADM_{máx}$  parecem consistentes com a literatura.

Uma justificativa para a manutenção da  $ADM_{máx}$  após a interrupção do treinamento pode estar relacionada com a utilização dessa “nova” ADM durante as atividades de vida diária. Segundo Cyrino *et al.* (2004), a flexibilidade de uma articulação é dependente do seu nível de utilização. Cyrino *et al.* (2004) e Fatouros *et al.* (2006) encontraram aumento da  $ADM_{máx}$  após o treinamento da força com amplitude completa de movimento, demonstrando que a utilização de uma articulação em ADM superiores as normalmente utilizadas pelos indivíduos pode ser um estímulo para o ganho de ADM. Desta forma, estudos que utilizam voluntários fisicamente ativos podem ter uma maior manutenção dos ganhos obtidos com o treinamento. Reforçando este argumento, modificações do nível de atividade física, início de novas práticas esportivas e tempo de realização de atividades físicas, decorrentes do final do semestre letivo de inverno, foram as justificativas utilizadas por Brucker *et al.* (2005) para o ganho de 2,1° de dorsiflexão após a interrupção do treinamento de flexibilidade.

Comparativamente à variável  $ADM_{máx}$ , o número de estudos prévios que investigaram outras variáveis após um período de destreino é reduzido. Considerando o melhor do nosso conhecimento, apenas o estudo de Guissard e Duchateau (2004) investigou o  $Torque_{máx}$  e rigidez. Nesse estudo, após 30 dias de destreino, o valor médio da rigidez não alterou em relação ao pós-treino,

mas permaneceu significativamente menor comparado com o pré-treinamento. Resposta similar foi verificada para esta variável no presente estudo. Contudo, os valores do Torque<sub>máx</sub> no estudo de Guissard e Duchateau (2004) não foram diferentes nas comparações entre pré, pós-treinamento e destreinamento. Esses resultados diferem dos resultados verificados no presente estudo, uma vez que as médias do Torque<sub>máx</sub> no destreinamento foram inferiores àquelas do pós-teste, mas superiores àquelas do pré-teste para ambas as variáveis, independente da técnica de alongamento. Considerando o número reduzido de estudos e as várias diferenças metodológicas entre os estudos existentes, uma comparação com objetivo de encontrar um direcionamento ainda parece ser prematura para as variáveis, como Torque<sub>máx</sub>, rigidez, PSDA e energia.

Analisando o comportamento geral das diferentes variáveis investigadas no destreinamento, os resultados reforçam a ideia de que o corpo humano apresenta uma resposta integrada de diferentes sistemas frente a determinadas demandas, de forma que alterações biomecânicas (i.e., rigidez, energia) resultantes do treinamento da flexibilidade não sejam completamente isoladas de outras adaptações, como alterações sensoriais (i.e., PSDA, ADM<sub>máx</sub>). Neste sentido, após 10 semanas sem treinamento, a ADM<sub>máx</sub> ainda permaneceu com valores superiores àqueles do pré-teste, acompanhada de respostas significativas da rigidez e energia (alterações biomecânicas), assim como da PSDA (alteração sensorial). Contudo, o conhecimento a respeito dos mecanismos envolvidos nestas alterações ainda é incipiente.

Enquanto a resposta da variável energia<sub>3/3</sub> apresentou um comportamento consistente, analisando o efeito após o treinamento e destreinamento, o mesmo não aconteceu com a variável energia<sub>Total</sub>. Essa variável apresentou uma alteração significativa apenas após o período de destreinamento. Este resultado foi inesperado e uma fundamentação plausível no momento parece não estar disponível. Um possível aspecto metodológico que possa ser considerado para discussão está relacionado com o procedimento de equiparação das curvas torque passivo - ADM para o cálculo da energia<sub>Total</sub>. O corte da curva torque passivo - ADM no pré-teste, pós-teste e destreinamento foi realizado considerando a ADM onde ocorreu o



aumento da EMG. O sinal eletromiográfico ocorreu em menores ADM no pré-teste, o que acarretou o corte das curvas do pós-teste e destreinamento para a mesma ADM. Como as  $ADM_{m\acute{a}x}$  no pós-teste e destreinamento foram significativamente maiores que a  $ADM_{m\acute{a}x}$  no pré-teste (~60% e ~40% respectivamente), a curva do pré-teste foi comparada com as porções iniciais da curva torque passivo - ADM do pós-teste. Como relatado por Magnusson *et al.* (1996c), os terços iniciais da curva torque passivo - ADM podem apresentar uma maior variação comparados com o terço final da curva. Contudo, ambas as variáveis,  $energia_{3/3}$  e  $energia_{Total}$ , apresentam altos coeficientes de variação (>40%) no presente estudo.

### 5.3 Limitações

A não diferença significativa entre as técnicas de alongamento para as variáveis estudadas poderia indicar uma influência do efeito cruzado entre os membros, como já demonstrado para a capacidade física força (CARROLL *et al.*, 2006; MUNN; HERBERT; GANDEVIA, 2004). No entanto, essa justificativa não pode ser aplicada à capacidade física flexibilidade. Vários estudos longitudinais sobre a flexibilidade realizaram o treinamento em um membro inferior enquanto o membro inferior contralateral foi utilizado como controle (LAW *et al.*, 2009; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; MCHUGH *et al.*, 1998; YLINEN *et al.*, 2009). Esses estudos foram consistentes em mostrar que as variáveis do membro treinado foram alteradas com o treinamento, mas o membro controle não sofreu alterações significativas para as variáveis estudadas. Os resultados desses estudos demonstram que o treinamento da flexibilidade foi eficaz para gerar alterações no membro treinado, mas que essas alterações não influenciam o membro inferior utilizado como controle. Desta forma, informações prévias suportam a utilização de ambos os membros inferiores para o treinamento de técnicas de alongamento distintas, sem questionar a influência de um possível efeito cruzado.

## 6 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que 10 semanas de treinamento geraram aumento da  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ ,  $PSDA_{ADM}$ ,  $PSDA_{Torque}$ , assim como redução da rigidez e energia, sem que fossem encontradas alterações no ângulo de pico de torque. Esses resultados demonstraram que o ganho de  $ADM_{máx}$  após o treinamento parece ser decorrente de mecanismos biomecânicos e sensoriais.

Após 10 semanas de destreino, foi verificado que as variáveis estudadas apresentavam valores diferentes dos mensurados antes do treinamento. Devido a não diferença significativa entre a média dos valores do pós-teste e destreino para as variáveis biomecânicas e sensoriais, podemos concluir que ambos os mecanismos têm participação na manutenção da  $ADM_{MÁX}$ .

Não foram verificadas diferença entre as técnicas de alongamento AC e TC, mostrando que, para as variáveis estudadas, ambas as técnicas foram igualmente eficazes.

## REFERÊNCIAS

AKESON, W. H.; AMIEL, D.; WOO, S. L. Immobility effects on synovial joints the pathomechanics of joint contracture. **Biorheology**, v. 17, n. 1-2, p. 95-110, 1980.

AQUINO, C. F. *et al.* Stretching versus strength training in lengthened position in subjects with tight hamstring muscles: a randomized controlled trial. **Man Ther**, v. 15, n. 1, p. 26-31, Feb 2010.

AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. **Fisioter. mov**, v. 18, n. 2, p. 35-43, 06 2005.

AYALA, F.; ANDUJAR, P. S. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 2, p. 430-6, Feb 2010.

BALLANTYNE, F.; FRYER, G.; MCLAUGHLIN, P. The effect of muscle energy technique on hamstring extensibility: the mechanism of altered flexibility. **Journal of Osteopathic Medicine**, v. 6, n. 2, p. 59-63, 10 2003.

BANDY, W. D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. **Phys Ther**, v. 74, n. 9, p. 845-50; discussion 850-2, Sep 1994.

BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Phys Ther**, v. 77, n. 10, p. 1090-6, Oct 1997.

\_\_\_\_\_. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 27, n. 4, p. 295-300, Apr 1998.

BEHM, D. G.; CHAOUACHI, A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 11, p. 2633-51, Nov 2011.

BEN, M.; HARVEY, L. A. Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. **Scand J Med Sci Sports**, v. 20, n. 1, p. 136-44, Feb 2010.

BJORKLUND, M.; HAMBERG, J.; CRENSHAW, A. G. Sensory adaptation after a 2-week stretching regimen of the rectus femoris muscle. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 9, p. 1245-50, Sep 2001.

BLACKBURN, J. T. *et al.* Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clin Biomech**, v. 19, n. 1, p. 36-43, Jan 2004.

BLAZEVICH, A. J. *et al.* Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. **J Appl Physiol**, v. 113, n. 9, p. 1446-55, Nov 2012.

BOAKES, J. L. *et al.* Muscle adaptation by serial sarcomere addition 1 year after femoral lengthening. **Clin Orthop Relat Res**, v. 456, p. 250-3, Mar 2007.

BORMS, J. *et al.* Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. **J Sports Sci**, v. 5, n. 1, p. 39-47, Spring 1987.

BOYCE, D.; BROSKEY, J. A., JR. Determining the minimal number of cyclic passive stretch repetitions recommended for an acute increase in an indirect measure of hamstring length. **Physiother Theory Pract**, v. 24, n. 2, p. 113-20, Mar-Apr 2008.

BRUCKER, J. B. *et al.* An 18-day stretching regimen, with or without pulsed, shortwave diathermy, and ankle dorsiflexion after 3 weeks. **J Athl Train**, v. 40, n. 4, p. 276-80, Oct-Dec 2005.

BURKHOLDER, T. J. Age does not influence muscle fiber length adaptation to increased excursion. **J Appl Physiol**, v. 91, n. 6, p. 2466-70, Dec 2001.

CABIDO, C. E. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **J Strength Cond Res**, v. 28, n. 4, p. 1050-1057, Sep 25 2014.

CABIDO, C. E. *et al.* Comparison of viscoelastic stress relaxation response between flexible and inflexible individuals. **Portuguese Journal of Sport Sciences**, v. 11 (Suppl. 2), p. 689-692, 2011.

CARROLL, T. J. *et al.* Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. **J Appl Physiol**, v. 101, n. 5, p. 1514-22, Nov 2006.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scand J Med Sci Sports**, v. 11, n. 2, p. 81-6, Apr 2001.

CHLEBOUN, G. S. *et al.* The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. **Clin Biomech**, v. 12, n. 6, p. 383-392, Sep 1997.

CLELAND, C. L.; HAYWARD, L.; RYMER, W. Z. Neural mechanisms underlying the clasp-knife reflex in the cat. II. Stretch-sensitive muscular-free nerve endings. **J Neurophysiol**, v. 64, n. 4, p. 1319-30, Oct 1990.

COTOFANA, S. *et al.* Correlation between single-slice muscle anatomical cross-sectional area and muscle volume in thigh extensors, flexors and adductors of perimenopausal women. **Eur J Appl Physiol**, v. 110, n. 1, p. 91-7, Sep 2010.

CYRINO, E. S. *et al.* Comportamento da flexibilidade após 10semanas de treinamento com pesos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 10, n. 4, p. 233-237, Jul/Ago 2004.

DE DEYNE, P. G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys Ther**, v. 81, n. 2, p. 819-27, Feb 2001.

DRAPER, D. O. *et al.* The Carry-Over Effects of Diathermy and Stretching in Developing Hamstring Flexibility. **J Athl Train**, v. 37, n. 1, p. 37-42, Mar 2002.

FASEN, J. M. *et al.* A randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 2, p. 660-7, Mar 2009.

FATOUROS, I. G. *et al.* Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **J Strength Cond Res**, v. 20, n. 3, p. 634-42, Aug 2006.

FELAND, J. B. *et al.* The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Phys Ther**, v. 81, n. 5, p. 1110-7, May 2001.

FERREIRA, G. N.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; GUIMARAES, C. Q. Gains in flexibility related to measures of muscular performance: impact of flexibility on muscular performance. **Clin J Sport Med**, v. 17, n. 4, p. 276-81, Jul 2007.

FOLPP, H. *et al.* Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? **Aust J Physiother**, v. 52, n. 1, p. 45-50, 2006.

FREITAS, S. R. *et al.* Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. **Clin Physiol Funct Imaging**, Aug 27 2014.

GAJDOSIK, R. Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles. **JOSPT**, v. 14, n. 6, p. 250-255, 1991.

GAJDOSIK, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clin Biomech**, v. 16, n. 2, p. 87-101, Feb 2001.

GAJDOSIK, R. L. *et al.* A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. **European journal of applied physiology**, v. 99, n. 4, p. 449-54, Mar 2007.

GAJDOSIK, R. L. *et al.* Dynamic elastic and static viscoelastic stress-relaxation properties of the calf muscle-tendon unit of men and women. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 14, n. 1, p. 33 - 44, 2006.

GOLDSPINK, G. Sarcomere length during post-natal growth of mammalian muscle fibres. **J Cell Sci**, v. 3, n. 4, p. 539-48, Dec 1968.

\_\_\_\_\_. Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: KOMI, P. V. (Ed.). **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell science, 1992. p.211-229.

GOLDSPINK, G. *et al.* Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. **J Physiol**, v. 236, n. 3, p. 733-42, Feb 1974.

GOSSELIN, L. E. *et al.* Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. **J Appl Physiol**, v. 85, n. 3, p. 1011-6, Sep 1998.

GREGO NETO, A.; MANFFRA, E. F. Influência do volume de alongamento estático dos músculos isquiotibiais nas variáveis isocinéticas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 15, p. 104-109, 2009.

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. **J Physiol**, v. 489 ( Pt 2), p. 593-602, Dec 1 1995.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. **Muscle Nerve**, v. 29, n. 2, p. 248-55, Feb 2004.

HALBERTSMA, J. P.; GOEKEN, L. N. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 9, p. 976-81, Sep 1994.

HALBERTSMA, J. P. *et al.* Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 2, p. 232-8, Feb 2001.

HALBERTSMA, J. P.; VAN BOLHUIS, A. I.; GOEKEN, L. N. Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 77, n. 7, p. 688-92, Jul 1996.

HAYES, B. *et al.* Lack of neuromuscular origins of adaptation after a long-term stretching program. **J Sport Rehabil**, v. 21, n. 2, p. 99-106, May 1, 2012 2012.

HAYES, S. G.; KINDIG, A. E.; KAUFMAN, M. P. Comparison between the effect of static contraction and tendon stretch on the discharge of group III and IV muscle afferents. **J Appl Physiol**, v. 99, n. 5, p. 1891-6, Nov 2005.

HERDA, T. J. *et al.* The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. **Scand J Med Sci Sports**, v. 24, n. 1, p. 62-7, Feb 2014.

HERDA, T. J. *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 43, n. 9, p. 1777-84, Sep 2011.

HERZOG, W. *et al.* Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 11, p. 1289-96, Nov 1991.

HOUSH, D. J. *et al.* Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. **J Appl Physiol**, v. 73, n. 1, p. 65-70, Jul 1992.

HUTTON, R. S. Neuromuscular basis of stretching exercises. In: KOMI, P. V. (Ed.). **Strength and power in sport**. Oxford: Blackwell science, 1992. p.29-38.

JOHNS, R. J.; WRIGHT, V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. **Journal of applied physiology**, v. 17, n. 5, p. 824-828, 1962.

KAY, A. D.; BLAZEVICH, 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, n. 4, p. 1249-56, Apr 2009.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **J Appl Physiol**, v. 92, n. 2, p. 595-601, Feb 2002.

KUO, P. H.; DESHPANDE, A. D. Muscle-tendon units provide limited contributions to the passive stiffness of the index finger metacarpophalangeal joint. **J Biomech**, v. 45, n. 15, p. 2531-8, Oct 11 2012.

LAROCHE, D. P.; CONNOLLY, D. A. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. **Am J Sports Med**, v. 34, n. 6, p. 1000-7, Jun 2006.

LAW, R. Y. *et al.* Stretch exercises increase tolerance to stretch in patients with chronic musculoskeletal pain: a randomized controlled trial. **Phys Ther**, v. 89, n. 10, p. 1016-26, Oct 2009.

LENAERTS, A.; VERBRUGGEN, L. A.; DUQUET, W. Reproducibility and reliability of measurements using a linear isokinetic dynamometer, Aristokin. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 41, n. 3, p. 362-70, Sep 2001.

LYNN, R.; MORGAN, D. L. Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. **J Appl Physiol**, v. 77, n. 3, p. 1439-44, Sep 1994.

LYNN, R.; TALBOT, J. A.; MORGAN, D. L. Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running. **J Appl Physiol**, v. 85, n. 1, p. 98-104, Jul 1998.

MAGALHÃES, F. A. **Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco e muito flexíveis.** 2010. 62 (Mestre). Universidade Federal de Minas Gerais

MAGID, A.; LAW, D. J. Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. **Science**, v. 230, n. 4731, p. 1280-2, Dec 13 1985.

MAGNUSSON, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. **Scand J Med Sci Sports**, v. 8, n. 2, p. 65-77, Apr 1998.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. **J Physiol**, v. 531, n. Pt 1, p. 277-88, Feb 15 2001.

MAGNUSSON, S. P.; AAGAARD, P.; NIELSON, J. J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 6, p. 1160-4, Jun 2000.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. **Scand J Med Sci Sports**, v. 10, n. 6, p. 351-9, Dec 2000.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **Int J Sports Med**, v. 19, n. 5, p. 310-6, Jul 1998.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scand J Med Sci Sports**, v. 7, n. 4, p. 195-202, Aug 1997.



MAGNUSSON, S. P. *et al.* Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 77, n. 4, p. 373-8, Apr 1996a.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scand J Med Sci Sports**, v. 5, n. 6, p. 342-7, Dec 1995.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **Am J Sports Med**, v. 24, n. 5, p. 622-8, Sep-Oct 1996b.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J Physiol**, v. 497 ( Pt 1), p. 291-8, Nov 15 1996c.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. **Scand J Med Sci Sports**, v. 6, n. 6, p. 323-8, Dec 1996d.

MAHIEU, N. N. *et al.* Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, n. 3, p. 494-501, Mar 2007.

MARSHALL, P. W.; CASHMAN, A.; CHEEMA, B. S. A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. **Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia**, v. 14, n. 6, p. 535-40, Nov 2011.

MCHUGH, M. P. *et al.* The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, n. 6, p. 928-32, Jun 1998.

MCHUGH, M. P. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, n. 12, p. 1375-82, Dec 1992.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 3, p. 354-8, Mar 2001.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. **Clin Biomech**, v. 17, n. 7, p. 536-40, Aug 2002.

MENSE, S.; MEYER, H. Different types of slowly conducting afferent units in cat skeletal muscle and tendon. **J Physiol**, v. 363, p. 403-17, Jun 1985.

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, Jan 1 2008.

MUNN, J.; HERBERT, R. D.; GANDEVIA, S. C. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. **J Appl Physiol**, v. 96, n. 5, p. 1861-6, May 2004.

NAKAMURA, M. *et al.* Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **Eur J Appl Physiol**, v. 112, n. 7, p. 2749-55, Jul 2012.

NARICI, M. V.; ROI, G. S.; LANDONI, L. Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 57, n. 1, p. 39-44, 1988.

NELSON, R. T.; BANDY, W. D. An Update on Flexibility. **Strength & Conditioning Journal**, v. 27, n. 1, p. 10-16, 2005.

NORDEZ, A. *et al.* Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. **Int J Sports Med**, v. 29, n. 5, p. 414-8, May 2008.

PAINTAL, A. S. Functional analysis of group III afferent fibres of mammalian muscles. **J Physiol**, v. 152, p. 250-70, Jul 1960.

PEIXOTO, G. H. **Efeito do treinamento muscular concêntrico e da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular**. 2007. 109 Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Minas Gerais

PEIXOTO, G. H. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in the hamstring muscle before and after a 10-week stretching program. **Muscle Nerve**, v. ACEITO, 2014.

PEIXOTO, G. H. *et al.* Comparison of two methods to calculate passive muscle stiffness in human. **Portuguese Journal of Sport Sciences**, v. 11 (Suppl. 2), p. 923-926, 2011.

PURSLOW, P. P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. **J Biomech**, v. 22, n. 1, p. 21-31, 1989.

RANCOUR, J. L. *et al.* Superficial precooling on a 4-week static stretching regimen: a randomized trial. **Sports Health**, v. 2, n. 5, p. 433-6, Sep 2010.

REID, D. A.; MCNAIR, P. J. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n. 11, p. 1944-8, Nov 2004.

RIEMANN, B. L. *et al.* The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. **Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 4, p. 369-375, Oct-Dec 2001.

ROBERTS, J. M.; WILSON, K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. **Br J Sports Med**, v. 33, n. 4, p. 259-63, Aug 1999.

ROWE, R. W. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. **Tissue Cell**, v. 13, n. 4, p. 681-90, 1981.

RYAN, E. D. *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 10, p. 632-9, Oct 2008a.

RYAN, E. D. *et al.* Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, n. 8, p. 1529-37, Aug 2008b.

RYAN, E. D. *et al.* Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. **J Sports Sci**, v. 27, n. 9, p. 957-61, Jul 2009a.

RYAN, E. D. *et al.* Passive properties of the muscle-tendon unit: the influence of muscle cross-sectional area. **Muscle Nerve**, v. 39, n. 2, p. 227-9, Feb 2009b.

RYAN, E. D. *et al.* Dynamics of viscoelastic creep during repeated stretches. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 22, n. 2, p. 179-84, Apr 2012.

RYAN, E. D. *et al.* Viscoelastic creep in the human skeletal muscle-tendon unit. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 1, p. 207-11, Jan 2010.

SAVELBERG, H. H.; MEIJER, K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **J Appl Physiol**, v. 94, n. 6, p. 2241-8, Jun 2003.

SMITH, L. L. *et al.* The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. **Res Q Exerc Sport**, v. 64, n. 1, p. 103-7, Mar 1993.

SOBOLEWSKI, E. J. *et al.* The influence of age on the viscoelastic stretch response. **J Strength Cond Res**, v. 28, n. 4, p. 1106-12, Apr 2014.

STACEY, M. J. Free nerve endings in skeletal muscle of the cat. **J Anat**, v. 105, n. Pt 2, p. 231-54, Sep 1969.

STARRING, D. T. *et al.* Comparison of cyclic and sustained passive stretching using a mechanical device to increase resting length of hamstring muscles. **Phys Ther**, v. 68, n. 3, p. 314-20, Mar 1988.

SULLIVAN, M. K.; DEJULIA, J. J.; WORRELL, T. W. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, n. 12, p. 1383-9, Dec 1992.

TABARY, J. C. *et al.* Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. **J Physiol**, v. 224, n. 1, p. 231-44, Jul 1972.

TAYLOR, D. C. *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am J Sports Med**, v. 18, n. 3, p. 300-9, May-Jun 1990.

TOFT, E. *et al.* Passive tension of the ankle before and after stretching. **Am J Sports Med**, v. 17, n. 4, p. 489-94, Jul-Aug 1989.

WALLIN, D. *et al.* Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. **Am J Sports Med**, v. 13, n. 4, p. 263-8, Jul-Aug 1985.

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. **Eur J Appl Physiol**, v. 93, n. 5-6, p. 614-23, Mar 2005.

WEIR, J. P. *et al.* The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 25, n. 4, p. 264-70, Apr 1997.

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, Mar 2010.

WIEMANN, K.; HAHN, K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. **Int J Sports Med**, v. 18, n. 5, p. 340-6, Jul 1997.

WILLIAMS, J. G.; ODLEY, J. L.; CALLAGHAN, M. Motor Imagery Boosts Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in the Attainment and Retention of Range-of-Motion at the Hip Joint. **J Sports Sci Med**, v. 3, n. 3, p. 160-6, Sep 2004.

WILLIAMS, P. E. Effect of intermittent stretch on immobilised muscle. **Ann Rheum Dis**, v. 47, n. 12, p. 1014-6, Dec 1988.

\_\_\_\_\_. Use of intermittent stretch in the prevention of serial sarcomere loss in immobilised muscle. **Ann Rheum Dis**, v. 49, n. 5, p. 316-7, May 1990.

WILLIAMS, P. E. *et al.* The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. **J Anat**, v. 158, p. 109-14, Jun 1988.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G. Longitudinal growth of striated muscle fibres. **J Cell Sci**, v. 9, n. 3, p. 751-67, Nov 1971.

\_\_\_\_\_. The effect of immobilization on the longitudinal growth of striated muscle fibres. **J Anat**, v. 116, n. Pt 1, p. 45-55, Oct 1973.

\_\_\_\_\_. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. **J Anat**, v. 127, n. Pt 3, p. 459-68, Dec 1978.

\_\_\_\_\_. Connective tissue changes in immobilised muscle. **J Anat**, v. 138 ( Pt 2), p. 343-50, Mar 1984.

WILLY, R. W. *et al.* Effect of cessation and resumption of static hamstring muscle stretching on joint range of motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 31, n. 3, p. 138-44, Mar 2001.

WOO, S. L. *et al.* Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. **Biorheology**, v. 19, n. 3, p. 397-408, 1982.

YEH, C. Y.; CHEN, J. J.; TSAI, K. H. Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 17, n. 4, p. 453-61, Aug 2007.

YEH, C. Y.; TSAI, K. H.; CHEN, J. J. Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 86, n. 2, p. 235-41, Feb 2005.

YLINEN, J. *et al.* Effect of stretching on hamstring muscle compliance. **J Rehabil Med**, v. 41, n. 1, p. 80-4, Jan 2009.

YODAS, J. W. *et al.* The effect of static stretching of the calf muscle-tendon unit on active ankle dorsiflexion range of motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 7, p. 408-17, Jul 2003.

ZAZÁ, D. C.; MENZEL, H.-J. K.; CHAGAS, M. H. Efeito do step-training no aumento da força muscular em mulheres idosas saudáveis. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 12, p. 164-170, 2010.

ZEBAS, C. J.; RIVERA, M. L. Retention of flexibility in selected joints after cessation of a stretching exercise program. **Exercise Physiology: Current Selected Research**, v. 1, p. 181-191, 1985.

## APÊNDICE

### APÊNDICE A- Termo de consentimento

#### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho por meio deste convidá-lo (a) a participar da pesquisa intitulada "Efeito de 10 semanas de treinamento da flexibilidade com as técnicas passiva-estática e passiva-dinâmica nas variáveis biomecânicas e sensoriais" que será realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (orientador) e Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado (Doutorando).

A pesquisa investigará o efeito de 10 semanas de treinamento seguido de 10 semanas de destreinamento da flexibilidade com as técnicas de alongamento passiva-estática e passiva-dinâmica. Para isso, haverá a mensuração da flexibilidade pelo *Flexmachine* e da área de secção transversa da coxa por meio da imagem de ressonância magnética, em ambas coxas. Nesse período será realizada a tricotomização (raspagem dos pêlos) da região posterior da coxa para a colocação de eletrodos de superfície.

Por se tratar de um treinamento com técnicas de alongamentos utilizadas na prática esportiva e de reabilitação existe risco associado a este estudo que podem incluir lesões musculoesqueléticas e traumatismo.

Será garantido o anonimato dos voluntários e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório de Biomecânica. Os pesquisadores se põem a disposição dos voluntários para responder qualquer dúvida que possa surgir.

O voluntário poderá se recusar a participar desse estudo ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar justificar-se e sem qualquer constrangimento ou transtorno. Não está prevista qualquer forma de remuneração.

Os pesquisadores podem decidir sobre a exclusão de qualquer voluntário do estudo por razões científicas, sobre as quais os mesmos serão devidamente informados.

Portanto, eu, \_\_\_\_\_, voluntariamente concordo em participar dessa pesquisa nos termos acima expostos.

Belo Horizonte, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013.

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

Declaro que expliquei os objetivos desse estudo, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

Assinatura do pesquisador responsável: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas  
Sub-coordenador do Laboratório de Biomecânica/ CENESP-UFMG

Tel.: 3409-2360/ 8875-1269 (Contatos: Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado)

COEP - Comitê de Ética em Pesquisa  
Av. Antônio Carlos, 6627 Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 Tel.: 3409-4592  
Campus Pampulha Belo Horizonte, MG – Brasil 31270-901

## ANEXO

### Anexo A - Parecer EPIC 240.813

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



#### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

##### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITO DE 10 SEMANAS DE TREINAMENTO DA FLEXIBILIDADE.

**Pesquisador:** Mauro Heleno Chagas

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 09096312.7.0000.5149

**Instituição Proponente:** PRO REITORIA DE PESQUISA ((UFMG))

**Patrocinador Principal:** Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais  
Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico ((CNPq))  
FUNDAÇÃO DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DE MINAS GERAIS

##### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 240.813

**Data da Relatoria:** 04/04/2013

##### Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo analítico comparativo com 36 indivíduos distribuídos em dois grupos, a saber: Grupo Treinamento e Grupo Controle. Serão realizados os seguintes procedimentos: medidas antropométricas e a aferição da massa do segmento perna-pé e posicionamento no aparelho flexmachine e todos os ajustes serão registrados para serem utilizados nos treinamentos e nos testes (procedimentos para mensuração das variáveis). Os testes ocorrerão a cada 2 semanas pelo período de 20 semanas, sendo 10 semanas de treinamento e as demais de destreinamento. Além dos testes o grupo treinamento realizará a técnica de alongamento torque constante (TC) em um membro inferior, enquanto o membro inferior contralateral realizará a técnica ângulo constante (AC). Cada voluntário realizará 3 repetições válidas com cada membro inferior, durante as quais as variáveis ADM, Torque, EMG e PSDA serão mensuradas. Em seguida, os voluntários do grupo controle permanecerão posicionados no flexmachine, enquanto o grupo treinamento realizará uma sessão de alongamentos.

##### Objetivo da Pesquisa:

Comparar os efeitos de 10 semanas de treinamento das técnicas de alongamentos com torque constante e ângulo constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais dos músculos posteriores da coxa.

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901

**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE

**Telefone:** (31)3409-4592

**E-mail:** coep@prpq.ufmg.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os pesquisadores apontam que a realização do estudo envolve os riscos gerais relacionados à prática de exercícios físicos como lesões musculoesqueléticas e traumatismos, mas que em condições laboratoriais, a possibilidade de ocorrência é mínima. Continua sem explicitação das ações possíveis para a minimização dos riscos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O texto do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi reformulado mantendo a forma de convite com uma redação mais esclarecedora. Contudo permanece a referencia a possibilidade de lesões musculoesqueléticas e traumatismos, mas no TCLE não há menção á minimização possível a estas dores musculares leves.

Os demais termos obrigatórios estão presentes.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

No projeto apresentado ficou esclarecido a faixa etária dos sujeitos de pesquisa e a forma de recrutamento de sujeitos. Participarão deste estudo 36 voluntários do sexo masculino com idades entre 18 e 35 anos, estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Recomenda-se, contudo a ampliação do recrutamento uma vez que sendo estudantes da própria EEFFTO permanece o constrangimento da recusa dentro do ambiente onde os sujeitos de pesquisa onde mesclam duas funções a de aluno e a de sujeito de pesquisa.

**Recomendações:**

O TCLE foi reescrito, com os esclarecimentos do pesquisador quanto aos procedimentos a serem realizados, riscos e benefícios citados no projeto de pesquisa.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Somos pela aprovação do projeto "EFEITO DE 10 SEMANAS DE TREINAMENTO DA FLEXIBILIDADE" do pesquisador Mauro Heleno Chagas, observadas as recomendações de explicitação das ações para minimização dos riscos e a ampliação do recrutamento.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Aprovado conforme parecer.

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

**Bairro:** Unidade Administrativa II

**CEP:** 31.270-901

**UF:** MG

**Município:** BELO HORIZONTE

**Telefone:** (31)3409-4592

**E-mail:** coep@prpq.ufmg.br