

Christian Emmanuel Torres Cabido

**EFEITO AGUDO DE ALONGAMENTOS COM TORQUE E
ÂNGULO CONSTANTES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO,
PROPRIEDADES PASSIVAS MUSCULARES E NA PERCEPÇÃO
DE DESCONFORTO AO ALONGAMENTO**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2012

Christian Emmanuel Torres Cabido

**EFEITO AGUDO DE ALONGAMENTOS COM TORQUE E
ÂNGULO CONSTANTES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO,
PROPRIEDADES PASSIVAS MUSCULARES E NA PERCEPÇÃO
DE DESCONFORTO AO ALONGAMENTO**

Dissertação apresentada ao Curso de 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: Biomecânica do Esporte

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2012

C115e Cabido, Christian Emmanuel Torres
2012 Efeito agudo de alongamentos com torque e ângulo constantes na amplitude de movimento, propriedades passivas musculares e na percepção de desconforto ao alongamento. [manuscrito] / Christian Emmanuel Torres Cabido– 2012.
69 f., enc.:il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

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

Bibliografia: f. 55-65

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

CDU: 612:796

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



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



Dissertação intitulada “**Efeito agudo de alongamentos com torque e ângulo constantes na amplitude de movimento, propriedades passivas musculares e na percepção de desconforto ao alongamento**”, de autoria do mestrando **Christian Emmanuel Torres Cabido**, defendida em 30 de março de 2012, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais e submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Mauro Heleno chagas
Departamento de Esportes
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

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

Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 30 de março de 2012.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Jesus Cristo.

Aos meus pais por darem a vida por mim. Estes foram os maiores exemplos que tive e terei em toda a vida. Eles, com muito amor, me ensinaram o que é certo e errado, a estabelecer prioridades e, principalmente, me ensinaram o que significa dar a vida por um filho. No nosso caso, três filhas (Cássia, Helen e Elisa) e um filho (eu). Eles foram os primeiros a acreditarem que realizar esse sonho seria possível. Por isso, fizeram **tudo** que puderam para torná-lo real. Obrigado as minhas irmãs, pois elas também acreditaram que seria possível alcançar esse objetivo. Como dizia a Cássia “alguns nasceram para trabalhar outros para estudar, então estude mesmo”. Cheguei até aqui porque tive várias pessoas ao meu lado nessa jornada. Meus pais, irmãs, tias (em especial a tia Stela), tios, primos, primas, amigos e colegas. Não vou citar nomes para não cometer a injustiça de, por esquecimento, deixar alguém de fora. Todos que, em algum momento da minha vida, cruzaram o meu caminho sintam-se corresponsáveis por esse trabalho.

À Renata Cibele Fávero Cabido, Minha Amada Esposa. Essa que no dia 12/03/2011 aceitou a difícil missão de ser Minha Amada Esposa até que a morte nos separe. Mas Deus sabia que para essa empreitada seria necessária uma mulher guerreira, trabalhadora, amorosa, sincera, perseverante, carinhosa, dedicada, honesta, bondosa e de princípios. Portanto, foi uma mulher com essas qualidades que Ele colocou em minha vida para me dar condição de realizar esse trabalho e, principalmente, ser a mãe dos meus filhos.

Ao Professor Doutor Mauro Heleno Chagas por ter confiado em mim. Agradeço-o também por ter sido mais do que um orientador na graduação e no mestrado. Este foi um exemplo de seriedade, dedicação e princípios. Quero agradecer-lo pela oportunidade de convívio. No dicionário Aurélio a palavra professor significa “aquele que ensina”, então essa palavra está de acordo com o senhor (Professor Doutor Mauro Heleno Chagas), independente de qualquer discussão acadêmica sobre o uso adequado dela. O senhor é um exemplo a ser seguido, tenha certeza disso.

Ao povo brasileiro por custear meus estudos em uma universidade pública.

Aos voluntários que se dispuseram a participar desse trabalho. Sem eles não seria possível a realização do mesmo.

Aos professores da EEEFTO e aos amigos de laboratório do BIOLAB (em especial a Ju Bergamini), LAFISE, LAMUSC, CECA, LAPES, LAC, e GEDAM.

A cada pessoa que direta ou indiretamente contribuiu para a realização desse trabalho.

RESUMO

A comparação entre os efeitos dos exercícios de alongamento com aplicação de torque constante (TC) e ângulo constante (AC) em seres humanos ainda foi pouco investigada. O objetivo do presente trabalho foi comparar o efeito agudo dos exercícios de alongamento TC e AC na amplitude de movimento máxima (ADM_{max}), torque de resistência em uma determinada amplitude de movimento (TR_{α}), rigidez passiva, energia e amplitude de movimento e torque de resistência correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento ($PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$, respectivamente). Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFMG (COEP 0610.0.203.000-10). Participaram desse estudo vinte e três homens, com idades entre 19 e 33 anos. Todos os voluntários passaram por uma sessão de familiarização e, aleatoriamente, pelas condições de alongamento AC e TC, respeitando um intervalo de 48 a 72h. O treinamento foi realizado no membro inferior direito, enquanto o membro inferior esquerdo foi usado como controle (CON). Um dinamômetro isocinético (*Flexmachine*) foi utilizado para analisar a musculatura posterior de coxa durante um teste de extensão passiva do joelho. A ADM_{max} foi operacionalmente definida como o máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo. Foram realizadas quatro séries de 30s de alongamento (AC ou TC) a 95% da ADM_{max} , com intervalo de aproximadamente 15s entre as séries. Os dados foram analisados como a diferença percentual entre o pós em relação ao pré-teste. Uma ANOVA *one way* com medidas repetidas seguida do teste *t* de *student* pareado foi utilizada para comparar a diferença entre os exercícios alongamentos. A correção de *Bonferroni* foi utilizada para ajustar o nível de significância adotado para $\alpha=0,0167$ e os dados foram apresentados como média \pm erro padrão. O aumento da ADM_{max} no TC ($17,3\pm 1,4\%$) foi maior que no AC ($11,0\pm 1,0\%$) ($p<0,01$). A redução do TR_{α} no TC ($28,1\pm 2,4\%$) não foi diferente ao AC ($20,5\pm 3,2\%$) ($p=0,06$). A redução da rigidez passiva no TC ($25,5\pm 3,2\%$) foi maior que no AC ($17,5\pm 1,7\%$) ($p<0,05$). A energia reduziu somente no TC ($28,2\pm 2,6\%$). O aumento da $PSDA_{ADM}$ no TC ($21,8\pm 3,7\%$) não foi diferente ao AC ($17,8\pm 3,3\%$) ($p=0,42$). Para a $PSDA_{TR}$ não houve diferença entre os alongamentos TC ($9,0\pm 4,3\%$), AC ($5,5\pm 4,4\%$) e CON ($-1,4\pm 3,9\%$) ($F=1,75$, $p=0,18$). O exercício de alongamento TC aumentou a ADM_{max} em maior magnitude que o alongamento AC, possivelmente por causar maiores alterações no

comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, medidas através da rigidez passiva e energia.

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

ABSTRACT

The comparison between the effects of stretching exercises with constant torque (CT) and constant angle (CA) has been scarcely investigated. The aim of the present study was to compare the acute effect of stretching exercises CT and CA on maximum range of motion (ROM_{max}), resistance torque for a fixed range of motion (RT_{α}), stiffness, energy and range of motion and resistance torque corresponding to the first sensation of tightness in the posterior thigh (FST_{ROM} and FST_{RT} , respectively). The study was approved by the Ethic Committee of Federal University of Minas Gerais in accordance with international standards (COEP 0610.0.203.000-10). Twenty three sedentary men, between 19 and 33 years old, participated in the study. All subjects underwent one familiarization session and then proceeded randomly to the stretching conditions CA or CT, respecting an interval of 48 to 72 hours between each session training. Measurements were performed at the right limb for training groups and the left limb was used as control (CON). An isokinetic dynamometer (*Flexmachine*) was utilized to analyze the hamstring muscles during a passive knee extension. ROM_{max} was operationally defined as the maximum tolerated stretch by the subject. Four sets of 30s of stretch (CA or CT) at 95% of ROM_{max} , and an interval of approximately 15s were performed. Data were analyzed as percentage difference between post and pre-test. An one way ANOVA with repeated measures followed by a paired Student's t test with Bonferroni correction was utilized. Significance level was set at $\alpha = 0,05$ and data are presented as mean \pm standard error. ROM_{max} increase in CT ($17,3 \pm 1,4\%$) was higher than in CA ($11,0 \pm 1,0\%$) ($p < 0,01$). RT_{α} decrease in CT ($28,1 \pm 2,4\%$) was similar to CA ($20,5 \pm 3,2\%$) ($p = 0,06$). Stiffness decrease in CT ($25,5 \pm 3,2\%$) was higher than in CA ($17,5 \pm 1,7\%$) ($p < 0,05$). Energy decrease only in CT ($28,2 \pm 2,6\%$). FST_{ROM} increase in CT ($21,8 \pm 3,7\%$) was similar to CA ($17,8 \pm 3,3\%$) ($p = 0,42$). For FST_{RT} , there were no differences between groups CT ($9,0 \pm 4,3\%$), CA ($5,5 \pm 4,4\%$) and CON ($-1,4 \pm 3,9\%$) ($F = 1,75$, $p = 0,18$). The CT stretch protocol increased ROM_{max} in a greater magnitude compared with CA stretch protocol, this may have been caused by greater changes in the MTU biomechanical properties, measured by stiffness and energy.

Keywords: Static passive stretching. Dynamic passive stretching. Biomechanical properties. Muscle-tendon unit. Stretch tolerance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Propriedades viscoelásticas.....	16
FIGURA 2 – Posição inicial do voluntário.....	28
FIGURA 3 – Representação da determinação do TR_{α}	29
FIGURA 4 – Representação do cálculo da rigidez passiva.....	31
FIGURA 5 – Configuração Experimental.....	34
FIGURA 6 – Representação do Exercício de alongamento AC.....	35
FIGURA 7 – Representação do Exercício de alongamento TC.....	36
FIGURA 8 – Média da diferença percentual da ADM_{max}	39
FIGURA 9 – Média da diferença percentual do TR_{α}	40
FIGURA 10 – Média da diferença percentual da rigidez passiva.....	41
FIGURA 11 – Média da diferença percentual da energia.....	42
FIGURA 12 – Média da diferença percentual da $PSDA_{ADM}$	43
FIGURA 13 – Média da diferença percentual da $PSDA_{TR}$	44

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Características da amostra.....	24
TABELA 2 Confiabilidade da medida das variáveis do estudo.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de Movimento

ADM_{max} – Amplitude de Movimento Máxima

AC – Ângulo Constante

ANOVA – Análise de Variância

BIOLAB – Laboratório de Biomecânica

CA – Constant Angle

CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse

CENESP – Centro de Excelência Esportiva

CON – Controle

CT – Constant Torque

DP – Desvio Padrão

EEFFTO – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

EMG – Eletromiografia

EP – Erro Padrão

EPM – Erro Padrão da Medida

FNP – Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

FST_{ROM} – Joint Range of Motion Corresponding to the First Sensation of Tightness in the Posterior Thigh

FST_{RT} – Resistance Torque Corresponding to the First Sensation of Tightness in the Posterior Thigh

IHM – Interface Homem Máquina

MTU – Muscle-Tendon Unit

PSDA – Primeira Percepção Subjetiva de Desconforto ao Alongamento

PSDA_{ADM} – Amplitude de Movimento Correspondente à Primeira Percepção Subjetiva do Desconforto ao Alongamento

PSDA_{TR} – Torque de Resistência Correspondente à Primeira Percepção Subjetiva do Desconforto ao Alongamento

RP – Rigidez Passiva

TC – Torque Constante

TR – Torque de Resistência

TR_{α} – Torque de Resistência para uma determinada amplitude de movimento

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

UMT – Unidade Músculo-tendão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivo	21
1.2	Hipóteses	21
2	MÉTODOS	22
2.1	Cuidados éticos	22
2.2	Cálculo amostral	22
2.3	Amostra	23
2.3.1	Características da amostra.....	24
2.4	Instrumentos	24
2.4.1	Medidas antropométricas.....	24
2.4.2	<i>Flexmachine</i>	24
2.4.3	Aquisição dos dados.....	26
2.5	Posicionamento dos indivíduos	26
2.6	Variáveis de estudos	27
2.6.1	Mensuração da ADM_{max}	28
2.6.2	Mensuração do TR_{α}	29
2.6.3	Mensuração da rigidez passiva.....	30
2.6.4	Mensuração da energia.....	30
2.6.5	Mensuração da $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$	31
2.7	Confiabilidade das medidas	32
2.8	Procedimentos	32
2.9	Exercícios de alongamento	35
2.9.1	Exercício de Alongamento AC.....	35
2.9.2	Exercício de Alongamento TC.....	36
2.9.3	Controle.....	36
2.10	Análise estatística	37
3	RESULTADOS	38
3.1	ADM_{max}	39
3.2	TR_{α}	40

3.3	Rigidez passiva	41
3.4	Energia	42
3.5	PSDA_{ADM}	43
3.6	PSDA_{TR}	44
4	DISCUSSÃO	45
5	CONCLUSÃO	54
	REFERÊNCIAS	55
	APÊNDICE A	66
	APÊNDICE B	68
	ANEXO A	69

1 INTRODUÇÃO

Diferentes exercícios de alongamento são utilizados para aumentar a amplitude de movimento máxima (ADM_{max}), sendo os principais o estático, o dinâmico e os de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) (FASEN *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011; MAGNUSSON, 1998; YEH *et al.*, 2007; SULLIVAN *et al.*, 2009). Apesar do efeito agudo do alongamento em aumentar a ADM_{max} estar bem estabelecido na literatura (GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON, 1998), ainda é controversa a maior eficiência de um exercício de alongamento em relação a outros (MERONI *et al.*, 2010), bem como o quanto as alterações biomecânicas ou neurofisiológicas contribuem para esse aumento (GUISARD; DUCHATEAU, 2006; MCHUGH *et al.*, 1998).

O exercício de alongamento com ângulo constante (AC), em que há a manutenção de uma determinada amplitude de movimento (ADM) por um determinado tempo, comumente chamado alongamento estático, é realizado principalmente de forma passiva (HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996; HERDA *et al.*, 2011; MAGNUSSON *et al.*, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1998; NORDEZ *et al.*, 2010; SULLIVAN *et al.*, 2009). Outra possibilidade de exercício é o alongamento com torque constante (TC), em que durante o alongamento o torque (tensão) é mantido constante ao longo do tempo (HERDA *et al.*, 2011; HOGE *et al.*, 2010; RYAN *et al.*, 2008a; RYAN *et al.*, 2009; RYAN *et al.*, 2010; YEH *et al.*, 2005, 2007). O TC pode ser considerado como alongamento dinâmico, pois é verificado aumento da ADM ao longo do tempo em que o torque é mantido (HERDA *et al.*, 2011; RYAN *et al.*, 2009).

Como a unidade músculo-tendão (UMT) apresenta um comportamento viscoelástico (MAGNUSSON *et al.*, 1996; NORDEZ *et al.*, 2009; TAYLOR *et al.*, 1990; TAYLOR *et al.*, 1997), ao ser submetida ao alongamento podem ser observadas as propriedades biomecânicas relaxamento sob tensão e *creep*, como apresentado na figura 1a e 1b, respectivamente. O relaxamento sob tensão ocorre quando uma UMT é submetida a uma deformação que é mantida constante e a tensão (resistência da UMT à deformação) diminui no decorrer do tempo (MAGNUSSON, 1998), enquanto o *creep* pode ser verificado quando uma tensão constante é aplicada na UMT, a mesma irá

deformar-se aumentando o seu comprimento ao longo do tempo (PURSLOW; WESS; HUKINS, 1998; RYAN *et al.*, 2010). Assim, essas duas propriedades biomecânicas podem ser responsáveis pelo aumento agudo da ADM_{max} (GAJDOSIK, 2001; MORSE *et al.*, 2008; KUBO *et al.*, 2001; TAYLOR *et al.*, 1990). Devido a esse comportamento viscoelástico da UMT, variáveis como torque de resistência (TR) (medida da resistência que a UMT oferece ao alongamento), que no presente estudo será medido para uma determinada ADM (TR_{α}), como utilizado por Halbertsma e Goeken (1994), rigidez passiva (variação do torque de resistência ao alongamento pela variação da ADM) e energia potencial elástica (energia) absorvida pela UMT (área sob a curva torque de resistência *versus* ADM) podem fornecer informações quanto a possíveis alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT quando submetida ao alongamento.

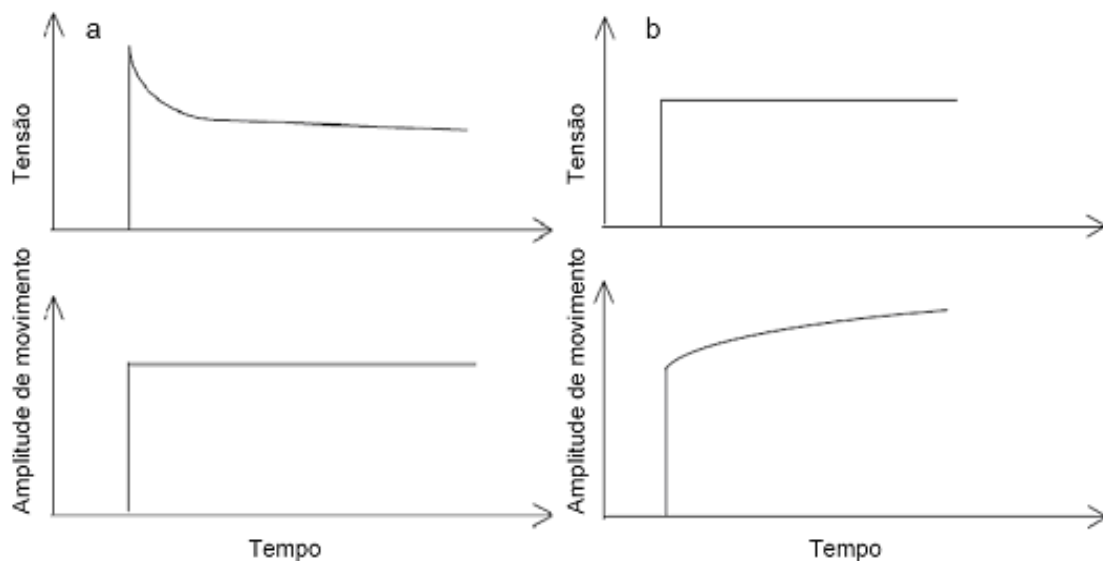


FIGURA 1 - Propriedades viscoelásticas a) Relaxamento sob tensão; b) Creep
Fonte: MAGNUSSON; HANSEN; KJAER, 2003, p.216

O aumento da ADM_{max} é de fundamental importância no tratamento de disfunções músculo-esqueléticas (HALBERTSMA *et al.*, 2001; YEH *et al.*, 2005, 2007), para modalidades esportivas que exigem elevadas amplitudes de movimento, como a ginástica (GUIDETTI *et al.*, 2009) e, no que se refere à influência aguda do alongamento no desempenho esportivo, é sugerido que a alteração no comportamento das propriedades biomecânicas seja o principal fator responsável (EVETOVICH *et al.*, 2003; HERDA *et al.*, 2008; NELSON; KOKKONEN; ARNALL,

2005). Todavia, os resultados são conflitantes, sendo encontrados estudos que verificaram aumento (SEKIR *et al.*, 2010), não alteração (YAMAGUCHI; ISHII, 2005) e até diminuição (FOWLES *et al.*, 2000; RYAN *et al.*, 2008b; SIM *et al.*, 2009) do desempenho esportivo. O motivo dessas divergências pode ser devido as diferentes cargas de treinamento e os diferentes exercícios de alongamento propostos entre os estudos (HERDA *et al.*, 2008; HOUGH; ROSS; HOWATSON, 2009; RYAN *et al.*, 2008b; SEKIR *et al.*, 2010). Portanto, devido a sua importância na reabilitação e no contexto esportivo, o entendimento do efeito agudo de diferentes exercícios de alongamento na ADM_{max} e de quais fatores poderiam influenciar nessa variável se torna importante para o aprimoramento da utilização dos diferentes exercícios de alongamento. No entanto, até o presente momento foram encontrados poucos trabalhos que compararam os efeitos dos alongamentos AC e TC na ADM_{max} e nas propriedades passivas da UMT (HERDA *et al.*, 2011; YEH *et al.*, 2005, 2007).

Yeh *et al.* (2005) verificaram que o alongamento TC (80% da ADM_{max} para a musculatura dorsiflexora) resultou em aumento similar da ADM_{max} , porém maior redução na rigidez, quando comparado ao alongamento AC. Por outro lado, Yeh *et al.* (2007) encontraram que o alongamento TC aumentou a ADM_{max} em maior magnitude que o alongamento AC. Essa divergência entre ambos os estudos ocorreu mesmo sendo aplicado a mesma carga de treinamento em grupos experimentais com características semelhantes. Contudo, a duração do alongamento foi de 30min, duração muito maior àquela recomendada como rotina de exercícios de alongamentos na prática esportiva para um grupo muscular (ACSM, 2011). Além disso, o grupo experimental foi composto por indivíduos com espasticidade, o que dificulta a extrapolação desses resultados para indivíduos saudáveis.

Já Herda *et al.* (2011) verificaram que ambos os alongamentos TC e AC aumentaram a ADM_{max} na mesma magnitude, mas somente o TC foi capaz de reduzir a rigidez passiva, sugerindo que o alongamento TC causa maiores alterações no comportamento das propriedades passivas da UMT, como proposto anteriormente por RYAN *et al.* (2009). No entanto, no trabalho de Herda *et al.* (2011), apesar da duração de cada série de alongamento ter sido de 30 segundos, foram realizadas 16 séries, totalizando oito minutos de alongamento, duração total

que também está acima daquela recomendada para a prática esportiva, em que são sugeridas duas a quatro séries de 15 a 30 segundos, totalizando no máximo dois minutos (ACSM, 2011), para cada grupo muscular. Ainda, Herda *et al.* (2011) não mediram a variável energia, que tem sido associada aos possíveis efeitos do alongamento na prevenção de lesões músculo-esqueléticas (WITVROUW *et al.*, 2007). A partir de seus resultados, Herda *et al.* (2011) concluíram que, se o objetivo for reduzir a rigidez passiva, deveria ser usado o alongamento TC em detrimento ao AC, além disso os próprios autores sugeriram que estudos com durações mais próximas da prática esportiva sejam realizados.

Os efeitos de diferentes durações do exercício de alongamento TC na rigidez passiva foram avaliados por Ryan *et al.* (2008a). Esses autores mostraram que dois minutos de duração total de alongamento (4x30s) geraram alterações menos duradouras na redução da rigidez passiva, quando comparado a quatro minutos de duração total (8x30s), indicando esse possível efeito da duração total do alongamento. Porém, esses autores não mediram a ADM_{max} , TR e energia. Portanto, como as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT são tempo dependente, é possível que uma menor duração total de alongamento TC gere resultados diferentes dos que foram encontrados anteriormente, em trabalhos de maiores durações. Assim, estudos que avaliem os diferentes efeitos dos exercícios de alongamento TC e AC em durações mais próximas da prática esportiva avaliando a ADM_{max} e a alteração do comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, permitirão um maior entendimento dos efeitos desses alongamentos nessa condição.

A observação de aumento da ADM_{max} , bem como do torque de resistência, sem alteração no comportamento das propriedades passivas da UMT, sugerem aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998; MAGNUSSON; AGAARD; NIELSEN, 2000). Portanto, duas teorias são propostas para explicar o aumento da ADM_{max} após o alongamento, teoria mecânica e teoria sensorial (WEPPLE; MAGNUSSON, 2010). De acordo com a teoria mecânica, o aumento da ADM_{max} estaria relacionado a possíveis alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, podendo essas alterações envolver a quebra da interação de repouso existente entre a actina e miosina; o alongamento

das proteínas não contráteis endosarcoméricas (titina) e exosarcomérica (desmina) do citoesqueleto; e deformação do tecido conjuntivo (GAJDOSIK, 2001).

No que se refere à teoria sensorial, a observação de aumento na ADM_{max} e, de forma concomitante, do torque de resistência, sem alteração no comportamento das propriedades passivas biomecânicas da UMT, até o presente momento, é utilizada para indicar aumento na tolerância do indivíduo ao alongamento (GAJDOSIK, 2001; WEPLER; MAGNUSSON, 2010). No entanto, ainda não é claro quais mecanismos estariam envolvidos nesse aumento, mas é possível que terminações nervosas sensitivas na articulação e no músculo estejam envolvidas (MAGNUSSON *et al.*, 1997). Uma vez que a alteração na ADM_{max} , e conseqüentemente no torque de resistência registrado, pode ser influenciada por aspectos motivacionais, como o desejo do indivíduo em progredir no desempenho da ADM_{max} (TOFT *et al.*, 1989), a medida de uma variável que forneça informação referente a percepção de alongamento do indivíduo, como realizado por Halbertsma e Gooeken (1994), Halbertsma *et al.* (1999) e Ylinen *et al.* (2009), poderia aumentar a compreensão sobre a tolerância ao alongamento.

Nos estudos de Halbertsma e Goeken (1994), Halbertsma *et al.* (1999) e Ylinen *et al.* (2009), a medida de desconforto ao alongamento AC foi realizada através de um dispositivo que era acionado pelo próprio voluntário quando percebesse a primeira sensação subjetiva de desconforto ao alongamento (PSDA). Essa variável foi então registrada em função da ADM ($PSDA_{ADM}$) em que o indivíduo percebeu esse desconforto (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994; YLINEN *et al.*, 2009). Como resultado, foi relatado um aumento da $PSDA_{ADM}$, mostrando que o sujeito percebeu mais tardiamente a primeira percepção subjetiva de desconforto ao alongamento, tanto de forma aguda (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994) quanto crônica (YLINEN *et al.*, 2009). Como o registro da ADM e do torque de resistência podem ocorrer simultaneamente durante um alongamento, de maneira semelhante à $PSDA_{ADM}$, também é possível registrar a PSDA em função do torque de resistência ($PSDA_{TR}$), como realizado por Branco *et al.*, (2006). Contudo, mesmo a $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$ não sendo medidas do máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo, tanto a primeira percepção de desconforto ao alongamento quanto o máximo tolerado podem ser alteradas por fatores biomecânicos e sensoriais. Dessa forma, a medida

dessas variáveis pode ser muito importante, já que alguns estudos têm mostrado não alteração aguda no comportamento das propriedades passivas biomecânicas da UMT após o exercício de alongamento AC (HALBERTSMA *et al.*, 1999; HERDA *et al.*, 2011; MAGNUSSON *et al.*, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1998; YLINEN *et al.*, 2009). Em contrapartida, foi mostrado que duas séries de 30 segundos de alongamento TC já são suficientes para alterar o comportamento das propriedades passivas biomecânicas da UMT (RYAN *et al.*, 2010).

Portanto, comparar o efeito agudo de dois exercícios de alongamento (TC e AC), medindo variáveis relacionadas às propriedades passivas musculares (rigidez passiva, torque de resistência e energia) e também variáveis como a $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$, podem fornecer informações adicionais para a discussão dos mecanismos responsáveis pelo aumento agudo da ADM_{max} após dois diferentes exercícios de alongamento.

1.1 OBJETIVO

Comparar os efeitos dos exercícios de alongamento com torque constante e ângulo constante na alteração da ADM_{max} , TR_{α} , rigidez passiva, energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$.

1.2 HIPÓTESES

H₀: A alteração na ADM_{max} , TR_{α} , rigidez passiva, energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$ não será maior no alongamento com torque constante comparado ao alongamento com ângulo constante.

H₁: A alteração na ADM_{max} , TR_{α} , rigidez passiva, energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$ será maior no alongamento com torque constante comparado ao alongamento com ângulo constante.

2 MÉTODOS

2.1 Cuidados éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP 0610.0.203.000-10) (ANEXO I). Uma reunião foi realizada com cada indivíduo que se dispôs, voluntariamente, a fazer parte deste estudo. Foram fornecidas informações sobre os objetivos e todos os procedimentos que seriam adotados durante a realização da pesquisa, assim como o esclarecimento de dúvidas e os possíveis riscos e benefícios relacionados à participação nos experimentos. Então, aqueles indivíduos que concordaram em ser voluntários dessa pesquisa, leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), em presença do pesquisador principal. Todos os voluntários estavam cientes que poderiam abdicar da participação no estudo a qualquer momento sem necessidade de justificar-se e sem prejuízo pessoal.

2.2 Cálculo amostral

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado utilizando a equação $x \pm t.s/\sqrt{n}$, em que x é a média; t é o valor tabelado para a sua distribuição segundo os graus de liberdade do erro e a probabilidade do erro tipo I; s é o desvio padrão; e n é número de indivíduos por grupo experimental (SAMPAIO, 2007). Com base em dados de uma pesquisa prévia (BERGAMINI, 2008) em que foram utilizadas as mesmas variáveis do presente estudo, a variável PSDA_{ADM} apresentou o maior coeficiente de variação (21,3%) e o cálculo amostral para o presente estudo foi realizado considerando essa variável. Se for permitido uma oscilação de 10% em torno da média o intervalo de confiança da média seria 10. Para um valor de $t = 1,96$, para a probabilidade do erro tipo I igual a 0,05 (SAMPAIO, 2007), totalizou-se um n de 18 amostras por grupo. Devido à possibilidade de desistência ou exclusão de alguns

indivíduos (perda amostral), optou-se por coletar, por segurança, um n de 25 amostras por grupo experimental. Como no presente estudo o mesmo voluntário passou pelas três condições (AC, TC e CON), 25 voluntários seriam suficientes para termos 25 amostras em cada grupo.

2.3 Amostra

A amostra foi composta por 23 voluntários do sexo masculino, com idades entre 19 e 33 anos, estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). No presente estudo, a amostra foi composta somente por homens, pois homens e mulheres respondem de forma diferenciada quando submetidos a um exercício de alongamento com o torque constante (HOGE *et al.*, 2010). Inicialmente foram coletados 25 voluntários, no entanto durante a análise dos resultados dois voluntários foram excluídos por não alcançarem os critérios técnicos relativos à análise dos dados (ruído na curva torque de resistência x ADM).

Os critérios de inclusão dos voluntários foram: a) ausência de histórico de patologias neurológicas e/ou ortopédicas nos últimos seis meses e acometimento recente ou crônico de lombalgia (HALBERTSMA *et al.*, 1999); b) ausência de lesões músculo-esqueléticas nos membros inferiores, coluna e pelve nos últimos seis meses (BLACKBURN *et al.*, 2004); c) não ter algum tipo de enfermidade e/ou patologia que compromettesse a coleta dos dados; d) indivíduos destreinados, caracterizados pela não participação em atividades que envolvessem o treinamento de flexibilidade antes e durante o estudo (HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996).

Os critérios para exclusão foram: a) por livre e espontânea vontade do voluntário; b) ter praticado exercícios de alongamento e/ou fortalecimento muscular durante o período de coleta dos dados; c) não ter comparecido aos locais de coleta no dia e hora programados; d) alcançar a extensão completa do joelho durante as medidas da ADM_{max} no pré-teste; e) apresentarem resultados que não alcançassem os critérios técnicos relativos à análise dos dados.

2.3.1 Características da amostra

Os dados referentes às características da amostra estão presentes na tabela 2.

TABELA 1

Valores médios, desvios padrão e amplitude da idade, massa corporal e estatura (n=23).

	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (cm)
Média (DP)	23,6 (3,9)	72,1 (9,7)	176,6(5,7)
Amplitude	19,0 – 33,0	61,0 - 89,9	169,0 - 191,0

DP – desvio padrão; A amplitude refere-se aos valores mínimos e máximos.

2.4 Instrumentação

2.4.1 Medidas antropométricas

A massa corporal e a estatura dos voluntários foram medidas utilizando uma balança da marca *Fillizola* com um estadiômetro acoplado, com precisão de 0,1kg e 0,5cm, respectivamente.

2.4.2 Flexmachine

Um aparelho isocinético desenvolvido no BIOLAB-EEFFTO-UFMG, denominado *Flexmachine*, que permite mensurar e treinar de forma separada cada membro inferior (CABIDO *et al.*, 2011; PEIXOTO *et al.*, 2011) foi utilizado para medir a

amplitude de movimento (ADM) de extensão passiva do joelho e torque de resistência (TR).

Esse aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Cada cadeira possui um ajuste vertical, um encosto com reclinção de 95° e um assento com desnível de 3cm em sua região posterior em relação a anterior, com a finalidade de minimizar a retroversão pélvica, já que esse assento coloca a pelve em anteversão. Com o objetivo de reduzir possíveis movimentos compensatórios na pelve e membros inferiores, as espinhas ilíacas ântero-superiores e o terço distal da coxa foram fixados utilizando duas cintas de velcro, ambas as cintas são ajustáveis de acordo com as características do voluntário. Adaptado às cadeiras, há um suporte com ajuste horizontal, que permite sustentar o membro inferior testado a 45° de flexão de quadril, em relação ao solo. Esse posicionamento foi escolhido por permitir o alongamento dos músculos flexores do joelho sem a interferência de estruturas anatômicas que pudessem limitar a extensão do joelho, como a cápsula articular posterior (MAGNUSSON *et al.*, 1996).

O braço mecânico da *Flexmachine* está apoiado sobre uma superfície deslizante proporcionando um deslocamento horizontal que, juntamente com o ajuste da altura do banco, possibilita o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur. O movimento do braço mecânico é realizado por um motor de indução (SEW Eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), que é acionado por um dispositivo manual com dois botões, sendo um para subir e outro para descer. A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada por um potenciômetro localizado em seu eixo de rotação e é controlada por uma interface homem-máquina (IHM). Para garantir a segurança dos voluntários, o ângulo do braço mecânico foi programado para atingir no máximo 140°.

O potenciômetro foi calibrado utilizando um esquadro (precisão de 0,5°) e um inclinômetro de bolha. Dessa forma, foi possível medir a ADM máxima atingida pelo braço mecânico. A voltagem do potenciômetro para a posição inicial e final foi registrada através do software *DasyLab* 10.0 (Dasytech Laboratories, 32 bits). A relação entre a ADM do braço mecânico e a voltagem foi calculada utilizando a

equação linear $f(x) = ax + b$. Em seguida, o braço mecânico foi posicionado em vários ângulos conhecidos, para conferir a precisão das medidas.

Distalmente nesse braço mecânico há uma plataforma de força (Refitronic®, Schmitt, Germany) ajustável individualmente ao comprimento da perna do indivíduo. A acomodação mecânica da plataforma de força foi examinada durante 20 segundos pesando-se três vezes um objeto de massa igual a 5,6kg. Esse objeto foi posicionado sobre ela três vezes, e a média dos valores obtidos nos dois segundos iniciais foi comparada com a média dos dois segundos finais. O teste-*t* pareado não apontou diferença significativa entre as medidas dos segundos iniciais e dos segundos finais. O potenciômetro e a plataforma de força foram conectados a um *box* receptor interligado a um microcomputador.

2.4.3 Aquisição dos dados

O potenciômetro e a plataforma de força foram conectados a um *box* de 16 canais (*Biovision*), interligado ao computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation (DT BNC Box USB 9800 Series)*. A coleta e a análise dos sinais foram realizadas no programa DASyLab 10.0.

2.5 Posicionamento dos indivíduos

Antes da mensuração das variáveis analisadas no presente estudo, a massa da perna foi utilizada para fazer a correção do efeito do peso da perna em relação à gravidade. Com o braço mecânico do *Flexmachine* paralelo ao solo, o examinador posicionou o quadril e o joelho homolaterais dos indivíduos a 90° e colocou, alternadamente, os calcâneos sobre a plataforma de força, esperando o tempo suficiente para o valor se estabilizar. Esse procedimento foi repetido por três vezes em cada membro inferior e a média dos dois últimos valores foi usada para a

análise. Em seguida, os voluntários foram posicionados no *Flexmachine* e todos os seus ajustes individuais foram registrados. Dessa forma a correção do efeito do peso em relação a gravidade foi realizada subtraindo-se, do torque total, o valor de torque encontrado durante esse procedimento, levando em consideração o ângulo em que o joelho se encontrava.

Cada voluntário foi posicionado sentado no *Flexmachine* com o terço distal da coxa do membro inferior a ser examinado apoiado sobre um suporte com ajuste horizontal, acoplado a cadeira. Para alinhar o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur de forma que o quadril ficasse fletido a 45° em relação ao solo, foi utilizado um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*). O calcanhar foi posicionado sobre a plataforma de força, acoplada a um suporte de acrílico disposto lateralmente ao pé do indivíduo, para evitar uma rotação externa do joelho e quadril homolateral. O indivíduo foi então fixado por meio de duas cintas: uma sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores e outra sobre o terço distal da coxa. A altura da cadeira e o deslocamento horizontal do *Flexmachine* foram ajustados até que o epicôndilo lateral femoral do membro inferior a ser testado fosse alinhado com o eixo do braço mecânico através de uma ponteira luminosa. Dessa forma garantiu-se que o centro de rotação do joelho ficasse alinhado com o centro de rotação do braço mecânico. O calcanhar do membro inferior a ser testado foi posicionado sob a plataforma de força, que foi ajustada para o comprimento da perna do voluntário, de forma que o calcanhar incidisse sobre o local demarcado.

A posição inicial determinada por zero (0) grau correspondeu para este estudo 27° de extensão de joelho (tendo como referência a posição em que zero (0) grau correspondia à perna está perpendicular ao solo) a partir de 45° de flexão de quadril. A angulação para o movimento de extensão de joelho foi definida em relação à posição inicial do braço mecânico (FIGURA 1). Essa posição foi adotada por permitir aos indivíduos um contato confortável do calcanhar com a plataforma de força e foi baseada em estudos prévios com o mesmo aparelho (CABIDO *et al.*, 2011; PEIXOTO *et al.*, 2011). Neste posicionamento, 63° de extensão de joelho colocava a perna do voluntário posicionada horizontalmente.



FIGURA 2 – Posicionamento inicial do voluntário
Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

No presente estudo foram utilizadas para caracterizar a resposta da UMT ao alongamento as variáveis ADM_{max} , o torque de resistência para um determinado ângulo (TR_{α}), a rigidez passiva (RP) e a energia absorvida pela UMT. Ainda foram medidas a $PSDA_{ADM}$ e a $PSDA_{TR}$. Todas as variáveis foram coletadas por meio de três tentativas no pré e no pós-teste. Dessas três medidas obtidas as duas mais próximas foram selecionadas e a média utilizada para a análise estatística.

2.6 Variáveis de estudo

2.6.1 Mensuração da ADM_{max}

A ADM_{max} foi mensurada a partir do valor de ADM articular determinada subjetivamente como o máximo de alongamento tolerado pelo voluntário para os músculos posteriores da coxa, no movimento de extensão passiva de joelho,

semelhante a outros estudos (CABIDO *et al.*, 2011; PEIXOTO *et al.*, 2011; MAGNUSSON *et al.*, 2000).

2.6.2 Mensuração do TR_{α}

Para remover a influência da contração muscular durante o alongamento, para a determinação do TR_{α} foi adotado um procedimento semelhante ao realizado por McNair *et al.* (2001). Foi realizado um corte na curva TR x ADM, no valor de ADM correspondente a 80% da ADM_{max} do pré-teste (FIGURA 3). Esse valor de ADM obtido foi então utilizado para a determinação do TR_{α} no pré e no pós-teste. Portanto, a variável TR_{α} foi considerada como sendo o torque de resistência registrado para um mesmo valor de ADM, tanto no pré como no pós-teste, procedimento semelhante ao adotado por Magnusson *et al.* (1996).

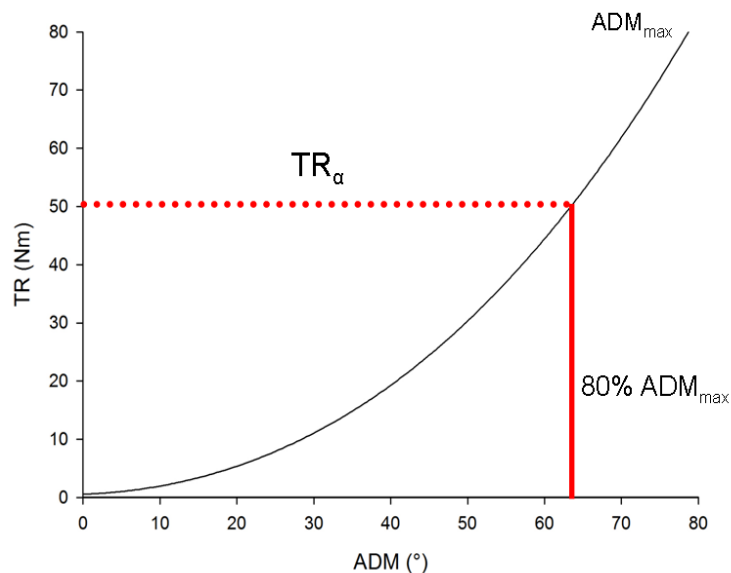


FIGURA 3 – Representação demonstrando a determinação do TR_{α} . ADM_{max} – amplitude de movimento máxima; TR_{α} - torque de resistência correspondente a um determinado ângulo.
Fonte: Elaboração própria.

2.6.3 Mensuração da Rigidez Passiva

A rigidez passiva (RP) foi calculada através da inclinação da curva TR x ADM (BLACKBURN *et al.*, 2004; CAROWAY *et al.*, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1997; MORSE *et al.*, 2008; STONE *et al.*, 2006). O cálculo da RP foi realizado considerando 80% da ADM_{max} atingida no pré-teste, mesmo procedimento realizado para a determinação do TR_{α} . Desta forma, a curva TR_{α} X ADM foi dividida em três partes e foi utilizado para análise o terceiro terço dessa curva (FIGURA 4). Este foi escolhido já que estudos anteriores apresentaram menores coeficientes de variação para segundo e o terceiro terço da curva TR X ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996). Ainda, tem sido mostrado que a atividade contrátil contribui pouco para a resistência ao alongamento quando a ADM_{max} é determinada pela tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998; YLINEN, *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011).

2.6.4 Mensuração da Energia

A energia foi considerada como o cálculo da área abaixo da curva correspondente ao terceiro terço da curva TR_{α} x ADM (FIGURA 4).

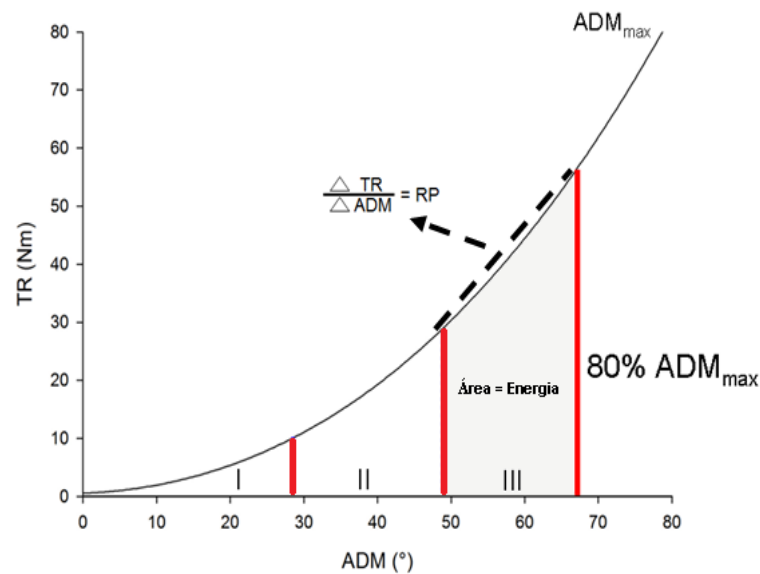


FIGURA 4 – Representação do cálculo da rigidez passiva (RP) e energia. ADM_{max} – amplitude de movimento máxima; I, II, III – delimitações na curva TR x ADM, correspondentes ao primeiro, segundo e terceiro terço, respectivamente. $\frac{\Delta TR}{\Delta ADM} = RP$ = Variação do TR dividida pela variação da ADM.
Fonte: Elaboração própria.

2.6.5 Mensuração da $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$

A PSDA foi registrada por meio de um dispositivo manual com um botão central. O voluntário apertava o botão quando percebia a primeira sensação de desconforto nos músculos posteriores da coxa durante o alongamento. Quando o botão era acionado gerava uma sinalização gráfica no programa DasyLab. Essa sinalização da PSDA possibilitava o registro da ADM e TR correspondentes ao momento do acionamento do botão, ou seja, momento em que o indivíduo percebeu a primeira sensação de desconforto ao alongamento. Assim, essa percepção era objetivamente registrada em função da ADM e do TR, gerando as variáveis $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$, respectivamente. A PSDA mensurada no *Flexmachine* através dos valores da ADM e do TR apresentou um coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de 0,95 e 0,93 respectivamente, para uma amostra de 19 homens no procedimento teste-reteste em um intervalo de seis semanas (PEIXOTO, 2007).

2.7 Confiabilidade das medidas

Para avaliar a confiabilidade das medidas da ADM_{max} , TR_{α} , RP, Energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$ o coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{(3,1)}$) e o erro padrão de medida (EPM) foram calculados a partir dos valores pré x pós-teste na condição controle (intrasessão) (WEIR, 2005) (TABELA 2).

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

Variável	Intrasessão		
	$CCI_{(3,1)}$	EPM	%
ADM_{max}	0,99	1,14 (°)	1,58
TR_{α}	0,91	3,05 (Nm)	7,64
RP	0,86	0,06 (Nm/°)	7,59
Energia	0,93	46,3 (J)	8,42
$PSDA_{ADM}$	0,95	2,39 (°)	4,75
$PSDA_{TR}$	0,85	3,45 (Nm)	9,88

CCI – coeficiente de correlação intraclasse; EPM – erro padrão da medida; % - percentual do EPM em relação à média; ADM_{max} – amplitude de movimento máxima; RP – Rigidez passiva; Energia – Energia absorvida pela UMT; $PSDA_{ADM}$ – ADM correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento; $PSDA_{TR}$ – Torque de resistência correspondente à primeira percepção subjetiva de desconforto ao alongamento; AC – Ângulo constante; TC – Torque constante; CON – Controle; n=23.

2.8 Procedimentos

Como ilustrado na figura 5, cada voluntário foi solicitado a comparecer ao BIOLAB durante três sessões distintas, sendo a primeira destinada a familiarização e as outras duas sessões destinadas aos exercícios de alongamento, ADM constante (AC) ou torque constante (TC). Em uma das duas sessões experimentais,

destinadas ao alongamento, também ocorreram as medidas pré e pós-teste no membro inferior esquerdo, que foi usado como controle (CON). Após a sessão de familiarização, as demais foram realizadas de forma aleatória e balanceadas. As sessões de alongamento foram separadas por um intervalo de 48 a 72 horas (BEHM e KIBELE, 2007). Para um mesmo voluntário, todas as sessões foram realizadas no mesmo horário do dia (FERREIRA, TEIXEIRA-SALMELA e GUIMARÃES, 2007). O intervalo mínimo de 48 horas entre as sessões foi escolhido com o objetivo de se evitar que as adaptações ocorridas na UMT em uma sessão pudessem interferir nas adaptações da sessão subsequente. Todas as etapas foram executadas sob a observação do mesmo examinador e todos os indivíduos receberam as mesmas informações, que foram padronizadas para todas as situações experimentais.

Sessão de familiarização: Nessa sessão, foram realizadas as medidas antropométricas e do comprimento e peso da perna direita e perna esquerda. O voluntário foi devidamente posicionado no aparelho *Flexmachine*, posicionamento que foi padronizado para as demais sessões. Na seqüência o voluntário foi familiarizado com o aparelho *Flexmachine*, bem como aos comandos para seu acionamento correto. O membro inferior direito foi aleatoriamente designado para a sessão de alongamento.

Sessões experimentais: Nas sessões experimentais ocorreu a realização de um pré-teste, a intervenção (exercício de alongamento AC ou TC) e um pós-teste. Ainda, na sessão em que também foi realizado o controle (CON), última sessão experimental, após a coleta no membro direito o membro esquerdo foi avaliado.

Pré e pós-teste: Na coleta de dados antes e após os exercícios de alongamento o voluntário foi devidamente posicionado e realizou três repetições do movimento de extensão passiva do joelho até o atingir a ADM_{max} tolerada. Esse movimento foi realizado sempre a uma velocidade de 5%/s e com um intervalo de aproximadamente 15s entre cada repetição (tempo necessário para o indivíduo retornar a posição inicial e se preparar para a nova repetição). Essa velocidade angular foi escolhida por minimizar as respostas reflexas ao alongamento, quando comparada a maiores velocidades (BLACKBURN *et al.*, 2004; GAJDOSIK, VANDER LINDEN e WILLIAMS,

1999), indicando que a mensuração das variáveis relacionadas a resposta da UMT ao alongamento são decorrentes das estruturas passivas.

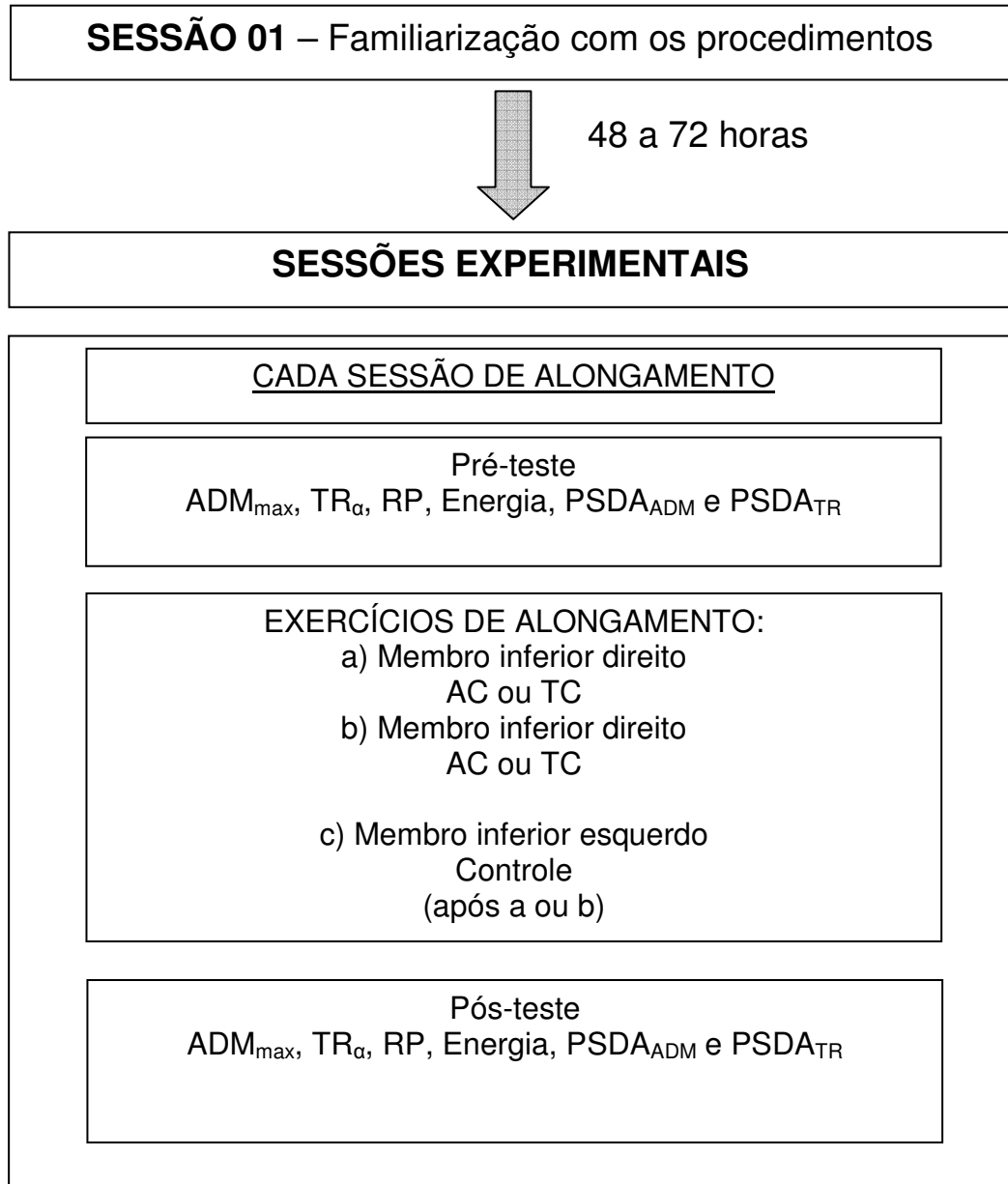


FIGURA 5 – Configuração experimental. ADM_{max} – amplitude de movimento máxima; TR_{α} - torque de resistência correspondente a um determinado ângulo; RP – rigidez passiva; Energia – Energia absorvida pela UMT; $PSDA_{ADM}$ - PSDA correspondente a uma determinada ADM; $PSDA_{TR}$ – PSDA correspondente a um determinado TR; AC – ângulo constante; TC – torque constante

2.9 Exercícios de alongamento

O treinamento dos músculos posteriores da coxa foi realizado no mesmo aparelho e consistiu de quatro séries do estímulo de alongamento com duração de 30s, para ambos os alongamentos, AC e TC, sendo iniciado logo após o pré-teste. A pausa entre as repetições foi o tempo necessário para o aparelho retornar a posição inicial (aproximadamente 15s). A intensidade do estímulo foi pré-definida em 95% da ADM_{max} , que foi registrada no pré-teste daquela sessão.

2.9.1 Exercício de alongamento AC

O voluntário atinge uma determinada ADM (95% da ADM_{max}), a mantém constante por 30s (FIG. 6A) e é verificada uma redução do TR, relaxamento sob tensão (FIG. 6B). Posteriormente há o retorno a posição inicial para iniciar a próxima série.

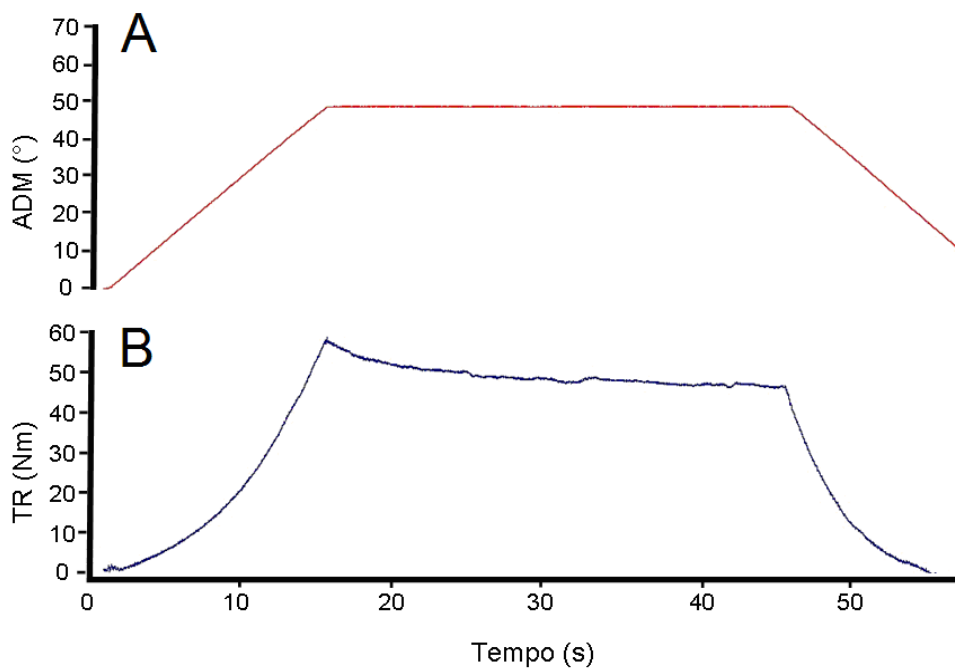


FIGURA 6 – Figura representativa do exercício de alongamento AC de um dos voluntários. A linha superior (A) representa a amplitude de movimento e a linha inferior (B) o torque de resistência ao alongamento.

2.9.2 Exercício de alongamento TC

O voluntário atinge um determinado TR (aquele correspondente a 95% da ADM_{max} registrada no pré-teste) e o mantém constante por 30s (FIG. 7A). A manutenção do torque constante foi realizada pelo voluntário por meio da alteração da ADM (*creep*), quando necessário. O valor do torque a ser mantido constante foi fornecido ao voluntário por meio de um monitor, localizado em frente ao mesmo. O voluntário foi orientado a aumentar a ADM quando verificasse uma redução de 5Nm no torque (FIG. 7B).

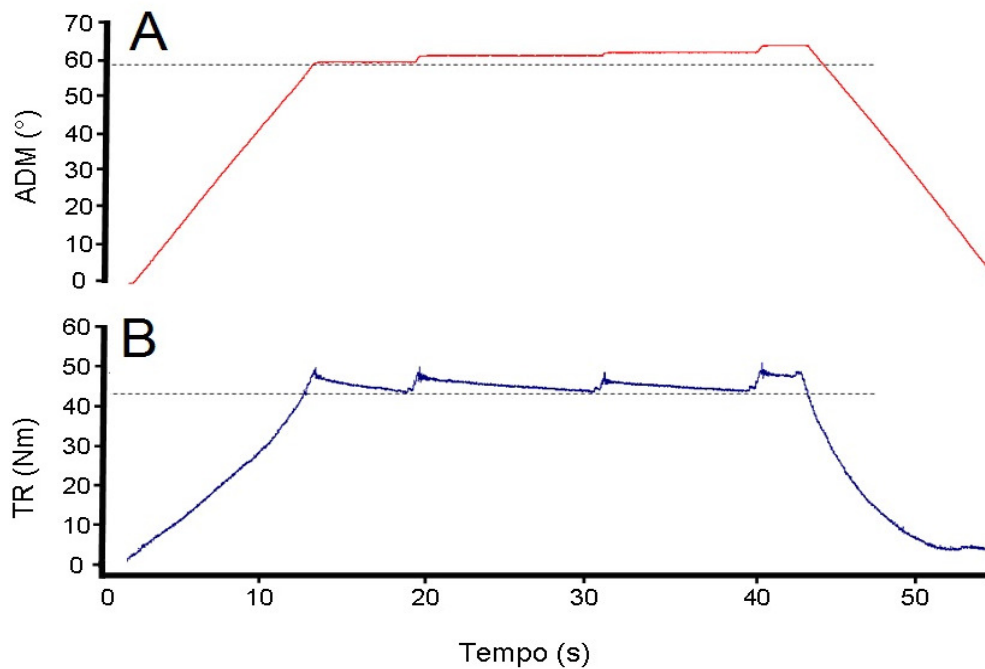


FIGURA 7 – Figura representativa do exercício de alongamento TC de um dos voluntários. A linha superior (A) representa a amplitude de movimento e a linha inferior (B) o torque de resistência ao alongamento.

Controle

Os voluntários realizaram o pré e o pós-teste de maneira semelhante as demais situações. No entanto, não houve alongamento e os voluntários permaneceram em repouso durante esse tempo, aproximadamente 3 minutos.

2.10 Análise estatística

Para a análise dos dados, foi utilizado o programa computacional SPSS 15.0 (*Statistical Package for Social Science*, SPSS Inc. Chicago, USA) e o nível de significância inicialmente adotado foi de $\alpha=0,05$, no entanto devido a correção de *Bonferroni* o nível de significância foi ajustado para $\alpha=0,0167$.

Estatísticas descritivas foram utilizadas para a variável demográfica (idade) e variáveis antropométricas (estatura e massa corporal). Para verificar a normalidade e homogeneidade das variáveis os testes de (*Shapiro-Wilk*) e (*Levene*) foram utilizados, respectivamente. Todas as variáveis testadas no presente estudo (ADM_{max} , TR_{α} , rigidez passiva, energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$) apresentaram distribuição normal; foram homogêneas e homocedásticas, permitindo o uso de testes estatísticos paramétricos.

Uma análise de variância com medidas repetidas com um fator de variação (ANOVA *one way*) foi usada para comparar os grupos na condição pré-teste. Essa análise garantiu que os grupos não apresentavam diferenças significantes no pré-teste para nenhuma das variáveis analisadas. Posteriormente os dados foram analisados como a diferença percentual encontrada no pós-teste em relação ao pré-teste. O cálculo foi realizado como sendo o valor do pós-teste subtraído do valor do pré-teste, o valor encontrado foi dividido pelo pré-teste e então multiplicado por 100 ((pós – pré/pré) x 100).

Uma análise de variância com medidas repetidas com um fator de variação (ANOVA *one way*) seguida do teste *t* de *student* pareado com correção de *Bonferroni* (PORTNEY; WATKINS, 2009) foi utilizada para comparar a diferença percentual entre os grupos AC, TC e CON. Os resultados serão apresentados como média \pm erro padrão (EP).

3 RESULTADOS

A ANOVA *one way* com medidas repetidas não demonstrou diferença significativa entre as condições de alongamento AC, TC e CON no pré-teste para as variáveis ADM_{max} ($F=0,50$, $p=0,60$), TR_{α} ($F=0,24$, $p=0,78$), rigidez passiva ($F=0,98$, $p=0,91$), energia ($F=1,79$, $p=0,17$), $PSDA_{ADM}$ ($F=0,79$, $p=0,46$) e $PSDA_{TR}$ ($F=0,10$, $p=0,89$).

3.1 ADM_{max}

Na comparação dos valores médios da diferença percentual da ADM (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou diferença significativa entre os grupos ($F_{(2,44)}=46,92$, $p<0,001$). Posteriormente, a comparação entre os grupos identificou que o aumento percentual encontrado no TC ($17,3\pm 1,4\%$) foi maior que no AC ($11,0\pm 1,0\%$) ($p<0,01$) e que em ambos os grupos esse aumento foi maior que no CON ($3,0\pm 0,8\%$) ($p<0,001$, ambos).

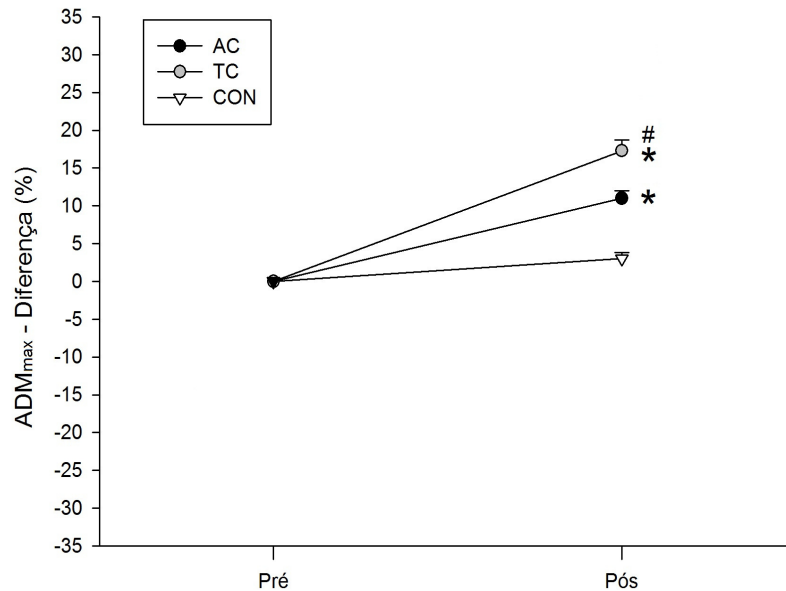


FIGURA 8 – Média da diferença percentual e erro padrão da ADM_{max} para as três condições (AC, TC e CON).

* diferença significativa em relação ao CON ($p<0,01$);

diferença significativa em relação ao AC ($p<0,001$)

3.2 TR_α

Na comparação dos valores médios da diferença percentual do TR_α (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou diferença significativa entre os grupos ($F_{(2,44)}=11,66$, $p<0,001$). Posteriormente, a comparação entre os grupos identificou que a redução percentual encontrada no TC ($28,1\pm 2,4\%$) não foi diferente ao AC ($20,5\pm 3,2\%$) ($p=0,06$), mas que em ambos os grupos essa redução foi maior que no CON ($8,2\pm 3,0\%$) ($p<0,001$ e $p<0,0167$, respectivamente).

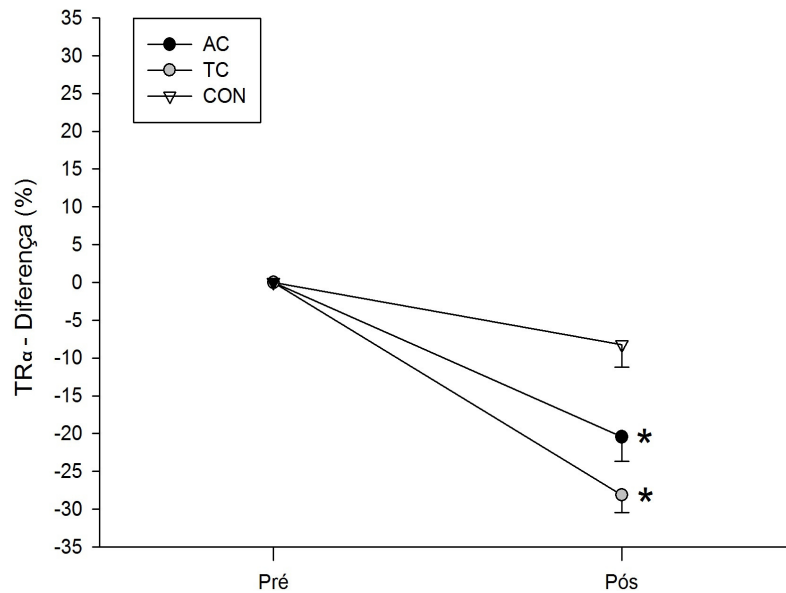


FIGURA 9 – Média da diferença percentual e erro padrão do TR_α para as três condições (AC, TC e CON).

* diferença significativa em relação ao CON ($p<0,05$)

3.3 Rigidez passiva

Na comparação dos valores médios da diferença percentual da rigidez passiva (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou diferença significativa entre os grupos ($F_{(2,44)}=10,00$, $p<0,01$). Posteriormente, a comparação entre os grupos identificou que a redução percentual encontrada no TC ($25,5\pm 3,2\%$) foi maior que no AC ($17,5\pm 1,7\%$) ($p<0,0167$) e que em ambos os grupos essa redução foi maior que no CON ($6,6\pm 3,3\%$) ($p<0,01$, ambos).

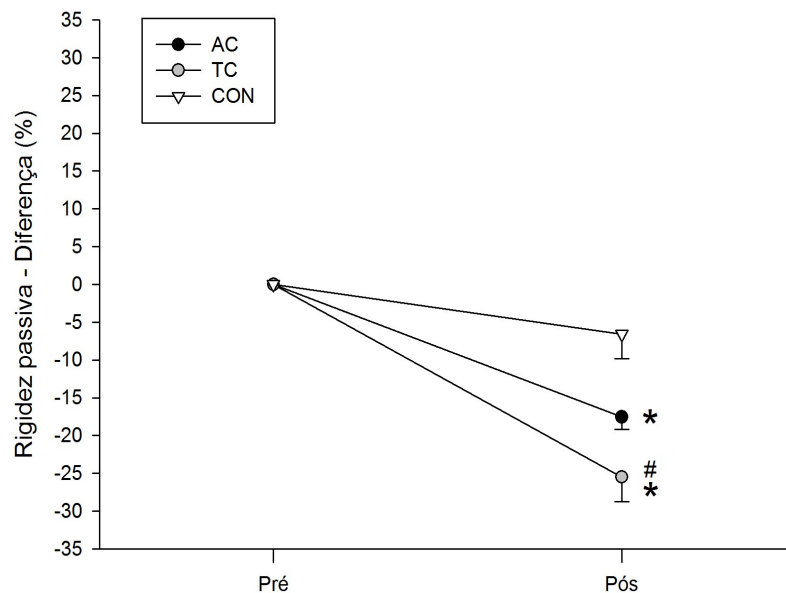


FIGURA 10 – Média da diferença percentual e erro padrão da rigidez passiva para as três condições (AC, TC e CON).

* diferença significativa em relação ao CON ($p<0,01$);

diferença significativa em relação ao AC ($p<0,0167$)

3.4 Energia

Na comparação dos valores médios da diferença percentual da energia (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou diferença significativa entre os grupos ($F_{(2,44)}=6,79$, $p<0,01$). Posteriormente, a comparação entre os grupos identificou que a redução percentual encontrada no TC ($28,2\pm 2,6\%$) não foi diferente ao AC ($20,2\pm 4,1\%$) ($p=0,10$), mas foi maior que o grupo CON ($9,6\pm 3,7\%$) ($p<0,01$), já a redução no grupo AC não foi diferente ao CON ($p=0,69$).

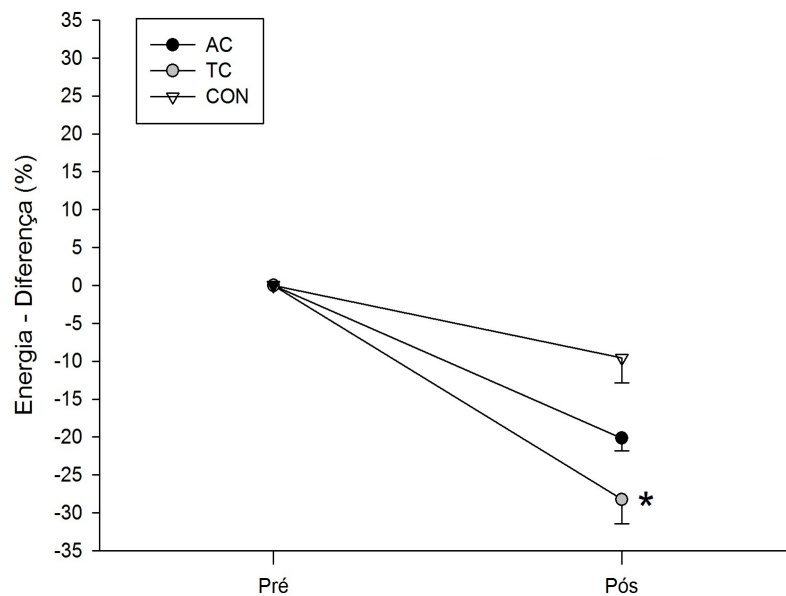


FIGURA 11 – Média da diferença percentual e erro padrão da energia para as três condições (AC, TC e CON).

* diferença significativa em relação ao CON ($p<0,01$)

3.5 PSDA_{ADM}

Na comparação dos valores médios da diferença percentual da PSDA_{ADM} (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou diferença significativa entre os grupos ($F_{(2,44)}=5,87$, $p<0,01$). Posteriormente, a comparação entre os grupos identificou que o aumento percentual encontrado no TC ($21,8\pm 3,7\%$) não foi diferente ao AC ($17,8\pm 3,3\%$) ($p=0,42$), mas que em ambos os grupos o aumento foi maior que no grupo CON ($7,83\pm 1,8\%$) ($p<0,01$, ambos).

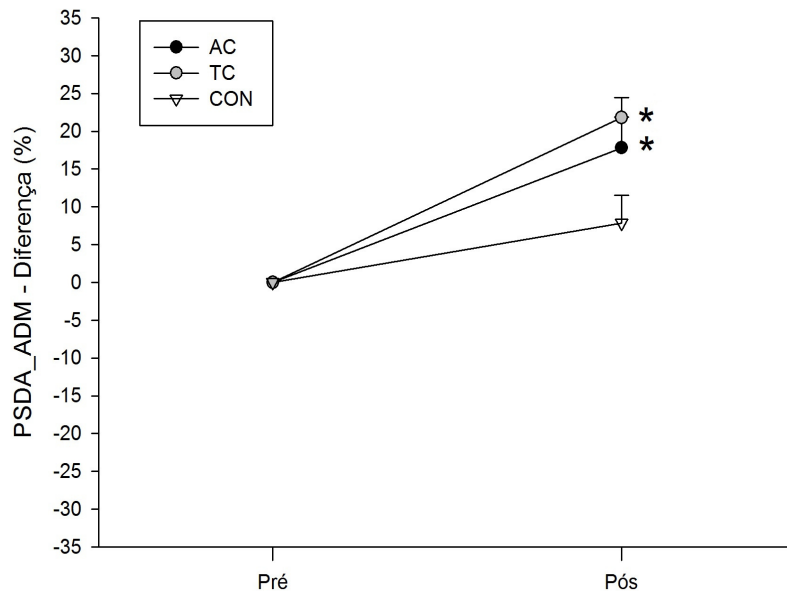


FIGURA 12 – Média da diferença percentual e erro padrão da PSDA_{ADM} para as três condições (AC, TC e CON).

* diferença significativa em relação ao CON ($p<0,01$)

3.6 PSDA_{TR}

Na comparação dos valores médios da diferença percentual da PSDA_{TR} (pré x pós), a ANOVA *one way* com medidas repetidas mostrou que também não houve diferença entre os alongamentos TC ($9,0 \pm 4,3\%$), AC ($5,5 \pm 4,4\%$) e CON ($-1,4 \pm 3,9\%$) ($F_{(2,44)}=1,75$, $p=0,18$).

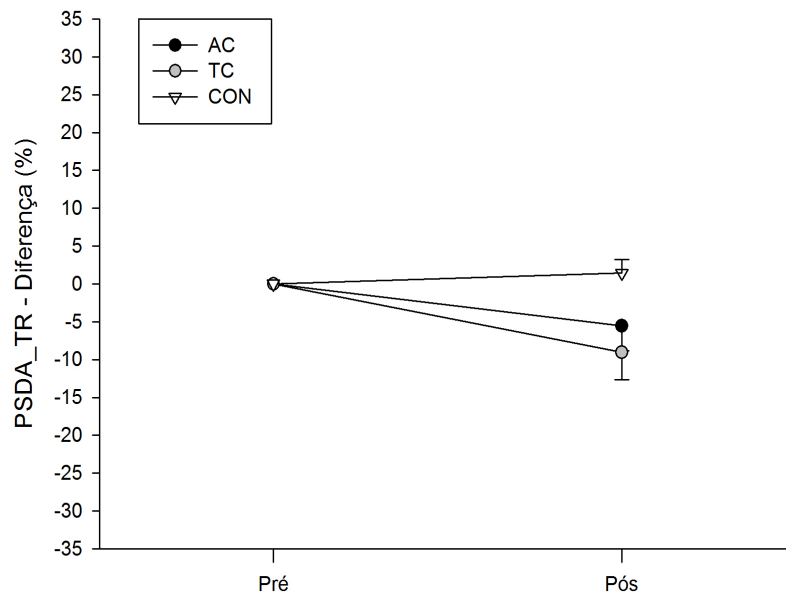


FIGURA 13 – Média da diferença percentual e erro padrão da medida relativa à PSDA_{TR} para as três condições (AC, TC e CON)

4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar os efeitos dos exercícios de alongamento com torque constante (TC) e ângulo constante (AC) na alteração da ADM_{max} , TR_{α} , rigidez passiva, energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$. O aumento da ADM_{max} e a redução da rigidez passiva foram maiores após o exercício de alongamento TC em comparação ao exercício de alongamento AC, rejeitando a hipótese nula. Contudo, não houve diferença significativa para as variáveis torque de resistência para uma determinada ADM (TR_{α}), energia, $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$ entre TC e AC, não rejeitando a hipótese nula. Das variáveis estudadas, a $PSDA_{TR}$ foi a única que não apresentou diferença significativa em relação ao CON. As diferenças encontradas entre TC e AC para o CON demonstram que os exercícios de alongamento propostos foram efetivos para aumentar a ADM_{max} , alterar o comportamento das propriedades biomecânicas da unidade músculo-tendão (UMT) e alterar a percepção de desconforto do indivíduo ao alongamento.

O maior aumento na ADM_{max} após o alongamento TC corrobora os resultados encontrados por Yeh *et al.* (2007) e estão de acordo com Ryan *et al.* (2008a), que sugeriram uma maior exigência do TC sobre a UMT comparado ao alongamento AC. No entanto, esse maior aumento da ADM_{max} não está de acordo com Yeh *et al.* (2005) e Herda *et al.* (2011), que verificaram um aumento na ADM_{max} de mesma magnitude após os alongamentos TC e AC.

A comparação dos resultados do presente estudo com os de Yeh *et al.* (2005) e Yeh *et al.* (2007) precisa ser realizada com cautela, pois esses estudos avaliaram indivíduos com espasticidade. Diferente do presente estudo, em que participaram indivíduos saudáveis. A espasticidade é uma desordem motora conhecida por aumentar a resistência da musculatura ao alongamento (BRESSEL; MCNAIR, 2002; MUKHERJEE; CHAKRAVARTY, 2010). Esse aumento pode gerar alterações nas características biomecânicas passivas musculares nesses indivíduos (CHUNG *et al.*, 2008). Os efeitos do alongamento TC em indivíduos com espasticidade são controversos, como observado nos estudos de Yeh *et al.* (2005) e Yeh *et al.* (2007). Nesses dois trabalhos, mesmo sendo proposto a mesma carga de treinamento (uma

série de 30min) em grupos experimentais semelhantes (indivíduos com espasticidade entre 6 meses a 5 anos, homens e mulheres e idade média de 53 anos), os resultados foram divergentes para as comparações do efeito dos alongamentos AC e TC na ADM_{max} . Esses resultados demonstram a diferença na resposta desses indivíduos ao alongamento, o que dificulta a comparação desses resultados com os do presente estudo.

O maior aumento da ADM_{max} encontrado para o alongamento TC não corrobora os achados de Herda *et al.* (2011), que encontraram semelhante aumento da ADM_{max} entre os alongamentos TC e AC. No presente trabalho foi encontrada uma variação percentual na ADM_{max} de 17 e 11% para TC e AC, respectivamente. Por outro lado, no estudo de Herda *et al.* (2011) a variação percentual para essa mesma variável foi de 3,9% para ambos os alongamentos, TC e AC. A divergência entre esses resultados pode ser devido a diferença na intensidade e na duração total do exercício de alongamento proposto.

A intensidade refere especificamente ao quanto a UMT é estendida durante o alongamento (YOUNG; ELIAS; POWER, 2006). No presente estudo, a ADM_{max} foi operacionalmente definida como o máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo, semelhante ao adotado por Davis *et al.* (2005) e Guissard e Duchateau (2004). Por outro lado, no estudo de Herda *et al.* (2011), a ADM_{max} foi determinada como sendo o ponto de desconforto e não dor. Dessa forma, como esse ponto de desconforto e não dor é observado em uma ADM inferior ao máximo de alongamento tolerado (MAGNUSSON *et al.*, 1997), ainda que os indivíduos do presente estudo treinaram a 95% da ADM_{max} , ao contrário do trabalho de Herda *et al.* (2011) em que treinaram na ADM_{max} , é possível que os mesmos foram submetidos a uma maior intensidade de alongamento durante o treinamento, devido a diferença na determinação da ADM_{max} . Portanto, essa maior intensidade, associada a uma menor duração total do alongamento, pode ter contribuído para a divergência entre os resultados. Pois, uma maior intensidade significará alongar a UMT a um maior comprimento, submetendo suas estruturas a uma maior tensão. Por esse motivo, a intensidade do exercício de alongamento pode interferir de maneira significativa nas alterações provocadas na UMT, indicando que maiores intensidades podem estar relacionadas a maiores adaptações (CHAGAS *et al.*, 2008; GAJDOSIK *et al.*, 2006; SULLIVAN *et al.*, 1992).

Gajdosik (2006) verificaram 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_{max} , em comparação a 90 e 80% pelo mesmo período de tempo. Chagas *et al.* (2008), avaliando a musculatura posterior da coxa, observaram que quatro séries de 20s na intensidade máxima resultou em aumento significativo da ADM_{max} , ao contrário da intensidade submáxima que não apresentou aumento.

A duração total do alongamento é um fator a ser considerado para explicar a diferença nos resultados entre o presente estudo e o de Herda *et al.* (2011). No presente estudo a duração total foi de dois minutos, ao contrário do trabalho de Herda *et al.* (2011), que foram oito minutos.

O efeito da duração do exercício de alongamento na acomodação tecidual foi apresentado por Magnusson *et al.* (1995) e Ryan *et al.* (2010). Magnusson *et al.* (1995) observaram o percentual de relaxamento sob tensão, em intervalos de cinco segundos (0-5; 5-10; 10-15), durante um alongamento AC de 90s. Estes autores verificaram que após 45s não havia mais diferença significativa entre cada um dos intervalos de cinco segundos (45-50; 50-55; até 90s). Por outro lado, Ryan *et al.* (2010) ao avaliarem o *creep*, também em intervalos de cinco segundos, no exercício de alongamento TC durante 30s, verificaram que não houve diferença significativa entre cada um dos intervalos após 15s de alongamento (15-20; 20-25; 25-30s). Dessa forma, a análise em conjunto desses resultados (MAGNUSSON *et al.*, 1995; RYAN *et al.*, 2010) demonstra que a UMT reduz seu percentual de acomodação à medida que a duração do alongamento aumenta, possivelmente por estar mais próximo do seu potencial máximo de acomodação. Esse comportamento parece ocorrer tanto para o relaxamento sob tensão quanto para o *creep* (MAGNUSSON *et al.*, 1995; RYAN *et al.*, 2010). Em contrapartida, é possível que esses dois processos apresentem um decurso temporal diferenciado no que se refere à alteração no comportamento das propriedades passivas biomecânicas da UMT, pois a ausência de diferença significativa ocorreu a partir de tempos distintos para o relaxamento sob tensão e *creep*, 45s e 15s respectivamente (MAGNUSSON *et al.*, 1995; RYAN *et al.*, 2010). Assim, é possível hipotetizar que a duração utilizada por Herda *et al.* (2011) (8min de alongamento) permitiu que ambos os processos (*creep* e relaxamento sob

tensão) tenham levado a UMT a uma condição em que a acomodação tecidual fosse semelhante, por estar mais próximo do seu potencial máximo de acomodação. Por outro lado, menores durações, como no presente estudo, poderiam evidenciar esse possível decurso temporal diferenciado entre o *creep* e o relaxamento sob tensão. Contudo, pesquisas futuras, comparando os efeitos dos exercícios de alongamento AC x TC sob diferentes durações, são necessárias para confirmar essa hipótese.

O aumento da ADM_{max} , logo após uma sessão de alongamento, é atribuído a alteração no comportamento das propriedades biomecânicas e na tolerância ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1995; MAGNUSSON *et al.*, 1997). No presente estudo, as variáveis rigidez passiva, energia e TR_{α} foram utilizadas para avaliar as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT. Já a $PSDA_{ADM}$ e a $PSDA_{TR}$ foram avaliadas como medidas da percepção de desconforto, que poderiam permitir fazer inferências quanto à tolerância individual ao alongamento.

A rigidez passiva reduziu em ambos os exercícios de alongamento TC e AC, no entanto essa redução foi maior após o alongamento TC. A redução da rigidez passiva após o alongamento AC encontrada no presente estudo está de acordo com Morse *et al.* (2008), Nordez *et al.* (2009, 2010), mas contradiz Magnusson *et al.* (1997), Magnusson *et al.* (1998) e Herda *et al.* (2011). Já para o alongamento TC, o resultado encontrado no presente estudo está de acordo com Ryan *et al.* (2008a), Ryan *et al.* (2010) e Herda *et al.* (2011), que verificaram redução da rigidez passiva após este exercício de alongamento, mas não está de acordo com Hoge *et al.* (2010), que não encontraram alteração da rigidez passiva após o alongamento TC. Essa discrepância entre os resultados encontrados nos artigos supracitados pode ser conseqüência das diferentes configurações do treinamento no que se refere à duração e intensidade do alongamento. A duração do alongamento tem variado de 90s (MAGNUSSON *et al.*, 1998) a 20min (HOGE *et al.*, 2010). Já para a intensidade, foram encontrados estudos que utilizaram intensidade máxima, considerando o máximo de alongamento tolerado (NORDEZ *et al.*, 2010), e intensidade submáxima, considerando o ponto de percepção de alongamento e não dor (HERDA *et al.*, 2011).

A redução do TR_{α} encontrada no presente estudo após os dois exercícios de alongamento (AC e TC) está de acordo com os resultados de Herda *et al.* (2011), que também verificaram uma semelhante redução nessa variável após ambos os alongamentos analisados. A redução do torque de resistência após o alongamento indica que o indivíduo conseguirá atingir uma mesma amplitude de movimento (ADM) com uma menor resistência ao alongamento ou então, é possível que ele seja capaz de alcançar maiores amplitudes de movimento para a mesma resistência. Todavia, apesar do torque de resistência ter reduzido na mesma magnitude após ambos os alongamentos, o aumento da ADM_{max} foi maior após o alongamento TC, indicando que outros fatores estão relacionados ao aumento da ADM_{max} , e não somente o torque de resistência que a UMT oferece ao alongamento.

A análise do resultado da variável energia (área abaixo da curva torque passivo x ADM) demonstrou que somente o alongamento TC reduziu a quantidade de energia absorvida pela UMT. A não alteração significativa após o alongamento AC está de acordo com Magnusson *et al.* (1996), Magnusson *et al.* (1998) e Nordez *et al.* (2008), que não verificaram alteração na absorção de energia pela UMT após o alongamento AC. A menor quantidade de energia absorvida pela UMT após o alongamento TC pode ser proveniente da maior redução da rigidez passiva para esse alongamento, já que uma UMT menos rígida poderia absorver menos energia para uma mesma ADM (GAJDOSIK *et al.*, 2005; MAGNUSSON *et al.*, 1997). Todavia, um fator importante a ser considerado ao se comparar os resultados de diferentes estudos, é se o cálculo da energia considera a curva por inteiro ou somente uma parte dela. No presente estudo, essa variável foi calculada como sendo a área abaixo do terceiro terço da curva TR x ADM, semelhante ao estudo de Magnusson *et al.* (1998). Mas, ela também pode ser calculada a partir a área total abaixo da curva TR x ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1997; NORDEZ *et al.*, 2008). Essas possibilidades de se calcular a energia absorvida pela UMT pode gerar diferentes resultados. Magnusson *et al.* (1997) verificaram que para um dado ângulo, indivíduos “mais rígidos” absorveram mais energia que indivíduos “normais”, em contrapartida quando o cálculo considerou a ADM máxima tolerável, os indivíduos “normais” tiveram maior energia absorvida, pois apresentaram maior ADM_{max} e maior torque de resistência máximo (MAGNUSSON *et al.*, 1997). Como a ADM_{max} e a rigidez passiva foram alteradas em maior magnitude após o alongamento TC, e

somente esse alongamento reduziu a energia, é possível supor que a energia máxima que poderia ser absorvida pela a UMT também poderia ter sido maior após o alongamento TC, no entanto ela não foi calculada. Uma maior capacidade de absorção de energia é considerada como um fator importante na prevenção de lesões músculo-esqueléticas em ações musculares que envolvam o ciclo de alongamento-encurtamento (WITVROUW *et al.*, 2004, 2007), apesar dessa relação ainda não estar bem estabelecida (MCHUGH; COSGRAVE, 2010).

Durante o alongamento o torque de resistência mensurado é atribuído aos componentes elásticos em série (proteínas intrasarcoméricas não contráteis, principalmente a titina, pontes cruzadas entre actina e miosina existentes no repouso e o tendão); componente elástico em paralelo (tecido conjuntivo intramuscular, principalmente o perimísio); e componente viscoso (matriz extracelular e as fibras colágenos a ela conectada) (GAJDOSIK, 2001; MCNAIR; STANLEY, 1996). No entanto, o aumento da ADM_{max} encontrado no presente estudo, pode ser atribuído á possíveis alterações no tecido conjuntivo intramuscular, principalmente no perimísio (PURSLOW, 1989), bem como a redistribuição de água e polissacarídeos na matriz extracelular que circunda as fibras de colágeno (MCNAIR *et al.*, 2001; PURSLOW; WESS; HUKINS, 1998). Dessa forma, essas alterações fariam com que a UMT oferecesse uma menor resistência quando alongada, permitindo que fosse atingida uma maior ADM_{max} . Alterações nas variáveis investigadas relacionadas à propriedade biomecânica da UMT reforçam a perspectiva da teoria mecânica para o efeito agudo do exercício de alongamento na resposta do comprimento muscular.

Como o aumento da ADM_{max} é atribuído a fatores mecânicos e fatores sensoriais (MAGNUSSON *et al.*, 1995; MAGNUSSON *et al.*, 1997), para um maior entendimento sobre os efeitos do alongamento na resposta sensorial, a presente pesquisa também analisou variáveis relativas à percepção subjetiva de desconforto ao alongamento (PSDA). Para isso essa variável foi registrada em função de uma determinada ADM ($PSDA_{ADM}$) e em função de um torque de resistência ($PSDA_{TR}$). Até o presente momento, considerando o melhor do nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo que comparou os efeitos dos alongamentos AC e TC considerando ambas as variáveis.

O aumento da $PSDA_{ADM}$ para ambos os alongamentos demonstra que o voluntário percebeu a primeira sensação de desconforto ao alongamento mais tardiamente, em uma maior ADM, o que está de acordo com outros achados (HALBERTSMA *et al.*, 1994; YLINEN *et al.*, 2009). A não alteração da $PSDA_{TR}$, após um período de alongamento, está de acordo com Bergamini (2008) ao verificar que o alongamento AC, apesar de aumentar a ADM_{max} , não alterou o torque passivo em que o indivíduo percebeu a sensação de desconforto ao alongamento após quatro séries de 30s. No entanto, o aumento da $PSDA_{ADM}$ sem alteração da $PSDA_{TR}$ sugere que as alterações que levaram a uma maior tolerância ao alongamento podem estar relacionadas a mudanças no comportamento das propriedades passivas da UMT, e não a uma alteração na responsividade de receptores sensoriais, como os nociceptores. Se alguma considerável alteração tivesse ocorrido nos receptores sensoriais seria possível esperar que os indivíduos acionassem o dispositivo indicando o desconforto ao alongamento em um maior torque, o que não aconteceu no presente estudo. No entanto, essas proposições precisam ser consideradas com cautela, pois é provável que um maior n amostral seja necessário para se verificar os efeitos agudo do alongamento nessa variável, uma vez que o poder estatístico e o tamanho do efeito encontrados no presente estudo foram $\pi=0,34$ e $\eta^2=0,07$, respectivamente. Esses valores indicam uma grande possibilidade de ocorrência do erro tipo II (não encontrar diferença onde na verdade existe). Porém, é possível que um maior período de alongamento seja necessário para causar alteração nessa variável, como observado por Branco *et al.* (2006), que verificaram uma maior $PSDA_{TR}$, quando comparado ao grupo controle, após um período de seis semanas de alongamento.

Considerando os resultados do presente estudo para as variáveis $PSDA_{ADM}$ e $PSDA_{TR}$, é possível supor que os voluntários precisaram atingir uma maior ADM para que o mesmo torque fosse transmitido aos receptores sensoriais (nociceptores), devido à redução na rigidez passiva (AVELA; KYROLAINEN; KOMI, 1999; GUISSARD; DUCHATEAU, 2004). Avela, Kyrolainen e Komi (1999) verificaram que a redução na rigidez passiva da musculatura tríceps sural, após um alongamento de uma hora, reduziu a transmissão de tensão para o fuso muscular. Isso possibilita hipotetizar que alterações mecânicas durante o alongamento poderiam influenciar na estimulação de outras estruturas sensoriais também

sensíveis ao estímulo mecânico, como os nociceptores. Assim, é sugerido que terminações nervosas sensitivas (nociceptores) sensíveis a tensão mecânica, localizadas nos músculos e articulações, poderiam estar envolvidas no aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1996). No entanto, no presente estudo parece que esse não foi o principal mecanismo envolvido no aumento da $PSDA_{ADM}$, já que o indivíduo percebeu o desconforto ao alongamento em um mesmo valor de torque, como apresentado pela variável $PSDA_{TR}$.

Uma limitação do presente estudo é a maneira como o torque foi ajustado no alongamento TC. Até o presente momento, os estudos que avaliaram os efeitos desse exercício de alongamento usaram um ajuste automático do torque (Yeh *et al.*, 2005, 2007; RYAN *et al.*, 2008a; RYAN *et al.*, 2008b; RYAN *et al.*, 2010; HOGE *et al.*, 2010; HERDA *et al.*, 2011) diferente do presente estudo, em que o voluntário foi o responsável em ajustar a ADM a medida que fosse verificado uma redução pré-determinada no torque de resistência. Esse procedimento foi adotado devido à limitação técnica do equipamento em ajustar automaticamente a ADM para manter o torque constante.

Outra limitação da presente pesquisa é o fato da amostra avaliada ser uma amostra de conveniência, homens jovens fisicamente ativos. Isso dificulta a extrapolação desses resultados para outras populações, como mulheres e idosos.

O presente estudo mostrou que apesar de ambos os exercícios de alongamento serem capazes de aumentar a ADM_{max} , o alongamento TC resultou em maior aumento. Possivelmente por ter alterado em maior magnitude o comportamento das propriedades biomecânicas da UMT. Adicionalmente, a redução da rigidez passiva e do TR_{α} demonstra que o alongamento AC também foi capaz de alterar o comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, mesmo que em menor magnitude quando comparado ao alongamento TC. Esses resultados podem ter importantes implicações no contexto esportivo e de reabilitação. Indivíduos que objetivam um maior ganho de ADM_{max} e redução da rigidez passiva poderiam obter maiores resultados se utilizassem o alongamento TC. Em contrapartida, se o objetivo é somente um aumento significativo da ADM_{max} e $PSDA_{ADM}$ ou redução da rigidez passiva e do TR_{α} , o alongamento AC também poderia ser indicado. Por fim, é

importante destacar que os exercícios de alongamento TC e AC alteraram o comportamento das propriedades biomecânicas da UMT em diferentes magnitudes. Isso sugere que a prescrição do exercício de alongamento necessita ser realizada levando em consideração essas diferenças entre os exercícios de alongamento.

5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que o exercício de alongamento com torque constante (TC) aumentou a ADM_{max} e reduziu a rigidez passiva em maior magnitude que o exercício de alongamento com ângulo constante (AC).

Ambos os alongamentos, TC e AC, foram igualmente efetivos em reduzir o TR_{α} e aumentar a $PSDA_{ADM}$, mas não alteraram a $PSDA_{TR}$.

REFERÊNCIAS

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE – ACSM. Position stand: Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.43, n.7, p.1334-1359, 2011.

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

AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H. K. I.; KOMI, P. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. **J. Appl. Physiol.**, v.86, n.4, p.1283-1129, 1999.

BEHM, D. G.; KIBELE, A. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.101, n.5, p.587-594, 2007.

BERGAMINI, J. C. **Efeito agudo de diferentes durações e intensidades de alongamento no desempenho da flexibilidade.** 2008. 111f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

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

BJÖRKLUND, M.; HAMBERG, J.; CRENSHAW, A. G. Sensory adaptation after a 2-week stretching regimen of the rectus femoris muscle. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.82, n.9, p.1245-1250, 2001.

BRANCO *et al.* Relação entre a tensão aplicada e a sensação de desconforto nos músculos isquiotibiais durante o alongamento. **Rev. Bras. Fisioter.**, v.10, n.4, p.465-472, 2006.

BRESSEL, E.; MCNAIR, P. J. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. **Phys. Ther.**, v.82, n.9, p.880-887, 2002.

CABIDO *et al.* Comparison of viscoelastic stress relaxation response between flexible and inflexible individuals. **Rev. Port. Ciênc. Desporto**, v.11 (Suppl. 2), p.689-692, 2011.

CAROWAY *et al.* Passive stiffness of the plantar flexion in relation to age and functional performance. **Isokinet. Exerc. Sci.**, v.14, n.1, p.25-31, 2006.

CHAGAS *et al.* Comparação de duas diferentes intensidades de alongamento na amplitude de movimento. **Rev. Bras. Med. Esporte**, v.14, n.2, p.99-103, 2008.

CHUNG *et al.* Separate quantification of reflex and nonreflex components of spastic hypertonia in chronic hemiparesis. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.89, n.4, p.700-710, 2008.

DAVIS *et al.* The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. **J. Strength Cond. Res.**, v.19, n.1, p.27-32, 2005.

DE DEYNE, P. G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys. Ther.**, v.81, n.2, p.819-827, 2001.

EVETOVICH *et al.* Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. **J. Strength. Cond. Res.**, v.17, n.3, p.484-488, 2003.

FASEN *et al.* A randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. **J. Strength. Cond. Res.**, v.23, n.2, p.660–667, 2009.

FERREIRA, G. N. T.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; GUIMARÃES, C. Q. Gains in flexibility related to measures of muscular performance: Impact of flexibility on muscular performance. **Clin. J. Sport Med.**, v.17, n.4, p.276-281, 2007.

FOWLES, J. R.; SALE, D. G.; MACDOUGALL, J. D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **J. Appl. Physiol.**, v.89, p.1179-1188, 2000.

FUKUDA *et al.* Physiological functions of the giant elastic protein titin in mammalian striated muscle. **J. Physiol. Sci.**, v.58, n.3, p.151-9, 2008.

GAJDOSIK, R. L.; VANDER LINDEN, D. W.; WILLIAMS, A. K. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. **Phys. Ther.**, v.79, n.9, p.827-838, 1999.

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

GAJDOSIK *et al.* Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.95, n.2-3, p.131-139, 2005.

GAJDOSIK, R. L. Relation of age and passive properties of an ankle dorsiflexion stretch to the timed one-leg stance test in older women. **Percept. Mot. Skills**, v.103, n.1, p.177-182, 2006.

GUIDETTI *et al.* Precompetition warm-up in elite and subelite rhythmic gymnastics. **J. Strength. Cond. Res.**, v.23, n.6, p.1877-1882, 2009.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. **Muscle Nerve**, v.29, n.2, p.248-255, 2004.

GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. Neural aspects of muscle stretching. **Exercise Sport Sci. R.**, vol.34, n.4, pp.154-158, 2006.

HALBERTSMA, J. P. K.; GÖEKEN, L. N. H. Stretching exercises: Effect on passive extensibility and stiffness in short hamstring of healthy subjects. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.75, n.9, p.976-981, 1994.

HALBERTSMA, J. P.; VAN BOLHUIS, A. I.; GOEKEN, L. N. Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.77, n.7, p.688-692, 1996.

HALBERTSMA *et al.* Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.80, n.4, p.407-414, 1999.

HALBERTSMA *et al.* Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.82, n. 2, p.232-238, 2001.

HERDA *et al.* Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. **J. Strength. Cond. Res.**, v.22, n.3, p.809-817, 2008.

HERDA *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.43, n.9, p.1777-1784, 2011.

HOGGE *et al.* Gender differences in musculotendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. **J. Strength. Cond. Res.**, v.24, n.10, p.2618–2626, 2010.

HOUGH, P. A.; ROSS, E. Z.; HOWATSON, G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. **J. Strength Cond. Res.**, v.23, n.2, p.507-512, 2009.

KJAER, M. Role of Extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. **Physiol. Rev.**, v.84, n.2, p.649-698, 2004.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.85, n.3-4, p.226-232, 2001.

MAGNUSSON *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.5, n.6, p.342-347, 1995.

MAGNUSSON *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J. Physiol.**, v.497, n.1, p.291-298, 1996.

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

MAGNUSSON *et al.* Biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **Int. J. Sports Med.**, v.19, n.5, p.310-316, 1998.

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

MAGNUSSON, S. P.; AAGAARD, P.; NIELSON, J. J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.32, n.6, p.1160-1164, 2000.

MAGNUSSON *et al.* Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.10, n.6, p.351-359, 2000.

MAGNUSSON, S. P.; HANSEN, P.; KJAER, M. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.13, n.4, p.211- 223, 2003.

MCHUGH *et al.* The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.30, n.6, p.928-932, 1998.

MCHUGH, M. P.; COSGRAVE, C. H. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.20, n.2, p.169-181, 2010.

MCNAIR, P. J.; STANLEY, S. N. Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. **Br. J. Sports Med.**, v.30, n.4, p.313-317, 1996.

MCNAIR *et al.* Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.33, n.3, p.354-358, 2001.

MERONI *et al.* G. Comparison of active stretching technique and static stretching technique on hamstring flexibility. **Clin. J. Sport Med.**, v.20, n.1, p.8-14, 2010.

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

MUKHERJEE, A.; CHAKRAVARTY, A. Spasticity mechanisms - for the clinician. **Front. Neurol.**, v.1, n.149, p.1-10, 2010.

NELSON, R.T.; KOKKONEN, J.; ARNALL, D.A.; Acute Muscle Stretching Inhibits Muscle Strength Endurance Performance. **J. Strength Cond. Res.**, v.19, n.2, p.338-343, 2005.

NORDEZ *et al.* Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. **Int. J. Sports Med.**, v.29, n.5, p.414-418, 2008.

NORDEZ *et al.* The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. **Clin. Biomech. (Bristol, Avon)**. v.24, n.1, p.77-81, 2009.

NORDEZ *et al.* Static and cyclic stretching: their different effects on the passive torque-angle curve. **J. Sci. Med. Sport**, v.13, n.1, p.156-60, 2010.

PEIXOTO, G. H. C. **Efeito do treinamento muscular concêntrico associado com o treinamento da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular.** 2007. 109f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

PEIXOTO *et al.* Comparison of two methods to calculate passive muscle stiffness in human. **Rev. Port. Ciênc. Desporto**, v.11 (Suppl. 2), p.923-926, 2011.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M.P. Foundations of clinical research: applications to practice. 3rd. ed. **Boston: Prentice Hall**, 2009. 467p.

PUENTEDURA *et al.* Immediate effects of quantified hamstring stretching: hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching. **Phys. Ther. Sport**, v.12, n.3, p.122-126, 2011.

PROSKE, U.; MORGAN, D. L. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? **J. Muscle Res. Cell. Motil.**, v.20, n.(5-6), p.433-42, 1999.

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

PURSLOW, P. P.; WESS, T. J.; HUKINS, D. W. Collagen orientation and molecular spacing during creep and stress-relaxation in soft connective tissues. **J. Exp. Biol.**, v.201, n.1, p.135-142, 1998.

RYAN *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.38, n.10, p. 632-639, 2008a.

RYAN *et al.* Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.40, n.8, p.1529-1537, 2008b.

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

RYAN *et al.* Viscoelastic *creep* in the human skeletal muscle–tendon unit. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.108, n.1, p.207-211, 2010.

SAMPAIO, I. B. M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. 3. ed. Belo Horizonte: FEPMVZ, 2007.

SEKIR *et al.* Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.20, n.2, p.268-281, 2010.

SIM *et al.* Effects of static stretching in warm-up on repeated sprint performance. **J. Strength Cond. Res.**, v.23, n.7, p.2155-2162, 2009.

STONE *et al.* Stretching: Acute and Chronic? The Potential Consequences. **Strength Cond. J.**, v.28, n.6, p.66-74, 2006.

SULLIVAN, M. K., DEJULIA, J. J., WORRELL, T. W. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.24, n.12, p.1383-1389, 1992.

SULLIVAN, M. K.; MURRAY, E.; SAINSBURY, D. The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. **BMC Musculoskeletal Disorders.**, v.10, n.37, 2009.

TAYLOR *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am. J. Sports Med.**, v.18, n.3, p.300-309, 1990.

TAYLOR, D. C.; BROOKS, D. E.; RYAN, J. B. Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.29, n.12, p.1619-1624, 1997.

TOFT *et al.* Passive tension of the ankle before and after stretching. **Am. J. Sports Med.**, v.17, n.4, p.489-494, 1989.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **J. Strength Cond. Res.**, v.19, n.1, p.231-240, 2005.

WEPPLER, C. H; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Phys. Ther.**, v.90, n.3, p. 438-449, 2010

WITVROUW *et al.* Stretching and injury prevention: an obscure relationship. **Sports Med.**, v.34, n.7, p.443-449, 2004.

WITVROUW *et al.* The role of stretching in tendon injuries: Review. **Br. J. Sports Med.**, v.41, n.4, p.224-226, 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. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.86, n2, p.235-41.2005.

YEH, C. Y.; CHEN, J. J.; TSAI, K. H. Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.17 453–461, 2007.

YAMAGUCHI, T.; ISHII, K. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. **J. Strength Cond. Res.**, v.19, n.3, p.677-83, 2005.

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

YLINEN *et al.* Effect of stretching on hamstring muscle compliance. **J. Rehabil. Med.**, v.41, n.1, p.80-84, 2009.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho por meio deste convidá-lo (a) a participar da pesquisa intitulada " Efeito agudo de duas diferentes intervenções de alongamento na alteração da amplitude de movimento máxima, do torque de resistência máximo e da rigidez passiva" que será realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (orientador), Christian Emmanuel Torres Cabido (mestrando).

Eu, voluntariamente concordo em participar desta pesquisa, realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG – efeito agudo de duas diferentes intervenções de alongamento na alteração da amplitude de movimento máxima, do torque de resistência máximo e da rigidez passiva

Estou ciente da minha participação em avaliações da amplitude de movimento máxima, do torque de resistência máximo e da rigidez passiva pela Flexmachine, em ambos os membros inferiores.

Por se tratar este estudo da aplicação de duas formas de intervenções de alongamento comuns na prática esportiva e de reabilitação, além da presença contínua dos pesquisadores durante a execução das mesmas, são considerados mínimos os riscos associados a este estudo que podem incluir dores musculares leves.

Será garantido o anonimato quanto à minha participação e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório de Biomecânica. Disponho de absoluta liberdade para esclarecer junto aos pesquisadores responsáveis pela pesquisa qualquer dúvida que possa surgir.

Sei que posso me recusar a participar desse estudo ou que posso abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar me justificar e sem qualquer constrangimento ou transtorno.

Sei que não está prevista qualquer forma de remuneração.

Compreendo também que os pesquisadores podem decidir sobre minha exclusão do estudo por razões científicas, sobre as quais serei devidamente informado.

Portanto, concordo com o que foi exposto acima e dou o meu consentimento.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 2011

Assinatura do voluntário: _____

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

Assinatura do pesquisador responsável: _____

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas
Sub-coordenador do Laboratório de Biomecânica/ CENESP-UFMG
Tel.: 3409-2360

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

APÊNDICE B – Dados descritivos das variáveis do estudo

Variável	Condição	Pré		Pós	
		Média (DP)	Amplitude	Média (DP)	Amplitude
ADM_{max} (°)	AC	71,5 (12,5)	52,5 - 56,6	79,2 (13,5)	56,6 – 105,9
	TC	72,9 (10,6)	52,8 – 98,9	85,1 (11,3)	61,6 – 105,7
	CON	71,1 (11,6)	43,0 – 91,2	73,1 (11,4)	45,4 – 92,8
TR_α (Nm)	AC	41,5 (8,0)	28,5 – 58,1	32,5 (5,5)	23,4 – 41,7
	TC	40,7 (7,1)	31,9 – 57,5	29,9 (6,2)	16,5 – 40,8
	CON	41,7 (9,7)	26,6 – 60,3	38,3 (10,6)	17,5 – 57,7
Rigidez passiva (Nm/°)	AC	0,8 (0,2)	0,5 – 1,1	0,7 (0,1)	0,5 – 0,9
	TC	0,8 (0,2)	0,5 – 1,2	0,6 (0,1)	0,3 – 0,9
	CON	0,8 (0,2)	0,4 – 1,1	0,8 (0,2)	0,4 – 1,1
Energia (J)	AC	624,8 (199,0)	334,5 – 1137,5	483,1 (131,9)	306,5 – 843,5
	TC	627,9 (181,1)	444,1 – 1110,5	445,7 (129,3)	258,0 – 788,5
	CON	582,0 (182,2)	274,5 – 943,5	518,2 (166,4)	211,0 – 846,5
PSDA_{ADM} (°)	AC	47,9 (11,6)	32,9 – 73,9	55,7 (11,8)	36,0 – 82,6
	TC	50,1 (10,1)	34,7 – 75,7	60,6 (13,4)	37,3 – 81,1
	CON	48,5 (10,0)	31,1 – 67,5	52,2 (11,2)	32,3 – 74,3
PSDA_{TR} (Nm)	AC	35,1 (8,3)	22,9 – 56,9	32,7 (9,1)	17,7 – 55,0
	TC	35,6 (8,4)	23,3 – 60,3	23,1 (9,2)	17,2 – 51,0
	CON	34,8 (8,4)	21,1 – 51,9	35,0 (9,6)	16,3 – 66,4

ANEXO**ANEXO A – Parecer nº. ETIC 0610.0.203.000-10**

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

Parecer nº. ETIC 0610.0.203.000-10

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

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 03 de maio de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Efeito agudo de duas diferentes intervenções de alongamento na alteração da amplitude de movimento máxima, do torque de resistência máximo e da rigidez passiva"** 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.

Prof.ª Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG