

BÁRBARA PESSALI MARQUES

COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO DOS  
MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA NAS VARIÁVEIS  
BIOMECÂNICAS E NA PRIMEIRA SENSAÇÃO DE  
ALONGAMENTO EM ADULTOS JOVENS TREINADOS E NÃO-  
TREINADOS EM FLEXIBILIDADE

Belo Horizonte  
Universidade Federal De Minas Gerais  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
2015

BÁRBARA PESSALI MARQUES

COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO DOS  
MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA NAS VARIÁVEIS  
BIOMECÂNICAS E NA PRIMEIRA SENSAÇÃO DE  
ALONGAMENTO EM ADULTOS JOVENS TREINADOS E NÃO-  
TREINADOS EM FLEXIBILIDADE

Dissertação apresentada ao curso de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte  
2015

M357c Marques, Bárbara Pessali  
2015

Comparação do efeito do alongamento dos músculos posteriores da coxa nas variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento em adultos jovens treinados e não treinados em flexibilidade. [manuscrito] / Bárbara Pessali Marques – 2015.

67 f., enc.: il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

Mestrado (dissertação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 57-62

1. Exercícios de alongamento- Teses. 2. Alongamento (Fisiologia)- Teses. 3. Bailarinos- Teses. 4. Biomecânica-Teses. I. Chagas, Mauro Heleno. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Dissertação intitulada **“Comparação do efeito agudo do alongamento dos músculos posteriores da coxa nas variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento em adultos jovens treinados e não-treinados em flexibilidade”**, de autoria da mestranda **Bárbara Pessali Marques**, defendida em 27 de Março de 2015, 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. André Gustavo Pereira de Andrade  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Thales Rezende de Souza  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 27 de Março de 2015

*Dedico este trabalho aos meus amados pais.*

## AGRADECIMENTOS

O melhor de chegar ao fim é saber que ele é apenas uma parte do processo, é o impulso para uma nova busca, é a certeza de que ainda não se sabe tudo e com isso, a constatação de que ainda não acabou. Logo, o fim é apenas o começo.

Deste fim participaram muitas pessoas, cada uma com seu grau de envolvimento, mas nenhuma menos importante.

Como não posso deixar de relacionar minha vida a um espetáculo considero-me coreógrafa dessa obra, e aplaudo de pé o diretor, Dr. Mauro Heleno Chagas. Sem ele não saberia para que lado dançar...

Meus preparadores físicos mamãe (Soraya Queiroz Pessali), papai (Robson Marques dos Santos) e irmãozinho (Gustavo Pessali Marques), que me ajudaram a carregar todos os pesos. Meu preparador psicológico, Deus, que debateu e discutiu comigo todas as noites, incansavelmente...

Meus roteiristas (Dr. Gustavo Peixoto, Ms. Silvia Santos, Ms. Fabiola Araújo) pelas correções e textos coloridos. Meu preparador técnico (Dr. André Gustavo Andrade) que me ensinou mais do que fazer funcionar e sim como fazer!

À minha equipe cenográfica (Ms. Carlos Eduardo Campos e Vitor Lopes) que me ajudaram a fazer meu cenário (Maca Amanda) virar realidade e principalmente ao Ms. Christian Cabido, que dividiu a “paternidade” comigo e foi muitas vezes meu co-diretor.

Aos atores que contracenaram comigo no momento mais importante (Sara Oliveira, Frank Tourino, Célia Tadeu, Livia Gallo, SESC Cia de Dança, CEFAR – Centro de Formação Artística do Palácio das Artes e voluntários).

Às minhas preparadoras artísticas da Trama cia de Dança, por dividirem comigo o amor pela arte, minha fonte de inspiração diária. Ao meu suporte financeiro (Bastidores Centro de Treinamento Personalizado e Compasso Academia de Dança) por sustentar esse espetáculo. Ao fotógrafo da obra, Guilherme Cunha.

A todos os meus alunos e colegas de trabalho, por serem eternos voluntários dos pilotos (dos pilotos) da criação dos passos dessa coreografia. Ao meu público fiel, sempre na primeira fila (amigos e familiares).

Aos parceiros coreógrafos de outros temas, que complementam uns aos outros formando um incrível festival (professores e alunos do GEDAM, LAFISE, CECA, LAC, LAPES, LAMUSC e principalmente BIOLAB).

Por fim, aos críticos desse espetáculo Dr. André Gustavo Andrade e Dr. Thales Souza, que assistiram, avaliaram e julgaram objetivando o crescimento e melhora da obra, mas principalmente de sua autora.

“Procuro nas coisas vagas  
Ciência!  
Eu movo dezenas de músculos  
Para sorrir...

Nos poros a contrair  
Nas pétalas do jasmim  
Com a brisa que vem roçar  
Da outra margem do mar...

Procuro na paisagem  
Cadência!  
Os átomos coreografam  
A grama do chão...

Na pele braile pra ler  
Na superfície de mim  
Milímetros de prazer  
Quilômetros de paixão...

Vem pr’esse mundo  
Deus quer nascer  
Há algo invisível e encantado  
Entre eu e você  
E a alma aproveita pra ser  
A matéria e viver...

E a alma aproveita  
Pra viver!  
Que a alma aproveita pra ser  
A matéria e viver.”

## RESUMO

Estudos que compararam a resposta da unidade músculo-tendão (UMT) quando submetida ao exercício de alongamento associadas a indivíduos mais e menos flexíveis encontraram comportamentos distintos. Desta forma, é possível questionar se indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade responderiam de maneira semelhante a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. O objetivo deste estudo foi comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento (PSDA) entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa por meio da análise das variáveis amplitude de movimento máxima ( $ADM_{Máx}$ ), torque relativo a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento ( $torque_{ADM}$ ), valor de ADM e torque no momento em que o voluntário relatou a PSDA ( $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente). Participaram deste estudo 23 voluntários ( $21,5 \pm 0,60$  anos) no grupo treinados (GT) e 23 ( $27,5 \pm 0,98$  anos) no grupo não-treinados (GNT). Todos os voluntários passaram por uma sessão de familiarização e ambos os membros passaram pelas situações controle e protocolo de treinamento aleatoriamente em dias alternados, respeitando um intervalo de 24 a 48 horas entre as sessões. Uma maca adaptada para a realização do Teste de Extensão de joelhos (TEJ) foi utilizada. A  $ADM_{Máx}$  foi obtida no momento em que o avaliador percebeu o aumento significativo da resistência ao alongamento na musculatura posterior da coxa, a partir desse valor o torque correspondente ( $torque_{Máx}$ ) foi utilizado para a manutenção do alongamento mantendo o torque constante (TC). Foram realizadas seis séries de 30s de alongamento a 100% do  $torque_{Máx}$ . Os dados foram analisados como a diferença entre o pós em relação ao pré-teste (delta). Uma ANOVA *two way* em esquema fatorial com *post hoc* de Tukey foi utilizada para comparar a diferença entre os grupos e o nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ . Ambos os grupos apresentaram aumento da  $ADM_{Máx}$ , e redução do  $torque_{ADM}$ , porém, a magnitude do ganho da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT. Os grupos tiveram comportamento distinto analisado por meio das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$ . A  $ADM_{PSDA}$  aumentou para o GNT e não modificou para o GT enquanto que a  $torque_{PSDA}$  não modificou para o GNT e reduziu para o GT. Os resultados demonstraram que o ganho de  $ADM_{Máx}$  após o treinamento parece ser



decorrente de mecanismos biomecânicos e sensoriais. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Desta forma, indivíduos treinados em flexibilidade podem necessitar de protocolos de treinamento dessa capacidade desenvolvidos de acordo com as especificidades da população.

**Palavras-chave:** Alongamento passivo estático. Bailarinos. Propriedades biomecânicas. Tolerância ao alongamento. Unidade músculo-tendão.

## ABSTRACT

Comparison of the muscle-tendon unit's (MTU) stretching protocol response between subjects trained and untrained in flexibility shows distinct relationship. This way, one question is if volunteers trained and untrained in flexibility could show similar response to the same stretching protocol. The aim of the present study is compare the acute effects of flexibility training in biomechanics and first sensation of tightness (FST) responses between volunteers trained and untrained in flexibility in the hamstring muscles. Analysis were done through the following variables: maximal range of motion ( $ROM_{Max}$ ), value of relative torque to the same ROM pre and post test ( $torque_{ROM}$ ), value of ROM and torque when the volunteer noted FST ( $ROM_{FST}$  and  $torque_{FST}$  respectively). Twenty three sedentary man ( $21,5 \pm 0,60$  years) in untrained group (UG) and twenty three dancers ( $27,5 \pm 0,98$  years) in trained group (TG) participated in the study. All subjects underwent one familiarization session and then were randomly directed to the experimental and control conditions with rest of 24 to 48 hours. An adapted litter was utilized to analyze the hamstring muscles during a passive knee extension.  $ROM_{Max}$  was measured when the researcher perceived significative increase in stretching resistance in hamstring muscle, the value obtained,  $torque_{Max}$ , was used to maintain stretching intensity (constant torque – CT). Six sets of 30s of stretch at 100% of  $torque_{Max}$  and an interval of approximately 30s were performed. Data were analyzed as difference between post and pre-test. A two way factorial ANOVA with Tukey post hoc was utilized. Significance level was set at  $\alpha=0,05$  and data are presented as mean  $\pm$  standard error. Both groups showed increase in  $ROM_{Max}$  and decrease in  $torque_{ROM}$ , however, the increase in  $ROM_{Max}$  magnitude was bigger in TG. The sensorial response was different between groups,  $ROM_{FST}$  and  $torque_{ROM}$  showed opposite response between groups.  $FST_{ROM}$  increase in UG but did not change in TG and  $FST_{torque}$  decreased in TG but did not change in UG. Results showed that increase in  $ROM_{Max}$  after training protocol seems to be related with both, biomechanical and sensorial response.  $ROM_{Max}$  increase and  $torque_{ROM}$  decrease were similar behavior between groups, however  $FST_{ROM}$  and  $FST_{torque}$  were different. The results in this study are in agreement with our expectation that different subjects

have different training effects to same stimulus. This way, trained in flexibility population should need different stretching protocol.

**Key-words:** Passive stretch. Dancers. Biomechanical properties. Stretching tolerance. Muscle-tendon unit.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1	-	Aparelho para o teste de extensão do joelho.....	22
FIGURA 2	-	Detalhes do Aparelho para o teste de extensão do joelho.....	23
FIGURA 3	-	Localização e colocação dos eletrodos de superfície.....	25
FIGURA 4	-	Representação esquemática do procedimento experimental.....	29
FIGURA 5	-	Representação esquemática da alocação dos voluntários.....	31
FIGURA 6	-	Mensuração do peso da perna dos voluntários.....	34
QUADRO 1	-	Descrição das variáveis.....	39
FIGURA 7	-	Média e erro padrão da variável $ADM_{Máx}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	43
FIGURA 8	-	Média e erro padrão da variável $torque_{ADM}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	44
FIGURA 9	-	Média e erro padrão da variável $ADM_{PSDA}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	45
FIGURA 10	-	Média e erro padrão da variável $torque_{PSDA}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	46

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	- Valores médios, erro padrão e amplitude (valores mínimos e máximos) da idade, massa corporal, estatura e TEJ (n=23 GT e n=23 GNT).....	28
TABELA 2	- Confiabilidade teste-reteste da medida das variáveis do estudo..	40
TABELA 3	- Análise descritiva do delta (diferença medidas pós e pré-teste) das variáveis estudadas por grupo e situação.....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	- Amplitude de Movimento
ADM <sub>Máx</sub>	- Amplitude de Movimento Máxima
ADMA <sub>Máx</sub>	- Amplitude de Movimento Ativa Máxima
AC	- Ângulo constante
BIOLAB	- Laboratório de Biomecânica
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclasse
CENESP	- Centro de Excelência Esportiva
COEP	- Comitê de Ética em Pesquisa
DP	- Desvio Padrão
EEFFTO	- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	- Sinal eletromiográfico
EP	- Erro Padrão
EPM	- Erro Padrão da Medida
GNT	- Grupo não-treinado
GT	- Grupo treinado
PSDA	- Primeira sensação de alongamento
ADM <sub>PSDA</sub>	- Amplitude de movimento correspondente à Primeira Sensação de Alongamento
Torque <sub>PSDA</sub>	- Torque correspondente à Primeira Sensação de Alongamento
TEJ	- Teste de Extensão do Joelho
TC	- Torque constante
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Torque <sub>ADM</sub>	- Valor de torque mensurado para a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento.
Torque <sub>Máx</sub>	- Torque máximo
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	- Unidade Músculo-tendão

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	13
<b>1.1 Objetivo</b>	19
<b>1.2 Hipóteses</b>	20
<b>2 MÉTODOS</b>	21
<b>2.1 Cuidados éticos</b>	21
<b>2.2 Instrumentos</b>	21
2.2.1 Aparelho para o teste de extensão do joelho	21
2.2.2 Teste de extensão dos joelhos (TEJ)	24
2.2.3 Eletromiografia	25
<b>2.3 Cálculo amostral</b>	26
<b>2.4 Amostra</b>	27
2.4.1 Características da amostra	28
<b>2.5 Procedimentos</b>	28
<b>2.6 Primeiro dia de coleta</b>	31
<b>2.7 Segundo e terceiro dia de coleta</b>	36
2.7.1 Situação experimental controle	36
2.7.2 Situação experimental protocolo de treinamento	36
2.7.3 Manutenção do alongamento com TC	37
<b>2.8 Variáveis de estudo</b>	39
<b>2.9 Análise dos dados</b>	39
2.9.1 Teste de confiabilidade	39
2.9.2 Análise estatística	40
<b>3 RESULTADOS</b>	42
<b>4 DISCUSSÃO</b>	47
<b>5 CONCLUSÃO</b>	56
<b>REFERÊNCIAS</b>	57
<b>APÊNDICE</b>	63
<b>ANEXO</b>	66

## 1 INTRODUÇÃO

A resposta da unidade músculo-tendão (UMT) ao estímulo de alongamento é foco de diferentes trabalhos (VIVEIROS *et al.*, 2004; HERDA *et al.*, 2011; HERDA *et al.*, 2012). No entanto, até o presente momento, poucos estudos foram realizados com o objetivo de investigar a resposta da UMT de indivíduos, que possuem uma prática sistemática e prolongada de treinamento da flexibilidade (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991). Por este motivo, dados referentes à resposta da UMT de pessoas treinadas em flexibilidade ainda são escassos.

Para expressar, de maneira indireta, alterações no comprimento da UMT quando submetida ao exercício de alongamento a variável amplitude de movimento (ADM) articular tem sido utilizada (HERDA *et al.*, 2011; HERDA *et al.*, 2012; CABIDO *et al.*, 2014). Essa variável tem representado a flexibilidade, e o aumento da ADM máxima ( $ADM_{Máx}$ ) indica a melhora dessa capacidade (CHAGAS *et al.*, 2008; MAGNUSSON; AAGAARD; NIELSON, 2000). Contudo, Weppeler e Magnusson (2010) chamaram a atenção para a necessidade de considerar outros parâmetros na resposta da UMT ao alongamento além da variável ADM, reforçando a perspectiva de uma análise multidimensional. Durante o exercício de alongamento é aplicado um torque para que ocorra movimento articular e consequentemente o aumento do comprimento muscular; quando esse torque é registrado concomitantemente à mudança na ADM provocada por ele, é possível gerar uma curva Torque vs. ADM. Essa curva é utilizada em diversos estudos com o objetivo de ampliar o entendimento da resposta da UMT ao alongamento muscular (CABIDO *et al.*, 2014; BLAZEVOICH *et al.*, 2012; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011), e permite que outras variáveis importantes sejam analisadas, como: relaxamento sob tensão, *creep*, energia potencial elástica, histerese, rigidez e torque máximo ( $\text{torque}_{Máx}$ ) (TAYLOR *et al.*, 1990; MAGNUSSON *et al.*, 1997; MCNAIR *et al.*, 2000).

O relaxamento sob tensão é entendido como uma resposta viscoelástica da UMT caracterizada pela redução do torque quando uma ADM é mantida constante por um tempo determinado, enquanto o *creep* é definido como um aumento do comprimento



da UMT (i.e.: aumento da ADM) quando o torque aplicado é mantido constante (TAYLOR *et al.*, 1990; MAGNUSSON *et al.*, 1997). A variável energia potencial elástica (energia) é representada pela área sob uma curva Torque vs. ADM e a histerese é uma resposta viscoelástica da UMT que representa a diferença entre a energia potencial elástica absorvida pela UMT durante o alongamento e a energia presente durante o retorno da UMT a posição inicial antes do alongamento e é representada pela diferença na área da curva Torque vs. ADM durante a fase ascendente e descendente do movimento de alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998). Essa diferença é a quantidade de energia dissipada, que pode ser devido à transferência de calor e/ou por mudanças internas na estrutura do músculo (TAYLOR *et al.*, 1990). A rigidez é entendida como a variação do torque de resistência ao alongamento pela variação da ADM articular e tem sido uma variável considerada em diversos estudos (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2001; BLACKBURN *et al.*, 2004; MAGNUSSON *et al.*, 1997). Essa variável também pode ser analisada por meio da alteração do torque para uma ADM específica (HUTTON, 1992; HERDA *et al.*, 2011), sendo possível comparar situações pré e pós para o mesmo sujeito. Essa análise tem sido realizada para inferir sobre o comportamento biomecânico do tecido, uma vez que a redução do torque para uma mesma ADM indicaria que houve uma redução da resistência de estruturas músculo-tendíneas à deformação provocada pelo alongamento. Além dessas variáveis, o torque<sub>Máx</sub> e ADM<sub>Máx</sub> são considerados como os maiores valores de torque e ADM registrados na curva Torque vs. ADM.

Alterações na ADM<sub>Máx</sub> podem ser provocadas utilizando exercícios de alongamento (TAYLOR; BROOKS; RYAN, 1997; DECOSTER *et al.*, 2005) por meio de diferentes técnicas: dinâmicas, estáticas e de facilitação neuromuscular proprioceptiva (NELSON; BANDY, 2005). O aumento da ADM<sub>Máx</sub> após uma sessão de treinamento de flexibilidade (efeito agudo) tem sido relatado em diferentes estudos (CABIDO *et al.*, 2014; HERDA *et al.*, 2011; YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007). Alguns estudos encontraram alteração na resposta das variáveis relacionadas com as propriedades mecânicas da UMT após a aplicação de um protocolo de alongamento agudo (MCHUGH *et al.*, 1992; MAGNUSSON *et al.*, 1995). Herda *et al.* (2011) e Yeh, Tsai e Chen (2005) verificaram uma redução da rigidez após o alongamento no qual o torque foi mantido constante (TC) durante um tempo e um aumento na ADM<sub>Máx</sub> tanto

para alongamentos TC quanto para o alongamento no qual o ângulo foi mantido constante (AC) durante um tempo. Diferentemente desses estudos citados anteriormente, outros pesquisadores não encontraram nenhuma alteração nas variáveis mecânicas, mas somente um aumento significativo da  $ADM_{Máx}$  (MAGNUSSON *et al.*, 1996; YLINEN *et al.*, 2009). A justificativa para esse aumento da  $ADM_{Máx}$  estaria relacionada com uma alteração na tolerância do indivíduo ao alongamento e não com alterações nas propriedades mecânicas da UMT (LAROCHE; CONNOLLY, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1996; YLINEN *et al.*, 2009). O aumento na tolerância do indivíduo ao alongamento pode ser inferido por meio do aumento simultâneo das variáveis  $ADM_{Máx}$  e  $torque_{Máx}$  verificado após a aplicação do protocolo de exercícios de alongamento.

Pesquisas envolvendo a resposta tanto aguda quanto crônica da UMT submetida ao exercício de alongamento foram realizadas, em sua maioria, com indivíduos jovens sedentários (HOGE *et al.*, 2010; KAY; BLAZEIVICH, 2010), fisicamente ativos (RYAN *et al.*, 2009; BLAZEIVICH *et al.*, 2012) ou idosos (GAJDOSIK; LINDEN; WILLIAMS, 1999; FELAND; MYRER; MERRILL, 2001; FATOUROS *et al.*, 2006). Existem poucos dados envolvendo indivíduos treinados em flexibilidade e/ou que necessitam de um bom desempenho dessa capacidade para realizar suas tarefas motoras (SMITH, KOUTEDAKIS; WYON, 2013; WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009), especialmente, considerando a perspectiva de análise multidimensional da resposta da UMT ao alongamento, como relatado anteriormente.

Diferença na resposta ao treinamento entre indivíduos mais e menos flexíveis foram encontradas em estudos realizados por Magnusson *et al.* (1997) e Blazeivich *et al.* (2012). Magnusson *et al.* (1997) compararam dois protocolos de treinamento onde diferentes conceitos de  $ADM_{Máx}$  foram utilizados como critério para a interrupção da extensão de joelho realizada pelo dinamômetro isocinético. No protocolo I, a  $ADM_{Máx}$  foi determinada como a sensação de “tensão”, sem presença de dor, durante o alongamento indicada pelo voluntário. A mesma  $ADM_{Máx}$  foi utilizada nas medidas pré e pós intervenção (exercício de alongamento). No segundo protocolo (protocolo II) foi considerada como  $ADM_{Máx}$ , a maior ADM tolerada pelo indivíduo durante a manobra de alongamento. Neste estudo, os voluntários não apresentaram diferenças na área

de secção transversa, porém, foram classificados em “rígidos” e “normais” por meio de um teste clínico (*toe-touch test*). Os autores verificaram com os dois protocolos que os indivíduos “rígidos” apresentaram uma ADM máxima menor (menor flexibilidade), menor rigidez no ponto da  $ADM_{Máx}$  e menor tolerância ao alongamento, diferentemente daqueles classificados como “normais”, que registraram maiores valores de ADM máxima, maior rigidez no ponto da  $ADM_{Máx}$  e toleraram mais o alongamento. Blazeovich *et al.* (2012) alocaram seus voluntários em dois grupos, flexíveis e não-flexíveis, classificados pela maior ADM tolerada no alongamento dos músculos da panturrilha. O grupo flexível tolerou maior torque passivo de alongamento do que o grupo não-flexível e apresentou menor torque de resistência ao alongamento para uma mesma ADM. Estes autores verificaram uma relação linear positiva entre o torque tolerado e a  $ADM_{Máx}$  alcançada.

Adicionalmente, um estudo que comparou bailarinos, indivíduos treinados em diferentes modalidades esportivas e indivíduos sedentários em relação à excitabilidade do reflexo H no músculo sóleo por meio da estimulação do nervo tibial posterior, verificou uma menor ativação do reflexo H em indivíduos treinados e perceberam que os bailarinos obtiveram a menor ativação de todas as modalidades investigadas. Como conclusão, foi sugerido que o nível e o tipo da atividade praticada podem influenciar na excitabilidade das vias eferentes (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993). Reforçando esta questão, Koceja, Burke e Kamen (1991) utilizaram um protocolo para investigar a resposta reflexa envolvendo estímulo mecânico sob o tendão de Aquiles em um grupo de bailarinos e um grupo de indivíduos não-treinados. Esses autores encontraram menor resposta de força isométrica e maior tempo de relaxamento (*half-relaxation*) resultantes do estímulo mecânico aplicado no tendão no grupo de bailarinos comparado com o grupo de não-treinados. Os autores sugerem que esse resultado pode ser devido a uma diferença na rigidez muscular entre os indivíduos, sendo que possuir um músculo menos rígido (mais complacente) pode resultar em uma menor transferência de carga para o fuso muscular para um mesmo estímulo mecânico aplicado para deformar o tecido. Os resultados desses estudos em conjunto reforçam a expectativa de diferenças moduladas por características específicas associadas ao indivíduo. Desta forma, apesar de esses estudos prévios apresentarem análises envolvendo diferentes

variáveis, não foram encontrados estudos sobre a resposta aguda da UMT ao treinamento de flexibilidade que medissem diferentes variáveis relacionadas à resposta biomecânica da UMT, nem mesmo estudos apresentando uma abordagem unidimensional da resposta da UMT ao alongamento (que registraram apenas a ADM), entre indivíduos treinados e não-treinados, considerando o melhor do nosso conhecimento.

Partindo da expectativa de que respostas distintas entre indivíduos mais e menos flexíveis e entre treinados ou não-treinados em flexibilidade possam ser esperadas, é importante considerar uma possível influência destas respostas individuais distintas no treinamento dessa capacidade na rotina dos diferentes atletas (KARLOH *et al.*, 2010; ALENCAR; MATIAS, 2010). Nesse sentido, é esperado que indivíduos praticantes de modalidades que demandam maiores desempenhos da flexibilidade estejam mais acostumados com as exigências envolvendo os exercícios de alongamento durante os treinamentos. Um exemplo de modalidade na qual a flexibilidade tem um importante papel para o desempenho do praticante é a dança (PRATI; PRATI, 2006; SCHEPER *et al.*, 2013). A maioria dos movimentos realizados pelos bailarinos necessita de grande ADM articular, relacionados à execução correta dos gestos técnicos e à estética necessária para os passos (KARLOH *et al.*, 2010; TAJET-FOXELL; ROSE, 1995; SCHEPER *et al.*, 2013).

Para adquirir a ADM necessária, os bailarinos treinam a flexibilidade antes, durante e após vários outros exercícios técnicos (PRATI; PRATI, 2006) e respondem de forma diferente às exigências de alongamento (deformação) quando comparados a outras populações (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991). Por esses motivos, podem estar mais familiarizados com os procedimentos e desconfortos ocasionados pelos alongamentos (PRATI; PRATI, 2006). TAJET-Foxell e Rose (1995) compararam a capacidade de suportar a dor entre um grupo de bailarinos e não bailarinos por meio do *Cold Pressor Test* e encontraram maior limiar tanto na primeira sensação de desconforto quanto na maior tolerância para o grupo de bailarinos. Uma das justificativas para essa maior tolerância foi dada ao fato dos bailarinos se submeterem a treinamentos físicos extremos, suportarem a dor de lesões e serem estimulados por fatores psicológicos muito além do que as

peessoas não-treinadas estão acostumadas. Esses autores afirmaram que bailarinos têm uma maior capacidade de suportar a dor, comparados com indivíduos não-treinados. Quanto maior o limiar de dor, mais torque pode ser aplicado durante o alongamento, o que poderia também resultar em maior  $ADM_{Máx}$  alcançada. Desta forma, se a ADM alcançada for considerada como um indicativo de intensidade suportada para o estímulo de alongamento, indivíduos treinados poderiam suportar níveis de intensidade diferentes. Reforçando este raciocínio, Magnusson *et al.* (1997) e Blazeovich *et al.* (2012) concluíram que pessoas flexíveis têm maior tolerância ao alongamento comparado com aquelas menos flexíveis.

Considerando as alterações da UMT associadas aos indivíduos treinados em flexibilidade (bailarinos) e o fato de que indivíduos mais flexíveis, quando comparados a menos flexíveis, apresentam características distintas em relação à resposta da UMT sob alongamento, é possível questionar se bailarinos e indivíduos não-treinados em flexibilidade responderiam de maneira semelhante a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. Tal investigação pode permitir um melhor entendimento das respostas ao alongamento muscular em diferentes populações (GAJDOSIK, 2001), assim como oportunizar o desenvolvimento de protocolos e mudanças na prescrição dos exercícios de alongamento.

## **1.1 Objetivo**

Comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa.

## 1.2 Hipóteses

H<sub>0</sub>: O efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa não difere significativamente dos não-treinados.

H<sub>1</sub>: O efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa difere significativamente dos não-treinados.

## **2 MÉTODOS**

### **2.1 Cuidados éticos**

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Minas Gerais COEP - 36424414.0.000.5149 (Anexo). Os indivíduos que se dispuseram a participar voluntariamente deste estudo receberam todas as informações detalhadas sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa, então, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice), cientes de que poderiam abandonar a pesquisa em qualquer momento e sem aviso prévio. Foi preservado o anonimato dos voluntários, bem como o bem estar e saúde.

### **2.2 Instrumentos**

#### **2.2.1 Aparelho para o Teste de Extensão do Joelho**

O Aparelho para o Teste de extensão do joelho foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) e foi utilizado para mensurar o torque passivo, a ADM de extensão passiva do joelho e a PSDA. Esse aparelho foi utilizado tanto para testar quanto para treinar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa e também para a realização do Teste de Extensão do Joelho (TEJ) para inclusão dos voluntários no estudo.

Esse aparelho consiste em uma maca adaptada com dois braços. Estes braços têm ajuste para modificar a flexão do quadril e, a partir dessa flexão, realizar a extensão do joelho. O braço que permite a flexão do quadril pode variar de 90° a 160° e, uma vez estabelecido, pode ser fixado nessa posição. O braço que garante a extensão do



joelho varia de  $30^\circ$  a  $180^\circ$ . Ele pode ser movimentado para a realização dos testes e exercícios de alongamento dos músculos posteriores da coxa, como também fixado para a manutenção do alongamento estático. Esses braços possuem um apoio para a região distal posterior da coxa, que permitem que o eixo do joelho seja alinhado ao eixo do equipamento e um apoio para o tornozelo em cima da plataforma de força. Esses apoios possuem ajustes de altura bem como ajustes ântero-posteriores para serem regulados de acordo com o tamanho do membro de cada voluntário. Para minimizar qualquer movimento compensatório na pelve e nos membros inferiores, são utilizadas cintas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores, no terço distal da coxa do membro treinado e da coxa do membro não-treinado (Figura 1).

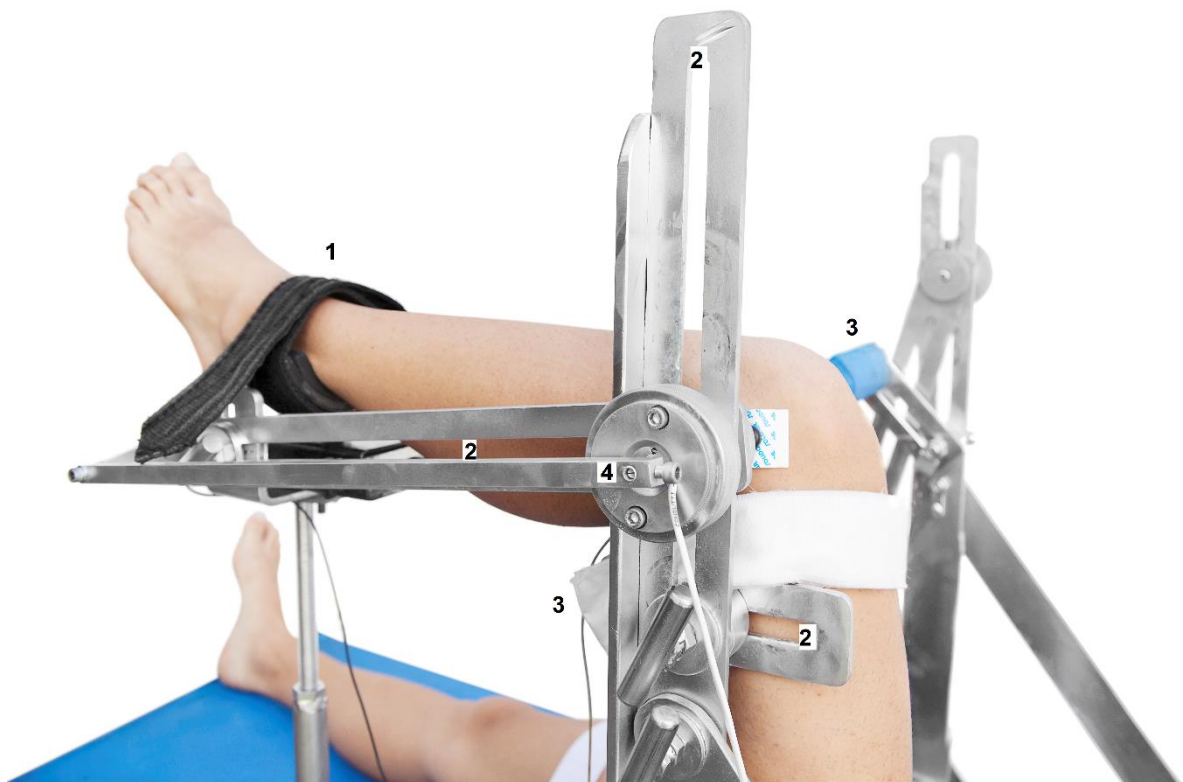
FIGURA 1 – Aparelho para o teste de extensão do joelho



O braço mecânico do aparelho é movimentado pelo pesquisador responsável tanto para elevá-lo quanto para abaixá-lo. A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada pelo potenciômetro localizado no eixo de rotação do aparelho, estando este alinhado ao joelho do voluntário, sendo o ângulo máximo  $180^\circ$  de extensão do joelho, e o ângulo inicial de  $90^\circ$  padronizado neste estudo. Na porção distal do braço

mecânico, há uma plataforma de força (*Refitronic®*, *Schmitt*, Alemanha) cujo posicionamento é ajustável, individualmente, ao comprimento da perna (Figura 2).

FIGURA 2 – Detalhes do Aparelho para o teste de extensão do joelho. 1. Plataforma de força com ajuste de acordo com o comprimento da perna do voluntário. 2. Furos oblongos para ajuste de acordo com o comprimento da perna e coxa do voluntário. 3. Apoio para a porção distal posterior da coxa do voluntário. 4. Potenciômetro alocado no eixo do equipamento.



Para a calibração do potenciômetro foi utilizado um goniômetro digital *Bosch* (precisão de  $0,5^\circ$ ). Utilizando o programa *DASYLab 11.0* (*Dasytec Daten System Technik GmbH*, Alemanha), a voltagem do potenciômetro foi medida na posição em que o braço mecânico se encontrou a  $90^\circ$  e  $180^\circ$ . 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 descreve o comportamento linear do potenciômetro. Em seguida, o braço mecânico foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo aceito para o experimento o erro inferior a  $1^\circ$ .

Durante a mensuração da ADM um controle foi utilizado pelos voluntários. Ele consistiu em apenas um botão que foi pressionado quando o indivíduo percebeu a PSDA na região posterior da coxa (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994, CABIDO *et al.*, 2014).

O programa utilizado para a coleta e análise dos dados foi o *DASYlab 11.0* (*Dasytec Daten System Technik GmbH*, Alemanha). O potenciômetro, a plataforma de força e o dispositivo da PSDA foram conectados a um conversor analógico digital (*Biovision*, Alemanha) e este a um computador.

### 2.2.2 Teste de extensão dos joelhos (TEJ)

Para a realização do TEJ para alocação dos voluntários nos devidos grupos (GT e GNT) foi utilizado o Aparelho para o Teste de Extensão do Joelho.

Para garantir que a fixação do tronco fosse repetida com exatidão durante o procedimento de coleta de dados e que, com isso, não houvesse abdução do quadril, uma fita com o nome do voluntário foi afixada sobre a maca na altura da orelha do mesmo.

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal sobre a maca e o membro inferior a ser testado fixado a 90° de flexão do quadril. Essa angulação foi padronizada utilizando um goniômetro digital, alinhando verticalmente o epicôndilo lateral e o trocânter maior do fêmur. O suporte para o joelho foi regulado de forma que o contato com o membro avaliado sempre ocorreu na parte distal posterior da coxa e a cinta de fixação na parte distal anterior da coxa. Uma cinta de velcro foi fixada na parte distal da coxa do membro inferior não testado, a aproximadamente cinco centímetros acima da borda superior da patela, mantendo o membro inferior estendido e assim minimizando possíveis compensações por meio da retroversão da pelve, outra cinta fixou o quadril.

### 2.2.3 Eletromiografia

Para a aferição da atividade eletromiográfica durante os testes, as regiões sobre o músculo semitendinoso de ambos os membros inferiores foram previamente tricotomizadas e assepsiadas com álcool a 96° para o posicionamento dos eletrodos da EMG. Os locais dos eletrodos foram marcados com caneta semipermanente para garantir o mesmo posicionamento entre os dias de coleta.

Com os voluntários em decúbito ventral, a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial do fêmur foram identificados e uma linha foi traçada entre eles. Um eletrodo foi colocado no ponto médio dessa linha e o segundo eletrodo imediatamente acima (Figura 3). Em seguida, foi solicitada uma contração isométrica de flexão do joelho para conferência da correta localização dos eletrodos. Esse procedimento tem 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 epicôndilo lateral do fêmur.

FIGURA 3 - Localização e colocação dos eletrodos de superfície.



A captação da atividade eletromiográfica foi realizada utilizando eletrodos, autoadesivos, ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata - *Midi-Trace® 200 Foam*, *GraphicControls Corporation-Canadá*) com amplificação (1000 vezes) e configuração bipolar. A atividade eletromiográfica foi coletada com frequência de amostragem de 4000Hz e com filtro *Butterworth* de 2ª ordem, com passa-baixo de 15Hz e os dados brutos da EMG foram retificados para análise do *root meansquare* (RMS).

Os valores máximos da ADM e do torque passivo foram determinados por meio da EMG para evitar a influência de uma possível contração muscular sobre essas variáveis durante o teste de flexibilidade. Este processo ocorreu nas seguintes etapas: 1ª) a atividade eletromiográfica (RMS) do músculo semitendinoso foi gravada durante os dois segundos iniciais do teste de flexibilidade; 2ª) a média dos valores do período somado a dois desvios padrão foi considerada como a atividade eletromiográfica basal; 3ª) durante o teste de flexibilidade a atividade eletromiográfica foi constantemente comparada com o valor basal; 4ª) e, caso o valor basal fosse ultrapassado, o programa *DASYLab 11.0* imediatamente indicou o valor da ADM e do torque para o momento exato em que o limiar foi excedido e a respectiva tentativa não foi considerada para a análise. Em cada tentativa um novo valor basal foi estabelecido.

### 2.3 Cálculo amostral

Para a análise estatística adotada nesse estudo, foi realizado o cálculo amostral do tipo “a priori” para ANOVA utilizando os dados da  $ADM_{Máx}$ , variável de maior importância para esse estudo, obtidos em uma pesquisa prévia (BERGAMINI, 2008) em que foram analisadas as mesmas variáveis. O programa *GPower 3.0* (*Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Alemanha*) foi utilizado sendo o poder estatístico de 0.8, o tamanho do efeito de 0.8 e nível de significância de  $\alpha=0.05$ . Totalizou-se um n de 23 por grupo, porém, foram recrutados 30 voluntários em cada grupo por medida de segurança, envolvendo possível perda amostral.

## 2.4 Amostra

Todos os voluntários do grupo treinados (GT) finalizaram a pesquisa, porém, sete indivíduos alcançaram o valor máximo mensurável pelo equipamento e, por isso, foram excluídos da amostra. Apenas 1 voluntário do grupo não-treinados (GNT) foi excluído da amostra por não atender ao critério de inclusão, sendo assim, participaram deste estudo 23 voluntários no GNT e 23 no GT do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos. Os voluntários foram estudantes universitários da Universidade Federal de Minas Gerais, bem como, bailarinos de uma escola de formação artística e uma companhia de dança de Belo Horizonte.

Para inclusão no estudo os voluntários deveriam atender aos seguintes critérios: GNT: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve, 2) ter desempenho em flexibilidade inferior ao estabelecido para o teste de extensão de joelhos (TEJ) - a não extensão completa do joelho no TEJ 3) nunca ter participado de atividades em que a flexibilidade seja caracterizada como capacidade motora essencial e, portanto, não ter realizado treinamentos sistematizados dessa capacidade.

GT: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve, 2) ser bailarino com no mínimo três anos de experiência e com treinamento de pelo menos 10 horas semanais, 3) ter desempenho em flexibilidade igual ou superior ao estabelecido para o teste de extensão de joelhos (TEJ) - apresentar extensão completa do joelho no TEJ.

Como critério de exclusão do estudo foi estabelecido a extensão total do joelho em qualquer momento durante a realização do protocolo de alongamento.

### 2.4.1 Características da amostra

Os dados referentes às características da amostra estão presentes na tabela 1.

**TABELA 1**  
Valores médios, erro padrão e amplitude (valores mínimos e máximos) da idade, massa corporal, estatura e TEJ (n=23 GT e n=23 GNT).

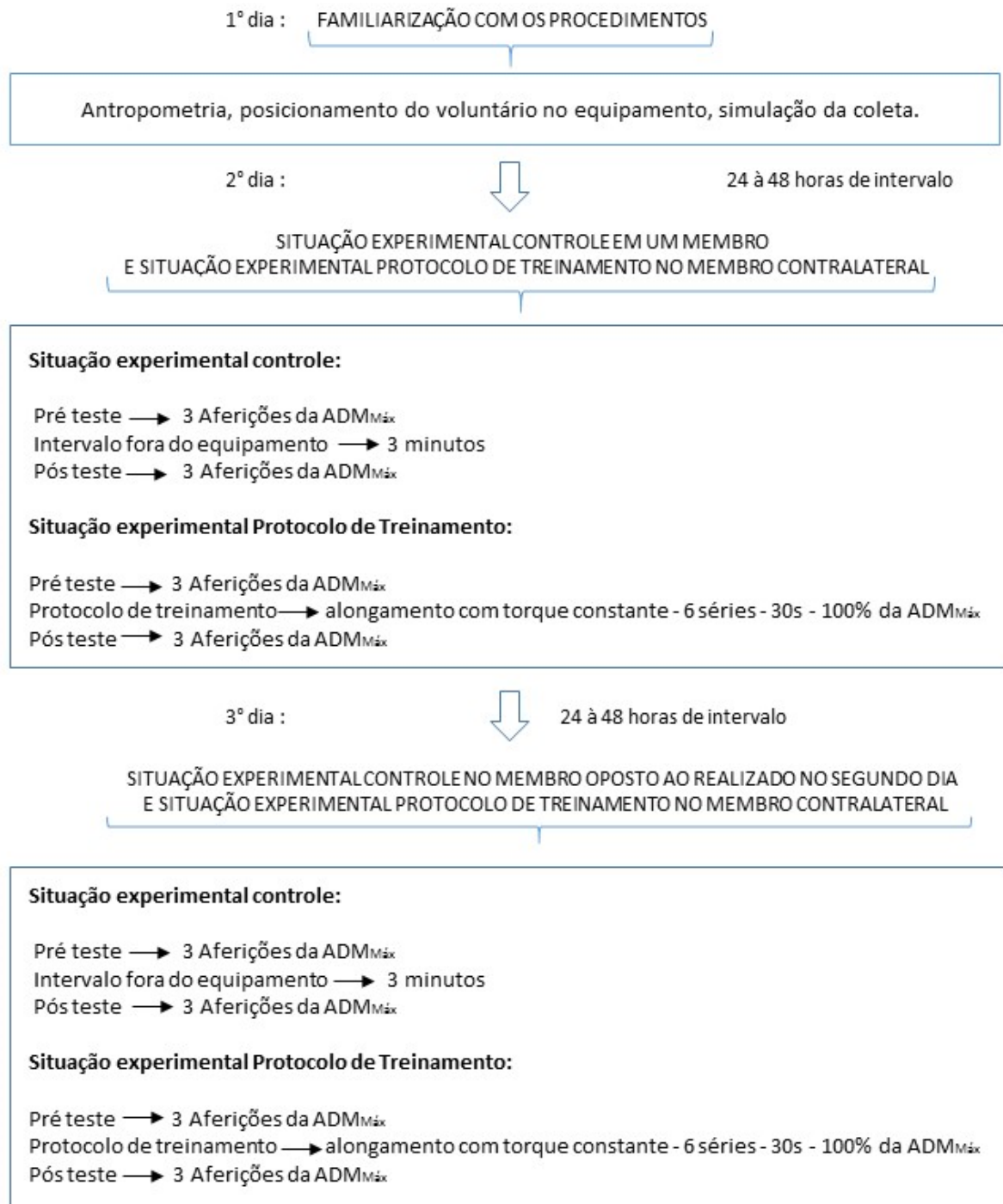
	<b>Idade (anos)</b>	<b>Massa (kg)</b>	<b>Estatura (m)</b>	<b>TEJ MD (°)</b>	<b>TEJ ME (°)</b>
<b>GNT</b>					
<b>Média (EP)</b>	27,5 ± 0,98	76,8 ± 2,65	1,74 ± 0,01	144,1 ± 1,96	146,8 ± 1,64
<b>Amplitude</b>	23 – 35	62,8 - 99,6	1,60 - 1,85	132 - 153	138,0 – 154,6
<b>GT</b>					
<b>Média (EP)</b>	21,5 ± 0,60	66,4 ± 2,02	1,75 ± 0,01	180,0 ± 0	180,0 ± 0
<b>Amplitude</b>	18 - 25	54,0 - 80,4	1,69 - 1,90	180 - 180	180 - 180

EP – Erro Padrão; GNT – Grupo não-treinado; GT – Grupo Treinado; MD – Membro direito; ME – Membro esquerdo; TEJ – Teste de extensão do joelho.

### 2.5 Procedimentos

Foram realizados três dias de procedimentos, um dia para a familiarização e dois dias para as situações experimentais, com intervalo de 24 a 48 horas entre eles, sendo a marcação dos horários realizada pelos próprios voluntários, cientes de que todo o procedimento levaria cerca de uma hora (60 minutos) em cada dia (ver figura 4).

FIGURA 4 - Representação esquemática do procedimento experimental.





No primeiro dia o voluntário recebeu as instruções, foi informado dos procedimentos do estudo e assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Em seguida, passou pelo TEJ para garantir que estava apto a participar do GT ou GNT. Foram então, registradas as medidas antropométricas e na sequência, o voluntário foi posicionado e ajustado no equipamento para o treinamento da flexibilidade e foi iniciada a familiarização. No segundo e terceiro dia de coleta, o voluntário foi reposicionado no equipamento de acordo com os ajustes anotados no primeiro dia e em seguida realizou os procedimentos estabelecidos. No segundo dia de coleta foi realizada a situação experimental “Controle” em um membro e a situação experimental “Protocolo de Treinamento” no membro contralateral. Os voluntários tiveram os membros direito e esquerdo distribuídos de maneira balanceada para cada situação e os dois membros participaram das duas situações experimentais alternadamente nos dois dias de coleta (*crossover design*) (figura 5). A escolha do membro que começou na situação experimental controle, no primeiro dia, para o primeiro voluntário, foi realizada por meio de sorteio, os voluntários subsequentes foram então, alocados de acordo com a ordem estabelecida por esse sorteio.

FIGURA 5 - Representação esquemática da alocação dos voluntários.

	SITUAÇÃO EXPERIMENTAL CONTROLE	SITUAÇÃO EXPERIMENTAL PROTOCOLO DE TREINAMENTO
2º DIA	Voluntário 1: membro esquerdo	Voluntário 1: membro direito
	Voluntário 2: membro direito	Voluntário 2: membro esquerdo
	Voluntário 3, 4, 5 ● ● ●	Voluntário 3, 4, 5 ● ● ●
3º DIA	Voluntário 1: membro direito	Voluntário 1: membro esquerdo
	Voluntário 2: membro esquerdo	Voluntário 2: membro direito
	Voluntário 3, 4, 5 ● ● ●	Voluntário 3, 4, 5 ● ● ●

## 2.6 Primeiro dia de coleta

Para inclusão dos voluntários no estudo foi necessária a realização do TEJ, garantindo o nível de desempenho estabelecido para o GT e GNT e assim, definindo um dos critérios para poder classificar os indivíduos como treinados ou não-treinados. O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal sobre o equipamento de treinamento da flexibilidade com o membro inferior a ser testado fixado a 90° de flexão do quadril e 90° de flexão dos joelhos, garantidos com o auxílio de um goniômetro digital (*Bosch DWM 40 L* precisão de 0,5°). Partindo dessa posição inicial, o voluntário estendeu

ativamente os joelhos até a amplitude de movimento ativa máxima ( $ADMA_{Máx}$ ) alcançada por ele. Cada membro inferior foi avaliado separadamente, sendo executadas três medidas em cada membro. A primeira medida foi adotada como familiarização e a média das outras duas foi utilizada para representar o desempenho no teste. O tempo entre uma medida e outra foi aquele necessário para retornar à posição inicial e recomeçar a próxima medida. O grau de extensão ativa dos joelhos foi avaliado utilizando o goniômetro digital. Os voluntários do GT deveriam realizar extensão completa dos joelhos ( $180^\circ$ ), a partir deste posicionamento, enquanto os voluntários do GNT não poderiam alcançar essa extensão total de joelhos ( $<180^\circ$ ). Os voluntários que não atingiram esses critérios foram excluídos do estudo.

Após passar pelo TEJ foram realizadas as medidas antropométricas da massa em quilogramas (kg) e estatura em metros (m) para caracterização da amostra e a aferição da massa do segmento perna-pé, para a correção do torque pela gravidade. 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 centímetros (cm), respectivamente.

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representaram a resistência muscular ao alongamento, o peso do segmento perna-pé foi mensurado para a correção do torque em relação à gravidade. A correção da gravidade durante o deslocamento angular do braço mecânico do equipamento foi realizada através da multiplicação entre o seno do ângulo de extensão do joelho e o peso do segmento perna-pé. Como os voluntários estavam posicionados no equipamento mantendo  $140^\circ$  de flexão de quadril para garantir que os indivíduos treinados não alcançassem o máximo mensurado pelo equipamento durante a extensão do joelho, a plataforma de força sofreu uma compressão do segmento perna-pé até o momento em que ele ficou perpendicular ao solo (aproximadamente  $120^\circ$  de extensão de joelho com o quadril flexionado a  $140^\circ$ ) e posteriormente uma tração quando o segmento ultrapassou esse valor ao continuar a extensão do joelho. A partir deste posicionamento, a ADM de extensão de joelho para cálculo do seno foi determinada como  $0^\circ$  (seno = 0) quando o membro se encontrou perpendicular ao solo (ADM real de  $120^\circ$ ), desta forma, flexões de joelho (valores inferiores a  $120^\circ$ ), gerariam valores negativos de seno,

enquanto extensões de joelho (valores superiores a  $120^\circ$ ) gerariam valores positivos de seno. Assim, o resultado da multiplicação entre o peso do segmento e o seno seria negativo até o segmento ficar perpendicular ao solo, considerando que a plataforma de força sempre mensurou um valor positivo, a soma destes dois valores gerou uma subtração que minimizou a influência do peso do segmento sobre a resistência gerada pela UMT. Quando a extensão de joelho ultrapassou  $120^\circ$  os valores de seno ficaram positivos, fazendo com que o procedimento descrito acima somasse o valor do peso do segmento ao valor mensurado pela plataforma, lembrando que nessas angulações o segmento realizou tração sobre a plataforma.

Os pesos dos membros inferiores direito e esquerdo foram mensuradas posicionando os voluntários da mesma forma em que estavam para a realização do TEJ (em decúbito dorsal sobre a maca de treinamento da flexibilidade, com o quadril e joelho a  $90^\circ$  de flexão), porém, o tornozelo foi apoiado sobre a plataforma de força, que forneceu as medidas do peso. A perna e a plataforma estavam paralelas ao solo, sendo a inclinação garantida por um inclinômetro de bolha (*Bosch*, DWM 40 L) (figura 6).

FIGURA 6 - Mensuração do peso da perna dos voluntários.



Em seguida, os voluntários foram posicionados na maca para a realização do protocolo de treinamento da flexibilidade na posição em que os testes foram

realizados. Para ambos os grupos, o quadril do membro testado foi flexionado a 140° utilizando o goniômetro digital (*Bosch*, DWM 40 L) e os joelhos partiram da posição inicial de 90° de flexão. Para o GT e o GNT o membro inferior não testado permaneceu com o joelho e quadril completamente estendidos. Tanto o membro inferior testado quanto o não testado foram fixados por cintas na cama da maca e nos braços do equipamento para minimizar movimentos acessórios. Todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para o reposicionamento no 2° e 3° dia de coleta. O tornozelo do membro inferior testado foi posicionado sobre a plataforma de força, com o suporte a uma distância de dois cm do maléolo lateral. O suporte possui um formato de “U” para o encaixe do tornozelo e uma cinta de fixação com a finalidade de minimizar a rotação externa do joelho.

Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e iniciaram a familiarização no equipamento até se sentirem seguros e confortáveis para a execução dos testes, sendo que, um dos pesquisadores, foi o responsável por elevar e baixar o braço mecânico de alongamento do equipamento de treinamento da flexibilidade nas amplitudes estabelecidas.

O voluntário, já devidamente posicionado no aparelho, recebeu um controle para registro da primeira sensação de alongamento (PSDA). A PSDA é o instante no qual o voluntário começa a sentir uma tensão exercida na musculatura alongada, e, por meio dela, podem ser realizadas inferências sobre possíveis mudanças na tolerância ao alongamento. Caso a percepção da tensão seja alterada tanto de forma aguda (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994) quanto crônica (YLINEN *et al.*, 2009) para maiores ADM, pode-se inferir que o indivíduo apresentou aumento da tolerância ao alongamento. Para o registro da PSDA, o voluntário foi instruído a pressionar o botão do controle, quando percebesse a primeira sensação de que a musculatura foi alongada, ou seja, uma tensão na musculatura durante o alongamento. A ADM e o torque correspondente ao momento em que foi acionado o dispositivo da PSDA correspondem à  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente. A  $ADM_{Máx}$  foi alcançada quando o avaliador, responsável por mover o braço mecânico do equipamento e alongar o voluntário, percebeu um aumento significativo da resistência ao alongamento na musculatura posterior da coxa. Ao sentir esse aumento,

imediatamente iniciou a manobra de descida do braço mecânico até a posição inicial (MAGNUSSON *et al.*, 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1998). A ADM e o torque registrados neste momento foram operacionalmente definidos como  $ADM_{Máx}$  e  $torque_{Máx}$ .

## **2.7 Segundo e terceiro dia de coleta**

No segundo dia de coleta foram realizadas a situação experimental controle em um membro e situação experimental protocolo de treinamento no membro contralateral. No terceiro dia de coleta as situações experimentais foram invertidas entre os membros.

### **2.7.1 Situação experimental controle**

A coleta da situação experimental controle consistiu em três etapas: pré-teste, intervalo em repouso fora do equipamento, pós-teste. O pré e o pós-teste foram compostos de três tentativas válidas do alongamento até a  $ADM_{Máx}$  para o registro dos parâmetros estudados. Durante o intervalo, os voluntários permaneceram deitados no equipamento para treinamento da flexibilidade, porém, com o membro testado fora do braço mecânico pelo mesmo tempo de realização do treinamento, ou seja, 180 segundos (s) (correspondente a seis séries de 30s).

### **2.7.2 Situação experimental protocolo de treinamento**

A situação experimental “protocolo de treinamento” também consistiu em três etapas: pré-teste, protocolo de treinamento e pós-teste. O pré e o pós-teste seguiram os mesmos padrões da situação controle.

Durante o protocolo de treinamento uma técnica de alongamento passiva foi realizada, durante a qual, houve a manutenção de um determinado torque (YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007; HERDA *et al.*, 2011). A partir da  $ADM_{Máx}$  obtida pela média das tentativas do pré-teste, o torque registrado nessa  $ADM_{Máx}$  foi utilizado para o treinamento. Em cada repetição do estímulo de alongamento, o mesmo torque foi alcançado e mantido movendo o braço do equipamento, caso necessário, mesmo que isso representasse uma maior ADM entre as repetições do alongamento e durante elas.

Foram realizadas seis repetições de alongamento a 100% do  $\text{torque}_{Máx}$  (relativo à  $ADM_{Máx}$ ) registrado na condição pré-teste, com duração de 30s (tempo relativo a fase estática, cujo o torque foi mantido constante) totalizando 180s de estímulo de alongamento. A pausa entre cada repetição foi de aproximadamente 30s, sendo este o tempo necessário para preparar o equipamento para a próxima aferição. A fase dinâmica do alongamento é caracterizada pelo movimento do membro alongado até o torque escolhido e pelo retorno do membro a posição inicial. A velocidade média da fase dinâmica do alongamento foi constantemente registrada e apresentada em tempo real ao avaliador por meio da tela de um computador, e foi calculada utilizando os dados da distância em graus aferida pelo potenciômetro e do tempo em segundos gasto para movimentar o braço mecânico do equipamento. O procedimento descrito foi realizado para garantir que o braço mecânico do equipamento fosse movimentado em velocidade abaixo de 5°/s (GRILL; HALLETT, 1995; BLACKBURN *et al.*, 2004) e nesta velocidade não se espera respostas reflexas que poderiam alterar a resistência ao alongamento. O protocolo de alongamento foi baseado no estudo de Cabido *et al.* (2014), os quais encontraram alterações nas propriedades biomecânicas e sensoriais após um protocolo de treinamento de quatro séries de 30s a 95% da  $ADM_{Máx}$  e também encontraram que o alongamento torque constante promoveu mais alterações na  $ADM_{Máx}$  e reduziu mais a rigidez que o alongamento ângulo constante.

No presente estudo foram realizadas seis séries do alongamento com TC para garantir que mudanças nas respostas da UMT iriam ocorrer. Quatro séries foram suficientes para provocar alterações em indivíduos jovens ativos, contudo, devido à carência de valores de referência para o estímulo de alongamento com indivíduos treinados em



flexibilidade optou-se por aumentar o número de séries. A intensidade de 100% do  $\text{torque}_{\text{Máx}}$  foi escolhida porque maiores intensidades de alongamento foram mais efetivas para o aumento da ADM (CHAGAS *et al.*, 2008).

### 2.7.3 Manutenção do alongamento com TC

A manutenção do alongamento com TC foi realizada pelo avaliador responsável por mover o braço mecânico do equipamento e alongar o voluntário. Os valores do  $\text{torque}_{\text{Máx}}$ , obtidos no pré-teste, estavam disponíveis em tempo real por meio da tela do computador e desta forma, foi possível ao avaliador ajustar o torque (aumentando a ADM) toda vez que visualizasse uma diminuição nestes valores, afim de mantê-los constantes. Esse mesmo valor de  $\text{torque}_{\text{Máx}}$  obtido no pré-teste foi utilizado tanto para o treinamento quanto para o pós-teste.

Desta forma, a variável  $\text{torque}_{\text{Máx}}$  foi utilizada como variável de controle neste estudo e, portanto, não foi esperada modificação em seus valores, o que pode ser verificado por meio da realização da ANOVA *two way* em esquema fatorial, que não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e nem situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=0,55$ ;  $p<0,46$ ;  $\eta^2p=0,012$ ;  $\omega=0,11$ ), e também não apresentou efeito principal para os fatores grupo ( $F_{1,44}=1,81$ ;  $p<0,18$ ;  $\eta^2p<0,04$ ;  $\omega=0,26$ ) e situação ( $F_{1,44}=3,19$ ;  $p<0,08$ ;  $\eta^2p=0,06$ ;  $\omega=0,41$ ).

## 2.8 Variáveis de estudo

**QUADRO 1:**  
Descrição das variáveis

Variável estudada		Descrição
<b>ADM<sub>Máx</sub></b>	(°)	Maior valor de ADM da curva ADM vs. Tempo obtido no ponto da rigidez aumentada.
<b>Torque<sub>Máx</sub></b>	(Nm)	Maior valor de torque passivo da curva Torque passivo vs. Tempo obtido no ponto da rigidez aumentada.
<b>Torque<sub>ADM</sub></b>	(Nm)	Valor de torque mensurado para a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento.
<b>ADM<sub>PSDA</sub></b>	(°)	Ponto referente à ADM no momento em que o voluntário relatou a primeira sensação de alongamento.
<b>Torque<sub>PSDA</sub></b>	(Nm)	Ponto referente ao torque no momento em que o voluntário relatou a primeira sensação de alongamento.

## 2.9 Análise dos dados

### 2.9.1 Teste de confiabilidade

Para avaliar a confiabilidade das medidas da ADM<sub>Máx</sub>, torque<sub>Máx</sub>, ADM<sub>PSDA</sub>, torque<sub>PSDA</sub> e Torque<sub>ADM</sub> o coeficiente de correlação intraclassa ( $CCI_{3,k}$ ) e o erro padrão da medida (EPM) foram calculados a partir dos valores do pré x pós-teste na condição controle do GT e GNT separadamente (WEIR; TINGLEY; ELDER, 2005) (Tabela 3). De acordo com Cichetti (1994) os valores para o CCI podem ser interpretados da seguinte forma:  $CCI < 0,4$  – Fraco; entre 0,4 e 0,59 – Moderado; entre 0,6 e 0,74 – Bom; entre 0,75 e 1 – Excelente.

**TABELA 2**  
Confiabilidade teste-reteste da medida das variáveis do estudo

<b>Variável</b>	<b>Grupo</b>	<b>CCI(3,k)</b>	<b>EPM</b>	<b>%</b>
<b>ADM<sub>Máx</sub></b>	GT	0,76	3,22 (°)	2,21
	GNT	0,98	1,57 (°)	1,55
<b>Torque<sub>Máx</sub></b>	GT	0,99	1,44 (Nm)	3,32
	GNT	0,97	1,44 (Nm)	4,61
<b>ADM<sub>PSDA</sub></b>	GT	0,97	5,24 (°)	4,16
	GNT	0,94	3,93 (°)	4,53
<b>Torque<sub>PSDA</sub></b>	GT	0,94	4,39 (Nm)	16,59
	GNT	0,95	2,58 (Nm)	16,33
<b>Torque<sub>ADM</sub></b>	GT	0,98	1,96 (Nm)	4,75
	GNT	0,95	1,79 (Nm)	6,09

CCI – Coeficiente de correlação intraclasse; EPM – erro padrão da medida; % - percentual do EPM em relação à média; ADM<sub>Máx</sub> – amplitude de movimento máxima; Torque<sub>Máx</sub> – Torque máximo; ADM<sub>PSDA</sub> – ADM correspondente à primeira sensação de alongamento; Torque<sub>PSDA</sub> – Torque correspondente à primeira sensação de alongamento; Torque<sub>ADM</sub> – Torque correspondente à mesma ADM; GT – Grupo treinados; GNT – Grupo não-treinados.

### 2.9.2 Análise estatística

Para análise dos dados foi utilizado o pacote estatístico SPSS *Statistics* 18 (SPSS, Inc.) e o nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ .

A análise descritiva foi realizada para todas as variáveis estudadas, assim como o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* e de homogeneidade de variâncias de *Levene*. Todas as variáveis testadas (ADM<sub>Máx</sub>, torque<sub>Máx</sub>, torque<sub>ADM</sub>, ADM<sub>PSDA</sub> e torque<sub>PSDA</sub>) apresentaram distribuição normal e homocedasticidade das variâncias, o que permitiu a utilização de testes estatísticos paramétricos.

Foi utilizada análise de variância em esquema fatorial (ANOVA *two way*) com *post hoc* de Tukey para comparar os grupos (GT e GNT) nas situações (controle e treinamento), sendo calculada a diferença encontrada entre o pós e o pré-teste de cada variável (delta). Os resultados serão apresentados como média  $\pm$  erro padrão (EP). Os valores do *Partial Eta Square* ( $\eta^2_p$ ) são reportados para refletir a magnitude das diferenças

entre cada tratamento (pequeno = 0,01; médio = 0,06; e grande = 0,14) (COHEN, 1988) e o poder estatístico ( $\omega$ ) calculado para garantir que a diferença encontrada realmente existe indicando menor possibilidade de ocorrência do erro tipo II, com poderes próximos a 1.

### 3 RESULTADOS

A tabela abaixo apresenta a análise descritiva das variáveis  $ADM_{Máx}$ ,  $torque_{Máx}$ ,  $ADM_{PSDA}$ ,  $torque_{PSDA}$  e  $torque_{ADM}$  para os grupos nas situações controle e treinamento. As mensurações das tentativas realizadas e utilizadas para a análise não apresentaram atividade eletromiográfica acima daquela considerada de repouso. Os dados são apresentados pela diferença nas medidas pré e pós-teste (delta).

**TABELA 3:**

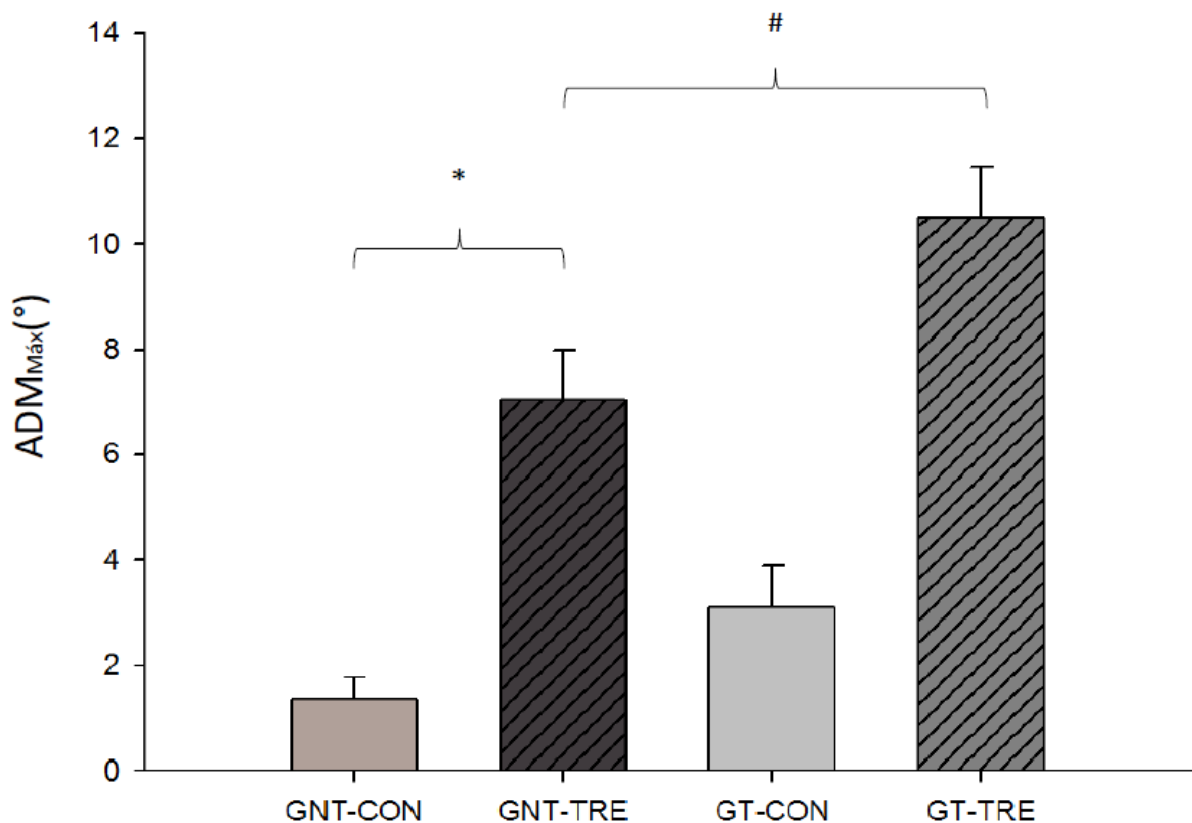
Análise descritiva do delta (diferença medidas pós e pré-teste) das variáveis estudadas por grupo e situação.

Variável	Grupo	Situação	N	Mínimo	Máximo	Média	EP
<b><math>ADM_{Máx}</math> (°)</b>	GNT	CON	23	-3,37	5,33	1,35	0,46
		TRE	23	1,63	24,60	7,03	0,95
	GT	CON	23	-4,20	8,87	3,10	0,78
		TRE	23	5,43	21,93	10,51	0,96
<b><math>Torque_{Máx}</math> (Nm)</b>	GNT	CON	23	-5,00	4,33	0,43	0,43
		TRE	23	-2,00	4,00	0,93	0,34
	GT	CON	23	-4,33	4,33	0,71	0,43
		TRE	23	-1,33	13,00	1,90	0,62
<b><math>ADM_{PSDA}</math> (°)</b>	GNT	CON	23	-20,67	6,30	0,25	1,16
		TRE	23	0,70	19,27	7,84	1,14
	GT	CON	23	-4,47	28,60	4,13	1,55
		TRE	23	-6,57	17,23	3,67	1,31
<b><math>Torque_{PSDA}</math> (Nm)</b>	GNT	CON	23	-9,67	6,67	0,13	0,77
		TRE	23	-11,67	9,00	0,68	1,03
	GT	CON	23	-10,67	16,67	2,20	1,30
		TRE	23	-15,00	8,67	-3,06	1,35
<b><math>Torque_{ADM}</math> (Nm)</b>	GNT	CON	23	-6,48	3,01	-1,53	0,53
		TRE	23	-20,56	-0,12	-7,79	0,97
	GT	CON	23	-9,02	2,10	-2,08	0,58
		TRE	23	-17,39	-2,20	-8,24	0,81

EP – Erro padrão;  $ADM_{Máx}$  – amplitude de movimento máxima;  $Torque_{Máx}$  – Torque máximo;  $ADM_{PSDA}$  – ADM correspondente à primeira sensação de alongamento;  $Torque_{PSDA}$  – Torque correspondente à primeira sensação de alongamento;  $Torque_{ADM}$  – Torque correspondente à mesma ADM; GT – Grupo treinados; GNT – Grupo não-treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.

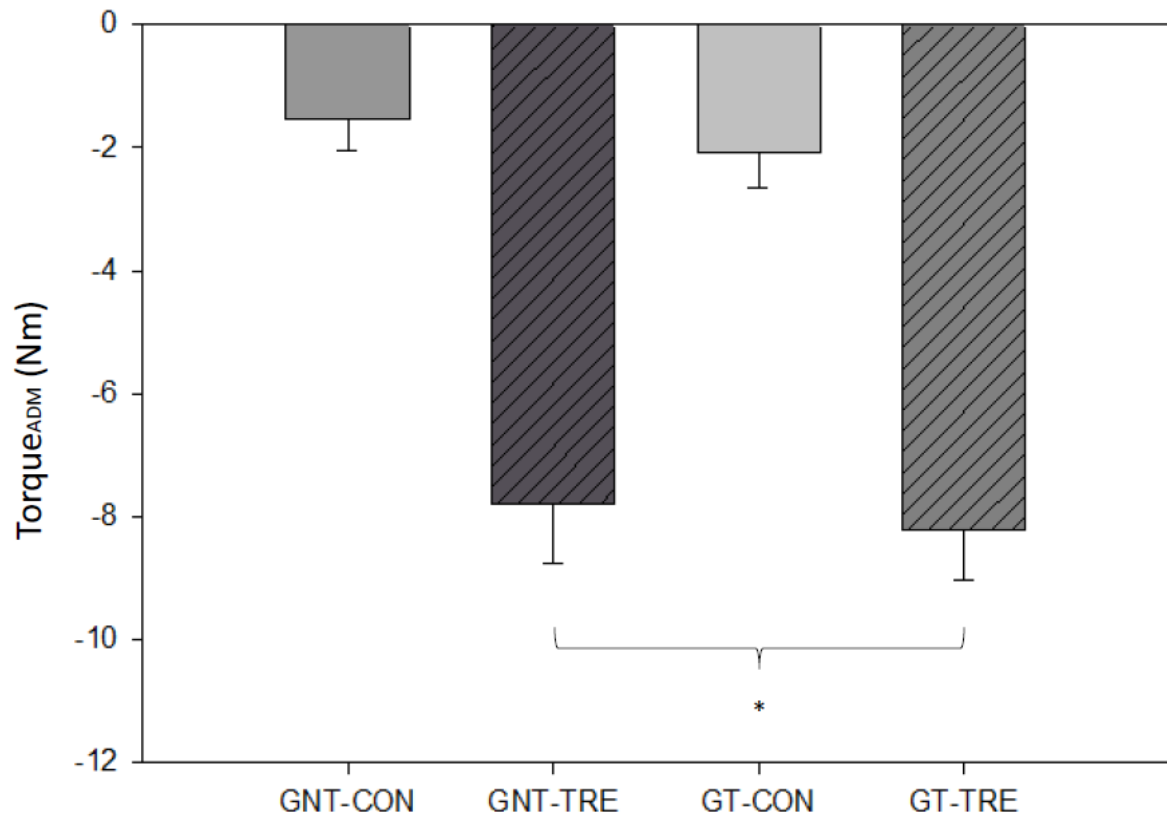
Para a variável  $ADM_{Máx}$ , a ANOVA two way em esquema fatorial não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=1,10$ ;  $p=0,29$ ;  $\eta^2_p=0,025$ ;  $\omega=0,18$ ), mas houve efeito principal para os fatores grupo ( $F_{1,44}=10,50$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p<0,19$ ;  $\omega=0,89$ ) e situação ( $F_{1,44}=69,80$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,59$ ;  $\omega=0,99$ ). Para análise do fator grupo, a mudança da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT comparado ao GNT (médias agrupadas  $6,8 \pm 0,6^\circ$  e  $4,2 \pm 0,6^\circ$ , respectivamente,  $p<0,01$ ). Para análise do fator situação, a mudança da  $ADM_{Máx}$  foi maior no treinamento comparado ao controle (médias agrupadas  $8,8 \pm 0,7^\circ$  e  $2,2 \pm 0,4^\circ$ , respectivamente,  $p<0,01$ ) (Figura 7).

FIGURA 7 - Média e erro padrão da variável  $ADM_{Máx}$  do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significativa entre os grupos (GNT vs. GT); # - Diferença significativa entre as situações (CON vs. TRE). GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



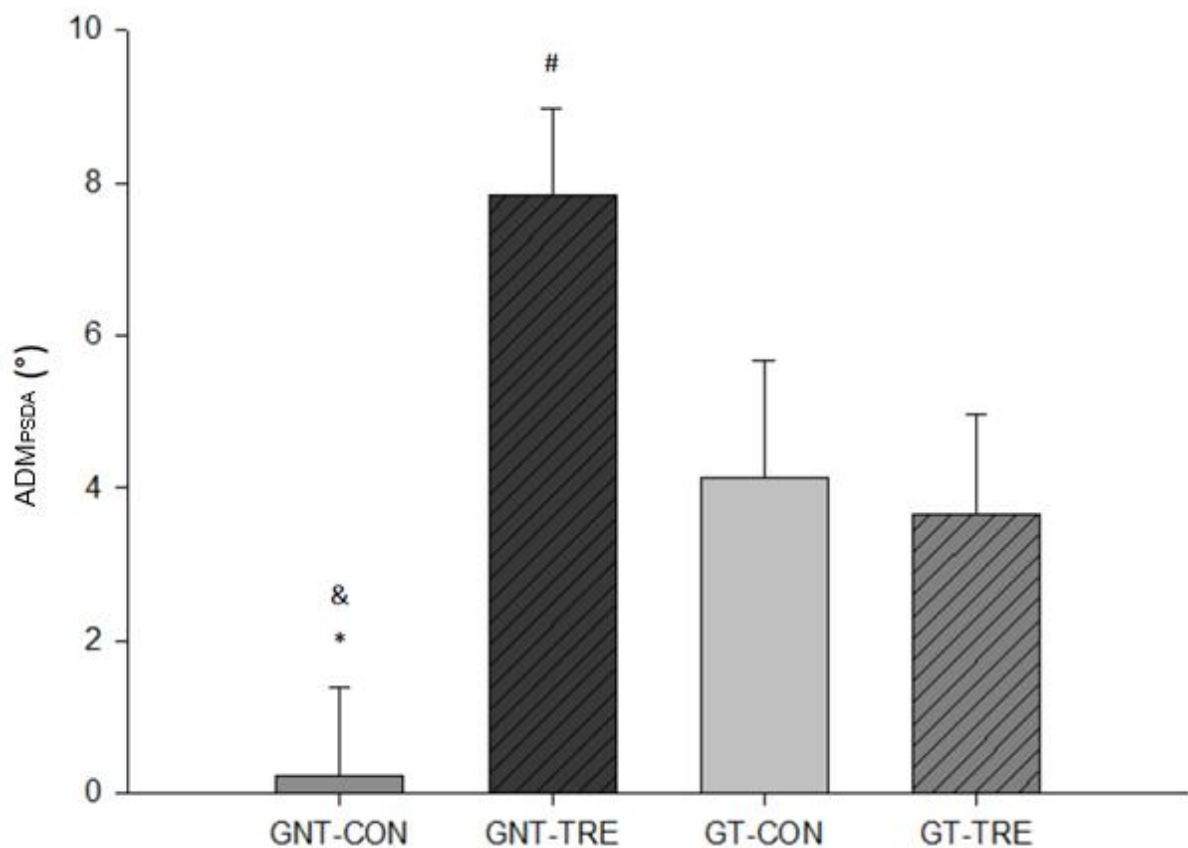
Para a variável  $\text{torque}_{\text{ADM}}$  a ANOVA *two way* em esquema fatorial não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44} < 0,01$ ;  $p = 0,94$ ;  $\eta^2_p = 0,01$ ;  $\omega = 0,05$ ). Não houve efeito principal para o fator grupo ( $F_{1,44} = 150,1$ ;  $p = 0,53$ ;  $\eta^2_p < 0,01$   $\omega = 0,09$ ), mas houve efeito principal para o fator situação ( $F_{1,44} = 82,13$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2_p = 0,65$ ;  $\omega = 1,00$ ). Na análise do fator situação o  $\text{torque}_{\text{ADM}}$  foi menor no treinamento comparado ao controle (médias agrupadas  $-8,0 \pm 0,4\text{Nm}$  e  $-1,8 \pm 0,4\text{Nm}$ , respectivamente,  $p < 0,01$ ) (Figura 8).

FIGURA 8 - Média e erro padrão da variável  $\text{torque}_{\text{ADM}}$  do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significativa entre as situações (CON vs. TRE). GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



Para a variável  $ADM_{PSDA}$ , a ANOVA *two way* em esquema fatorial apresentou uma interação significativa para os fatores grupo (GNT e GT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=9,85$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,18$ ;  $\omega=0,86$ ). O delta da  $ADM_{PSDA}$  do GNT foi menor que o GT ( $0,2 \pm 1,1^\circ$  e  $4,1 \pm 1,5^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) na situação controle, porém maior na situação treinamento ( $7,8 \pm 1,1^\circ$  e  $3,7 \pm 1,3^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ). Foi verificado também que o valor da  $ADM_{PSDA}$  do GNT foi menor na situação controle comparado com a situação treinamento ( $0,2 \pm 1,1^\circ$  e  $7,8 \pm 1,1^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) para o GNT, mas não foi diferente para o GT ( $4,1 \pm 1,5^\circ$  e  $3,7 \pm 1,3^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) (Figura 9).

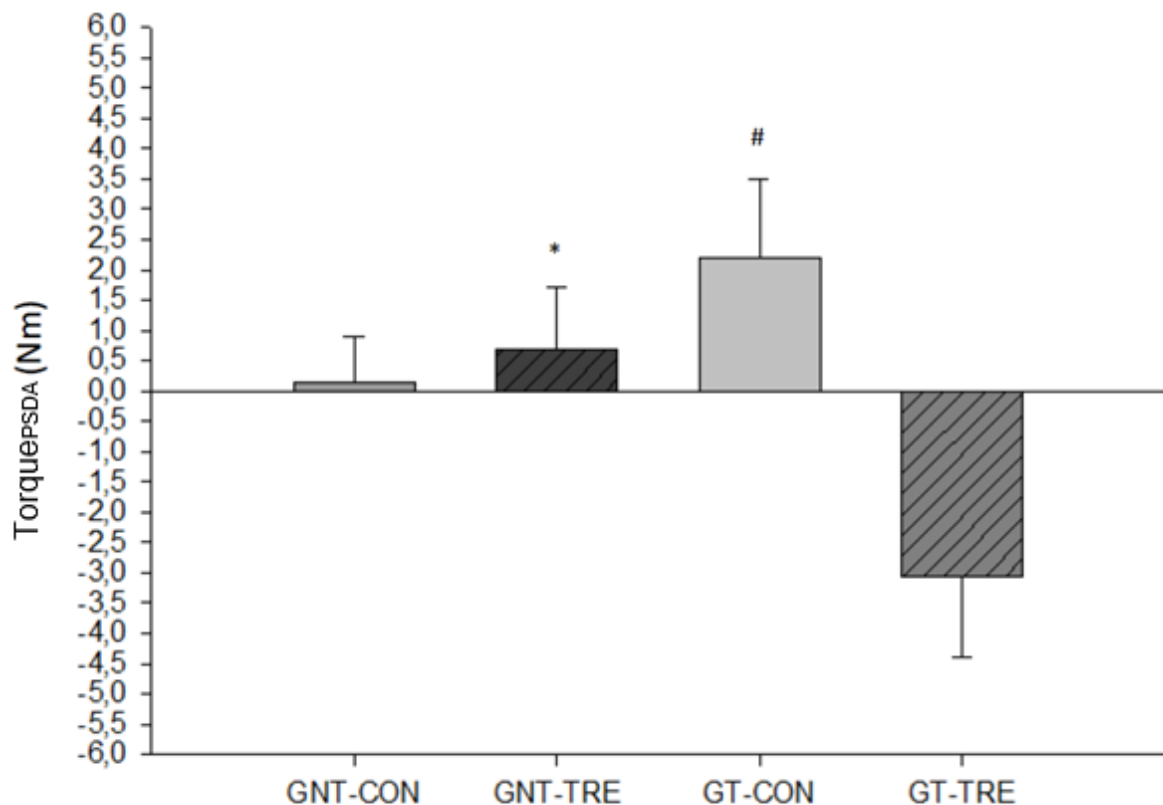
FIGURA 9: Média e erro padrão da variável  $ADM_{PSDA}$  do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significativa entre os grupos na situação controle (GNT-CON vs. GT-CON); # - Diferença significativa entre os grupos na situação treinamento (GNT-TRE vs. GT-TRE); & - Diferença significativa entre as situações para o GNT (GNT-CON vs. GNT-TRE); GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.





Para a variável  $\text{torque}_{\text{PSDA}}$ , a ANOVA *two way* em esquema fatorial apresentou uma interação significativa para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=6,57$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,13$ ;  $\omega=0,70$ ). Os valores da  $\text{torque}_{\text{PSDA}}$  da situação controle não foram diferentes na comparação entre o GT e o GNT ( $2,2 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $0,1 \pm 0,8\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ), contudo na situação treinamento o delta  $\text{torque}_{\text{PSDA}}$  no GT foi menor que o GNT ( $-3,0 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $0,7 \pm 1,0\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ). Não houve diferença entre o controle e o treinamento para o GNT ( $0,1 \pm 0,8\text{Nm}$  e  $0,7 \pm 1,0\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ), diferentemente do delta  $\text{torque}_{\text{PSDA}}$  no GT, que foi maior no controle do que no treinamento ( $2,2 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $-3,0 \pm 1,3\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) (Figura 10).

FIGURA 10: Média e erro padrão da variável  $\text{torque}_{\text{PSDA}}$  do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significativa entre os grupos na situação treinamento (GNT-TRE vs. GT-TRE); # - Diferença significativa entre as situações (CON vs. TRE) para o GT; GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



## 4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa. Ambos os grupos apresentaram aumento da  $ADM_{Máx}$ , e redução do torque $_{ADM}$ , alterações compreendidas como adaptações no comportamento biomecânico da UMT, porém, a magnitude do ganho da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT. Em relação às adaptações sensoriais ao alongamento os grupos tiveram comportamento distinto analisado por meio das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e torque $_{PSDA}$ . Esse resultado sugere uma resposta diferente entre os grupos e rejeita a hipótese nula de que o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade não difere significativamente dos não-treinados.

O maior aumento na  $ADM_{Máx}$  observado na situação treinamento comparado com a situação controle era esperado e corrobora os estudos prévios que encontraram aumento da  $ADM_{Máx}$  após um protocolo de alongamento agudo utilizando a técnica com torque constante (TC) (CABIDO *et al.*, 2014; HERDA *et al.*, 2011; YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007). No presente estudo foi verificado um aumento médio na  $ADM_{Máx}$  de aproximadamente 7° (7,05%) e 11° (7,4%) para os grupos GNT e GT na situação treinamento (ver tabela 4), enquanto aumentos de 12° (16,5%) e 6° (4,4%) aproximadamente foram verificados nos estudos de Cabido *et al.* (2014) e Herda *et al.* (2011), ambos estudos realizados com indivíduos não-treinados em flexibilidade. Desta forma, as alterações verificadas no presente estudo ficaram dentro da faixa de variação anteriormente relatada na literatura, porém, diferenças entre os valores absolutos e percentuais da  $ADM_{Máx}$  relatados podem estar relacionadas com as diferenças em relação aos instrumentos utilizados na mensuração da  $ADM_{Máx}$ , assim como com aspectos metodológicos, como a configuração do estímulo de alongamento realizado (*i.e.* intensidade do estímulo).

Considerando que, uma maior intensidade representa alongar a UMT em um maior comprimento (YOUNG; ELIAS; POWER, 2006), submetendo assim as diferentes estruturas envolvidas a uma maior tensão, é possível que adaptações distintas na UMT possam ocorrer dependendo da intensidade aplicada no treinamento. Dados que reforçam este raciocínio foram fornecidos por estudos anteriores (CHAGAS *et al.*, 2008; GAJDOSIK *et al.*, 2006; SULLIVAN *et al.*, 1992). Na pesquisa realizada por Gajdosik *et al.* (2006) foi verificado que o declínio do torque de resistência passivo durante o relaxamento sob tensão foi maior quando a UMT dos flexores plantares foi mantida alongada por 60s a 100% da  $ADM_{Máx}$  em comparação com 90% e 80% pelo mesmo período de tempo. No estudo de Chagas *et al.* (2008), avaliando a musculatura posterior da coxa, foi observado que quatro séries de 15s na intensidade máxima resultou em aumento significativo da  $ADM_{Máx}$ , enquanto que a intensidade submáxima não apresentou aumento. Embora seja uma questão ainda incipiente dentro do contexto do treinamento da flexibilidade, a intensidade do exercício de alongamento pode interferir de maneira significativa nas alterações provocadas na UMT. Desta forma, comparando os procedimentos adotados é possível perceber que, apesar de no presente estudo a intensidade ter correspondido a aplicação do mesmo  $\text{torque}_{Máx}$  registrado na condição pré-teste e desse torque ter proporcionado uma maior ADM entre cada uma das seis repetições do estímulo de alongamento, a ADM alcançada e operacionalmente definida como  $ADM_{Máx}$  foi uma medida submáxima, enquanto que no estudo de Cabido *et al.* (2014), os voluntários treinaram a 95% da  $ADM_{Máx}$ , que foi operacionalmente definida como o máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo. Essas diferenças metodológicas podem justificar a variação no aumento da ADM e no percentual verificado nos diferentes estudos que investigaram o efeito agudo do exercício de alongamento.

O aumento da  $ADM_{Máx}$ , após uma única sessão de alongamento, pode ser justificado por meio das alterações biomecânicas ou sensoriais (tolerância ao alongamento) (WEPLER; MAGNUSSON, 2010). As alterações biomecânicas associadas ao aumento da  $ADM_{Máx}$  são compreendidas como adaptações da UMT que provocam uma modificação da curva Torque vs. ADM. No presente estudo, a variável  $\text{torque}_{ADM}$  foi utilizada para representar as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, enquanto a  $ADM_{PSDA}$  e a  $\text{torque}_{PSDA}$  foram consideradas como

variáveis relacionadas a sensação de desconforto, que poderiam permitir fazer inferências quanto à tolerância individual ao alongamento.

No presente estudo, o torque<sub>ADM</sub> mostrou uma redução após a execução da sessão de alongamento. Essa redução do torque<sub>ADM</sub> após a sessão de alongamento para os grupos GNT e GT está de acordo com os resultados de Cabido (2012) e Herda *et al.* (2011), que também verificaram uma redução nessa variável após a execução de um protocolo de alongamento com TC. A resposta de redução do torque para uma determinada ADM indica que a UMT após o alongamento apresentou menor resistência à deformação para uma mesma ADM.

Outros estudos, que também investigaram o efeito agudo do exercício de alongamento na resistência da UMT à deformação utilizaram a variável rigidez (entendida como a variação do torque de resistência ao alongamento pela variação da ADM articular) e encontraram resultados que também reforçam o encontrado no presente estudo (RYAN *et al.*, 2008, RYAN *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011). Contudo, a redução da rigidez não é um resultado unânime, pois Hoge *et al.* (2010) não encontraram alteração da rigidez passiva após o alongamento utilizando a técnica com TC. Os autores relatam a diferença na intensidade do alongamento como um fator influenciador, dentre as possíveis explicações para a divergência do resultado encontrado.

No estudo de Hoge *et al.* (2010), o torque<sub>Máx</sub> tolerado foi determinado e registrado quando o indivíduo sinalizou o momento de desconforto, mas não dor, durante a manobra de alongamento realizado em um aparelho isocinético e este valor foi utilizado como o torque de referência para ser aplicado durante a realização do protocolo de alongamento. De acordo com esses autores, se esta intensidade de alongamento foi menor do que a utilizada em estudos prévios que demonstraram redução da rigidez (RYAN *et al.*, 2008, RYAN *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011), então este aspecto pode ter contribuído para a não alteração da rigidez. Contudo, devido às várias diferenças entre os aspectos relacionados à instrumentação e às delimitações metodológicas estabelecidas (*i.e.*, tipo de musculatura envolvida) nos diferentes estudos, esta questão permanece ainda por ser esclarecida. Desta forma, a redução

do torque de resistência verificado no presente estudo após a sessão de alongamento mostra que o indivíduo conseguiu atingir uma mesma ADM com uma menor resistência ao alongamento. Com isso, é possível concluir que uma alteração na resposta biomecânica da UMT de fato ocorreu. Reforçando esta afirmativa seria também esperado que, se o torque de resistência ao alongamento reduziu, o voluntário deveria ser capaz de alcançar maiores valores de ADM para o mesmo torque máximo. Esta resposta também foi verificada no presente estudo. Assim, essas alterações em conjunto relacionadas à propriedade biomecânica da UMT reforçam a participação de mecanismos biomecânicos no aumento da ADM<sub>Máx</sub> após a sessão de alongamento.

Em relação ao torque de resistência ao alongamento, entende-se que o mesmo está relacionado com a participação de diferentes estruturas músculo-tendíneas (músculos sinergistas, agonistas, tendões, aponeuroses) e articulares (cápsulas) (RIEMANN *et al.*, 2001). Considerando o raciocínio de que o aumento da ADM<sub>Máx</sub> encontrado no presente estudo está relacionado com alterações nas propriedades biomecânicas associadas a essas estruturas, então modificações nessas estruturas estariam relacionadas com uma menor resistência à deformação. O perimísio, enquanto tecido conjuntivo intramuscular, foi mencionado como uma estrutura que pode ter um papel importante na resistência ao alongamento (PURSLOW, 1989; GAJDOSIK, 2001). Contudo, ainda representa um desafio diferenciar o nível de participação relativa de cada uma das estruturas tanto no torque de resistência quanto na alteração do mesmo após intervenção considerando os músculos posteriores da coxa.

Embora o estudo de revisão realizado por Weppeler e Magnusson (2010) tenha apresentado uma perspectiva dicotômica em relação aos mecanismos relacionados com o aumento da ADM<sub>Máx</sub> após uma única sessão de alongamento, sendo estes associados às alterações biomecânicas ou sensoriais (tolerância ao alongamento), os resultados do presente trabalho indicam a possibilidade de uma resposta integrada desses diferentes mecanismos no aumento da ADM<sub>Máx</sub>. Na presente pesquisa também foi investigada a alteração da sensação subjetiva de desconforto ao alongamento, como apresentado nos métodos deste estudo, este aspecto foi registrado em função da ADM e do torque. Ao sinalizar a primeira sensação de

alongamento (PSDA), a ADM e o torque de resistência ao alongamento correspondentes foram associados ao momento da sinalização, resultando nas variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente. Os resultados em relação a estas variáveis mostram que os grupos GNT e GT responderam de maneira distinta após uma sessão única de alongamento. Os indivíduos do GNT mostraram um aumento na  $ADM_{PSDA}$ , indicando que a primeira sensação de alongamento aconteceu mais tardiamente (em uma maior ADM) após o treinamento, o torque correspondente não alterou comparando a situação controle e treinamento. Diferentemente, os indivíduos do GT apresentaram uma redução da  $torque_{PSDA}$ , indicando que a primeira sensação de alongamento foi sinalizada com um menor torque de resistência presente, mas a ADM correspondente não alterou comparando a situação controle e treinamento. Existem poucos dados disponíveis referentes às variáveis envolvendo a primeira sensação de alongamento (tolerância ao alongamento) em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade, minimizando as possibilidades de comparação.

A resposta das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  para o grupo GNT verificada no presente é consistente com dados do estudo de Cabido (2012). Esse autor investigou a resposta das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  após a realização de uma única sessão de alongamento utilizando o alongamento com TC em indivíduos não-treinados em flexibilidade. Os resultados mostraram um aumento da  $ADM_{PSDA}$  sem alteração da  $torque_{PSDA}$ , corroborando os dados encontrados no presente estudo. Considerando que o torque de resistência resultante da deformação do músculo durante o alongamento é monitorado por mecanorreceptores (*i.e.* terminações nervosas livres, órgãos tendinosos de golgi) (AVELA; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1999) é possível que essas estruturas aferentes sejam mais ou menos estimuladas na dependência da magnitude do torque de resistência presente. Desta forma, o torque registrado no momento da primeira sensação de alongamento ( $torque_{PSDA}$ ) poderia ser considerado o estímulo mecânico “limiar” para estimular as estruturas aferentes e desencadear a sinalização desta primeira sensação de alongamento. Como o torque de resistência ao alongamento reduz após uma sessão única de alongamento, como verificado no presente estudo e em Cabido (2012), para que o mesmo torque de resistência ao alongamento registrado na condição pré-alongamento seja alcançado ( $torque_{PSDA}$ ) após a intervenção, será necessário atingir maior ADM articular, devido

ao comportamento da curva Torque vs. ADM. Neste sentido, seria então esperado que a  $ADM_{PSDA}$  fosse maior após a sessão de alongamento, sendo esta a resposta verificada no presente estudo e em Cabido (2012).

Este raciocínio sugere que, as alterações associadas a uma maior tolerância ao alongamento (aumento da  $ADM_{PSDA}$ ) podem estar relacionadas a mudanças no comportamento das propriedades passivas da UMT. Assim, os dados do presente estudo mostram a possibilidade de uma resposta integrada de diferentes mecanismos no aumento da  $ADM_{Máx}$ . Contudo, quando analisamos os resultados dos indivíduos do GT, que apresentaram uma redução da  $torque_{PSDA}$  e não alteração da  $ADM_{PSDA}$ , observa-se que a resposta de indivíduos treinados em flexibilidade não segue um comportamento similar ao encontrado para indivíduos do GNT. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Mas, a relação dessas respostas verificadas para o GT e o aumento da  $ADM_{Máx}$  ainda precisa ser melhor entendida.

Os dados do presente estudo mostraram que o aumento na  $ADM_{Máx}$  foi maior para o GT comparado ao GNT. Esse resultado confirma que indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade respondem de maneira distinta a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. O tamanho do efeito encontrado foi grande ( $>0,14$ ; COHEN, 1988) e os valores médios agrupados da  $ADM_{Máx}$  em cada grupo foram maiores do que o EPM ( $\sim 3,0$ ) desta variável no presente estudo, reforçando a consistência deste resultado encontrado. Embora não foram encontradas pesquisas sobre o efeito agudo de um protocolo de alongamento na ADM comparando indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade, resultados de alguns estudos podem fornecer subsídios para a discussão. Sobolewski, Ryan e Thompson (2013) demonstraram que participantes com menor nível de rigidez apresentaram maior aumento na ADM no decorrer de um protocolo de alongamento. Se for considerado que indivíduos treinados em flexibilidade (mais flexíveis) também possam ser menos rígidos que aqueles do grupo não-treinado, é possível hipotetizar que o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT corrobora o estudo de Sobolewski, Ryan e Thompson (2013). Dados dos estudos de Magnusson *et al.* (2000) e Blazevich *et al.* (2012) mostraram que indivíduos mais flexíveis têm uma menor rigidez do que os

indivíduos menos flexíveis para uma ADM articular comparável. Contudo, como a rigidez não foi calculada no presente estudo e portanto, essa explicação permanece por ser averiguada em análises futuras.

A discussão sobre o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT pode ser ampliada para além dos aspectos biomecânicos, especialmente se o aumento da  $ADM_{Máx}$  após uma única sessão de alongamento for entendido como uma resposta associada a alterações biomecânicas e sensoriais (tolerância ao alongamento). Desta forma, se o aumento na  $ADM_{Máx}$  estivesse relacionado apenas com alterações biomecânicas do músculo após uma única sessão de alongamento, diferenças na magnitude destas alterações poderiam explicar diferenças na  $ADM_{Máx}$  entre grupos distintos. Contudo, a variável  $\text{torque}_{ADM}$ , utilizada para representar as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas, apresentou uma resposta similar entre os grupos GT e GNT. Desta forma, é possível concluir que outros fatores, para além dos mecânicos, podem também ter influenciado o aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT e, conseqüentemente, a diferença no desempenho dos grupos em relação a  $ADM_{Máx}$ . Reforçando esse argumento, Blazeovich *et al.* (2012) concluíram que os fatores associados ao torque de resistência ao alongamento são potencialmente diferentes daqueles que determinam a  $ADM_{Máx}$ .

No presente estudo, a  $ADM_{PSDA}$  e a  $\text{torque}_{PSDA}$  foram consideradas como variáveis relacionadas a sensação de desconforto, que poderiam permitir fazer inferências quanto à tolerância individual ao alongamento. Partindo da aceitação de que indivíduos treinados em flexibilidade (bailarinos) apresentam características distintas em relação à resposta da UMT sob alongamento quando comparados a outras populações (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991; SCHEPER *et al.*, 2013), foi esperado que o comportamento destas variáveis permitisse subsidiar o entendimento das diferenças em relação ao aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT. Neste sentido, caso fosse verificada uma alteração maior na  $ADM_{PSDA}$  sem uma alteração da  $\text{torque}_{PSDA}$  para o GT comparado com o GNT, poderia por exemplo justificar o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  após a sessão de alongamento no GT. Diferentemente do esperado, a resposta dos grupos GT e GNT não forneceu subsídios claros para uma possível explicação referente ao maior



aumento da  $ADM_{Máx}$  verificado no GT. Enquanto a  $ADM_{PSDA}$  aumentou para o GNT, a  $torque_{PSDA}$  reduziu para o GT. Desta forma, a importância relativa dos mecanismos associados às alterações biomecânicas e sensoriais para o aumento da  $ADM_{Máx}$  em grupos treinados e não-treinados em flexibilidade ainda precisa ser investigada.

Uma limitação do presente estudo é a maneira como o torque foi ajustado no alongamento com TC. Até o presente momento, os estudos que avaliaram os efeitos desse exercício de alongamento usaram um ajuste automático do torque (YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007; RYAN *et al.*, 2008; RYAN *et al.*, 2009; HOGE *et al.*, 2010; HERDA *et al.*, 2011) diferente do presente estudo, em que o pesquisador avaliador foi o responsável em manter o torque constante e ajustá-lo a medida que fosse verificado uma redução no torque de resistência. Esse procedimento foi adotado devido à limitação técnica do equipamento em ajustar automaticamente a ADM para manter o torque constante, além disso, não foi possível manter a velocidade do alongamento constante uma vez que o braço mecânico do equipamento foi elevado manualmente pelo pesquisador avaliador.

Outra limitação técnica foi a impossibilidade de aferição da  $ADM_{Máx}$  por meio da maior tolerância suportada pelo indivíduo. Os voluntários do GT, por serem muito flexíveis, precisavam de uma flexão máxima de quadril inicial para não alcançar o máximo mensurado pelo equipamento (por meio da extensão completa dos joelhos) e com isso, serem excluídos da amostra. Mesmo que o equipamento tenha sido desenvolvido com a finalidade de possibilitar a mensuração da  $ADM_{Máx}$  em sujeitos muito flexíveis não foi possível a mensuração dessa variável devido à dificuldade encontrada para o posicionamento inicial dos voluntários do GNT, uma vez que na flexão de quadril estabelecida inicialmente para o GT, não foi possível posicioná-los. Desta forma, a flexão de quadril estabelecida foi a maior possível que permitisse o posicionamento dos voluntários do GNT, contudo, ela não foi suficiente para que os voluntários do GT não estendessem completamente os joelhos, então, uma ADM submáxima para os treinamentos teve que ser estabelecida.

Por último, a limitação causada pela dificuldade de extrapolação dos resultados para outro gênero e faixa etária uma vez que a amostra do GT e GNT foi composta por homens adultos jovens.

Os resultados deste estudo demonstram a necessidade do estudo do comportamento da UMT por meio das variáveis biomecânicas e sensoriais em pessoas treinadas em flexibilidade objetivando determinar protocolos de treinamento específicos para essa população.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostram que o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa difere significativamente dos não-treinados. Os resultados demonstraram que o ganho de  $ADM_{Máx}$  após o treinamento parece ser decorrente de mecanismos biomecânicos e sensoriais. O aumento da  $ADM_{Máx}$  e redução do  $torque_{ADM}$  foi um comportamento semelhante entre os grupos, porém, a magnitude da resposta da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT, comprovando que esse grupo não respondeu de maneira similar ao mesmo estímulo de alongamento. Além disso, para as variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  o comportamento dos dois grupos foi o inverso. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Mas, a relação dessas respostas verificadas para o GT e o aumento da  $ADM_{Máx}$  ainda precisa ser melhor entendida.

## REFERÊNCIAS

- ALENCAR, T.A.M.; MATIAS, K.F.S. Princípios fisiológicos do aquecimento e alongamento muscular na atividade esportiva. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 16, n. 3, p. 230-234, Mai/Jun, 2010.
- AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H. K. I.; KOMI, P. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. **Journal of Applied Physiology**. v.86, n.4, p.1283-1129, 1999.
- BERGAMINI, Juliana castro. **Efeito agudo de diferentes durações e intensidades de alongamento no desempenho da flexibilidade**. 2008. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.
- BLACKBURN, J.T. *et al.* Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**. v. 19, n. 1, p. 36-43, Jan, 2004.
- BLAZEVOICH, A.J. *et al.* Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. **Journal of Applied Physiology**. v. 113, n. 9, p. 1446-1455, Nov, 2012.
- CABIDO, C.E.T. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v.4, n.28, p.1050-1057, Abr, 2014.
- CABIDO, Christian Emmanuel Torres. **Efeito agudo de alongamentos com torque e ângulo constantes na amplitude de movimento, propriedades passivas musculares e na percepção de desconforto ao alongamento**. 2012. 69 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) - Escola de educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.
- CHAGAS, M.H. *et al.* Comparação de Duas Diferentes Intensidades de Alongamento na Amplitude de Movimento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 14, n. 2, p.99-103, Mar/Abr, 2008.

CICHETTI, D.V. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. **Psychological Assessment**. v. 6, p. 284-290, 1994.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. (2nd ed.) 1988.

DECOSTER, L.C. *et al.* The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. **The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.35, n.6, p.377-387, Jun, 2005.

FATOUROS, I.G. *et al.* Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v. 20, n.3, p. 634-642, 2006.

FELAND, J.B.; MYRER, J.W.; MERRILL, R.M. Acute changes in hamstring exibility: PNF versus static stretch in senior athletes. **Journal of Physical Therapy**. v.2, n.5, p. 186-193, May, 2001.

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, p. 33-44, 2006.

GAJDOSIK, R.L.; LINDEN, D.W.V.; WILLIAMS, A.K. Influence of Age on Length and Passive Elastic Stiffness Characteristics of the Calf Muscle- Tendon Unit of Women. **Journal of Physical Therapy**. v. 79, n. 9, p.827-838, Sep, 1999.

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

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. **The Journal of Physiology**. v.2, n. 489, p. 593-602, May, 1995.

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

HERDA, T. J. *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Medicine & Science in Sports Exercise**. v. 43, n. 9, p. 1777-1784, Sep, 2011.

HERDA, T.J. *et al.* The time course of the effects of constant-angle nad constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v. 24, p. 62-67, May, 2012.

HOGGE, K.M. *et al.* Gender differences in musculotendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v. 24, n.10, p. 2618–2626, Oct, 2010.

HUTTON, R.S. Neuromuscular basis of stretching exercises. **Strenght and Power in Sport**. P. 29-38,1992.

KARLOH, M. *et al.* Alongamento estático versus conceito Mulligan: aplicações no treino de flexibilidade em ginastas. **Fisioterapia em Movimento**. v. 23, n. 4, p. 523-533, Out/Dez, 2010.

KAY, A.D.; BLAZEVOICH, A.J. Concentric muscle contractions before static stretching minimize, but do not remove, stretch-induced force déficits. **Journal of Applied Physiology**. n. 108, p. 637–645, Jan, 2010.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **European Journal of Applied Physiology**. v.85, p.226-232, Jun, 2001.

KOCEJA, D.M.; BURKE, J.R.; KAMEN, G. Organization of segmental reflexes in trained dancers. **International Journal of Sports Medicine**. v. 12, p. 285-289, Aug, 1991.

LAROCHE, D.P.; CONNOLLY, D. A. J. Effects of Stretching on Passive Muscle Tension and Response to Eccentric Exercise. **American Journal of Sports Medicine**. 2006.

MAGNUSSON, S.P.; AAGAARD, P.; NIELSON, J.J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. **Medicine & Science in Sports Exercise**. v. 32, n. 6, p. 1160-1164, Jun, 2000.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology**. v.1, n. 497, p. 291-298, Nov, 1996.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* Biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine**. v.19, p.310-316, Feb, 1998.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v. 7, n. 4, p. 195-202, Ago, 1997.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v. 5, n. 6, p. 342-347, Dec ,1995.

MAGNUSSON, S. P.; RENSTRÖM, P. The role of stretching exercises in sports. **European Journal of Sport Science**. v.6, n.2, p.87-91, Jun, 2006.

MARSHALL, P.W.M.; 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**. v.14, p. 535–540, May, 2011.

MCHUGH, M. P. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Medicine & Science in Sports Exercise**. 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. **Medicine & Science in Sports Exercise**. v.33, n.3, p.354-358, Apr, 2000.

NELSON, R. T.; BANDY, W. D. An update on flexibility. **The Journal of Strength Conditioning Research**. v. 27, p. 10–16, Feb, 2005.

NIELSEN, J.; CRONE, C.; HULTBORN, H. H-reflexes are smaller in dancers from the Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. **European Journal of Applied Physiology**. v. 66, p.116-121, Oct, 1993.

PRATI, S.R.A.; PRATI, A.R.C. Níveis de aptidão física e análise de tendências posturais em bailarinas clássicas. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**. v. 8, n. 1, p. 80-87,Ago, 2006.

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

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 – 377, 2001.

RYAN, E.D. *et al.* Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. **Journal of Sports Science**. v. 27, n.9, p. 957-961, July, 2009.

RYAN, E.D. *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.38, n.10, p. 632-639, 2008.

SCHEPER M. C. *et al.* Generalized joint hypermobility in professional dancers: a sign of talent or vulnerability? **Rheumatology**. n.52, p. 651 – 658, 2013.

SMITH, A.; KOUTEDAKIS, Y.; WYON, M. A comparison of strength and stretch interventions on active and passive ranges of movement in dancers: a randomized controlled trial. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v. 0, n. 0, p. 1-7, 2013.

SOBOLEWSKI, E.J.; RYAN, E.D.; THOMPSON, B.J. Influence of maximum range of motion and stiffness on the viscoelastic stretch response. **Muscle & Nerve**. v. 48, p. 571–577, jan 2013.

SULLIVAN, M.K.; DEJULIA, J.J.; WORREL, T.W. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. **Medicine & Science in Sports Exercise**. v.24, p.1383 – 1389, 1992.

TAJET-FOXEL, B.; ROSE, F.D. Pain and pain tolerance in professional ballet dancer. **British Journal of Sports Medicine**. v.29, n.1, p. 31-34, 1995.

TAYLOR, D. C.; BROOKS, D. E.; RYAN, J. B. Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. **Medicine & Science in Sports Exercise**. v. 29, n. 12, p. 1619-1624, Dec, 1997.



TAYLOR, D. C. *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **American Journal of Sports Medicine**. v. 18, n. 3, p. 300-309, May/Jun, 1990.

VIVEIROS, L. *et al.* Respostas agudas imediatas e tardias da flexibilidade na extensão do ombro em relação ao número de séries e duração do alongamento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.10, n. 6, p.459-463, Nov/Dez, 2004.

WEIR, D. E.; TINGLEY, J.; ELDER, G. C. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. **European Journal of Applied Physiology**. v. 93, n. 5-6, p.614-23, Mar, 2005.

WEPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Journal of Physical Therapy**. v. 90, n. 3, p. 438-49, Mar, 2010.

WYON, M.; FELTON, L.; GALLOWAY, S. A comparison of two stretching modalities on lower-limb range of motion measurements in recreational dancers. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v. 23, n.7, p. 2144–2148, 2009.

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**. 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. 235-241, Feb, 2005.

YLINEN, J. *et al.* A.Effect of stretching on hamstring muscle compliance. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v. 41, n. 1, p. 80-84, Jan, 2009.

YOUNG, W.; ELIAS, G.; POWER, J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. v. 46, n.3, p.403-411, 2006.

## APÊNDICE

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Venho por meio deste convidá-lo (a) a participar da pesquisa intitulada “Comparação do efeito agudo do alongamento muscular em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade” que será realizada na UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (orientador) e Bárbara Pessali Marques (Mestranda). A pesquisa investigará o comportamento da unidade músculo tendão ao treinamento de flexibilidade em pessoas treinadas e não-treinadas em flexibilidade utilizando a técnica de alongamento passivo-estática.

Os voluntários deverão comparecer no laboratório três dias, aproximadamente no mesmo horário, com intervalo de 24 a 48 horas entre os dias e deverão permanecer no laboratório por um período de aproximadamente 1 hora. O primeiro dia consiste na familiarização, processo em que o voluntário é apresentado ao equipamento e simula os dias de coleta até se sentir seguro e confortável no mesmo. Os dois dias seguintes serão as situações experimentais, nas quais haverá a mensuração da flexibilidade em um equipamento desenvolvido no laboratório de biomecânica – BIOLAB - em ambos os membros inferiores.

Os voluntários deverão deitar na maca de treinamento de flexibilidade com o membro inferior não testado estendido e preso por cintas de velcro para evitar movimentos acessórios, enquanto o membro que será alongado estará posicionado em 140° de flexão do quadril e 90° de flexão do joelho. Partindo dessa posição a musculatura posterior da coxa será alongada passivamente pelo avaliador por meio da extensão do joelho do voluntário. O voluntário deverá sinalizar a primeira sensação de alongamento (PSDA) apertando o botão de um controle remoto que ficará em seu poder.

A coleta consiste na mensuração da amplitude de movimento submáxima (ponto no qual o avaliador percebe o aumento exponencial da rigidez, operacionalmente definida como  $ADM_{Máx}$ ) por meio da média de três tentativas, seguido do protocolo de treinamento: técnica passivo-estática, 6 séries de 30 segundos, finalizando com a aferição da  $ADM_{Máx}$  novamente. O terceiro dia de coleta consiste nas mesmas aferições, porém do membro contralateral não avaliado no segundo dia. Será realizada a tricotomização (raspagem dos pêlos utilizando lâminas de barbear descartáveis) da região posterior da coxa para a colocação de eletrodos de superfície.

Como treinamento será realizado por meio de uma técnica de alongamento utilizada na prática esportiva e de reabilitação, existem riscos associados a este estudo que podem incluir lesões musculoesqueléticas e traumatismo. Caso ocorra qualquer efeito adverso os pesquisadores levarão o voluntário, em carro próprio, para o serviço de pronto atendimento da UFMG. Os benefícios em participar deste estudo estão relacionados à possibilidade de contribuir para o estudo da atividade física e do

esporte, ajudando a descobrir novos métodos que auxiliem na compreensão das variáveis que influenciam o desempenho físico. Em contrapartida à participação na pesquisa, estarão disponíveis informações sobre o desempenho nos testes relacionados à “flexibilidade” que poderão ser utilizadas para prescrição e controle do programa de treinamento do voluntário.

Todos os dados pessoais serão confidenciais, a identidade não será revelada publicamente em hipótese alguma e somente os pesquisadores envolvidos neste estudo terão acesso a essas informações. Os dados coletados serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa (publicados como artigos científicos) ou ensino (uso didático) e ficarão armazenados no 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.

Para qualquer dúvida referente aos aspectos éticos que envolvem a participação nessa pesquisa, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo: Dr. Mauro Heleno Chagas, tel. 3409-2334 e Bárbara Pessali Marques, tel. 88701155/93351155 ou com o Comitê de Ética em Pesquisa: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar, sl. 2005 cep. 31270901 - BH/MG,; tel.: 34094592; email: *coep@prpq.ufmg.br*.

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

Belo Horizonte, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2014.

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.:88701155 oi 93351155tim (Contato: Bárbara Pessali Marques)

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

**Projeto: CAAE – 36424414.0.0000.5149**

**Interessado(a): Prof. Mauro Heleno Chagas**  
**Departamento Esportes**  
**EEFFTO - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 06 de novembro de 2014, o projeto de pesquisa intitulado **"Comparação do efeito agudo do alongamento muscular em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.

**Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz**  
**Coordenadora do COEP-UFMG**