

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

Luisa Rodrigues Costa

**RELAÇÃO ENTRE RIGIDEZ E RELAXAMENTO SOB TENSÃO EM ALUNOS DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

Belo Horizonte

2018

Luisa Rodrigues Costa

**RELAÇÃO ENTRE RIGIDEZ E RELAXAMENTO SOB TENSÃO EM ALUNOS DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

Monografia apresentada ao Programa de Pós-graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, como requisito à obtenção do Título de Pós-graduada em Musculação e Sistemas de Treinamento em academias.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

Belo Horizonte

2018

C837 Costa, Luisa Rodrigues  
2018 Relação entre rigidez e relaxamento sob tensão em alunos da Universidade Federal de Minas Gerais. [manuscrito] / Luisa Rodrigues Costa – 2018.  
39 f.: il.

Orientador: Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

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

Bibliografia: F. 31-34

1. Alongamento (Fisiologia). 2. Articulações – amplitude do movimento. 3. Capacidade motora. 4. Biomecânica. I. Cançado, Gustavo Henrique da Cunha Peixoto. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8:796

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB-6: nº 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Monografia intitulada: Correlação entre rigidez e relaxamento sob tensão em alunos da Universidade Federal de Minas Gerais, de autoria da pós-graduanda **LUISA RODRIGUES COSTA**, defendida em 24/11/2018, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais e submetida à banca examinadora composta pelos professores:

- Profa. Dra. Sara Andrade Rodrigues  
Departamento de Esportes  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais
- Prof. Dr. Gustavo Ramos Dalla Bernardina  
Departamento de Esportes  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais



Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Coordenador do Curso de Especialização em Treinamento Esportivo  
Departamento de Esportes  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 14 de maio de 2022.

## RESUMO

A flexibilidade é de fundamental importância no padrão motor, na eficiência mecânica e na prevenção de lesões. A flexibilidade é representada pela amplitude máxima de movimento (ADM). Visando aumentar a ADM, profissionais da área da saúde utilizam frequentemente exercícios de alongamento. A carga de treinamento da flexibilidade é baseada nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo tendão (UMT). Dessa maneira, o objetivo do presente estudo foi verificar o nível da relação entre duas dessas variáveis, rigidez e relaxamento sob tensão. Participaram da pesquisa 11 voluntários estudantes da Universidade Federal de Minas Gerais, do sexo masculino, com idade  $21,4 \pm 1,7$  anos, massa corporal  $70,9 \pm 11$  kg e estatura  $172,6 \pm 5,8$  cm. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais. Os voluntários realizaram a técnica de alongamento passivo-estático em um membro inferior escolhido aleatoriamente. Foi realizada uma sessão de treinamento do alongamento. A carga de treinamento foi de seis repetições com duração de 30s e pausa de aproximadamente 10 segundos entre as mesmas. O aparelho flexmachine foi utilizado para que fossem mensuradas as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , eletromiografia (EMG) e para a realização do alongamento dos músculos posteriores da coxa. Para a mensuração da AST utilizou-se o aparelho de ressonância magnética da marca GE Signa (General Electric Company, Milwaukee, EUA). Para verificar a existência de correlação entre as variáveis rigidez e relaxamento sob tensão foi utilizada a correlação de Pearson. O pacote estatístico usado foi o SPSS 18.0. O teste de correlação de Pearson apresentou correlações significantes em cinco das seis séries observadas. Desta forma, concluímos que existe uma correlação significativa entre rigidez e relaxamento sob tensão. Futuramente, deve-se verificar se existe uma carga de treinamento ótima baseado na rigidez individualizada.

**Palavras-chave:** Alongamento. Flexibilidade. Rigidez. Relaxamento sob tensão. Carga de treinamento.

## ABSTRACT

Flexibility is fundamental to motor control improvement, mechanical efficiency and injury prevention. Flexibility is represented by the variable maximum range of motion (ADM). In order to increase ADM, health professionals are often prescribe stretching exercises. Training load is based on the viscoelastic properties of the muscle tendon unit (MTU). Therefore, the aim of the present study is to verify the level of relation between stiffness and stress relaxation. Eleven students from the Federal University of Minas Gerais, male, aged  $21.4 \pm 1.7$  years, body mass  $70.9 \pm 11$  kg and height  $172.6 \pm 5.8$  cm participated in the study. This study was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais. This Volunteers performed a constant stretching technique on a randomly elected lower limb. A stretching training session was held. The training load was six repetitions lasting 30 seconds and pausing for approximately 10 seconds between them. The flexmachine device was used to measure variables such as ADMmax, Torquemax, electromyography (EMG) and for the elongation of the posterior thigh muscles. For AST measurement, the magnetic resonance device of the GE Signa brand (General Electric Company, Milwaukee, USA) was used. To verify the existence of a correlation between the variables stiffness and stress relaxation, the Pearson correlation was used. The statistical package used was SPSS 18.0. The Pearson correlation test showed significant correlations in five of the six series measured. We conclude that there is a significant correlation between stiffness and stress relaxation. In the future, it should be checked whether there is an optimal training load based on individualized stiffness.

**Keywords:** Stretching. Flexibility. Stiffness. Stress Relaxation. Training load

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Relaxamento sob tensão.....	11
FIGURA 2 – Curva Tensão-deformação.....	11
FIGURA 3 – Curvas torque-ângulo para sujeitos com menor rigidez e sujeitos com maior rigidez.....	13
FIGURA 4 – Aparelho <i>flexmachine</i> .....	20
FIGURA 5 – Posicionamento do voluntário no aparelho <i>flexmachine</i> .....	22

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Médias e desvios-padrão (dp) referentes à idade, massa corporal e estatura dos voluntários.....	18
TABELA 2 – Análise descritiva.....	27
TABELA 3 – Correlação entre rigidez e relaxamento sob tensão.....	28
TABELA 4 – Correlação entre rigidez relativizada e relaxamento sob tensão....	28

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de movimento
AST	-	Área de secção transversa muscular
BIOLAB	-	Laboratório de Biomecânica
CENESP	-	Centro de Excelência Esportiva
DASYLab	-	Data Acquisition System Laboratory
EEFFTO	-	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	-	Eletromiografia
FNP	-	Facilitação neuromuscular proprioceptiva
GE	-	General Electric Company
IHM	-	Interface homem-máquina
RST	-	Relaxamento sob tensão
UFMG	-	Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	-	Unidade músculo-tendão

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>09</b>
1.1 Objetivo.....	15
1.2 Hipótese.....	16
<b>2. METODOLOGIA.....</b>	<b>17</b>
2.1 Delineamento do estudo.....	17
2.2 Cuidados éticos.....	17
2.3 Amostra.....	17
2.4 Procedimentos.....	18
2.5 Familiarização.....	19
2.6 Instrumentos.....	19
2.6.1 Aparelho <i>flexmachine</i> .....	19
2.6.2 Posicionamento do Voluntário.....	21
2.6.3 Eletromiografia (EMG).....	22
2.6.4 Medidas Antropométricas.....	23
2.6.5 Exame Por Imagem De Ressonância Magnética.....	24
<b>2.7 Protocolo de teste.....</b>	<b>24</b>
2.7.1 $ADM_{máx}$ e $Torque_{máx}$ .....	24
2.7.2 Mensuração da AST.....	25
2.7.3 Cálculo da Rigidez Relativizada.....	25
<b>2.8 Protocolo de treinamento.....</b>	<b>25</b>
<b>2.9 Análise estatística.....</b>	<b>26</b>
<b>3. RESULTADOS.....</b>	<b>27</b>
<b>4. DISCUSSÃO.....</b>	<b>29</b>
<b>5. CONCLUSÃO.....</b>	<b>30</b>
REFERENCIAS.....	31
ANEXO A .....	35
ANEXO B .....	37

## 1. INTRODUÇÃO

A flexibilidade é importante no padrão motor, na eficiência mecânica e na prevenção de lesões (DANTAS, 2005). A flexibilidade é definida como a capacidade física responsável pela execução voluntária de um movimento de amplitude angular máxima, por uma ou um conjunto de articulações, dentro dos limites morfológicos, sem risco de provocar lesões (DANTAS, 2005). Esta capacidade física pode ser dividida em flexibilidade ativa e passiva. A flexibilidade ativa é a maior amplitude de movimento (ADM) conseguida em uma articulação através da contração dos músculos agonistas e relaxamento dos músculos antagonistas. A flexibilidade passiva é a maior ADM alcançada com auxílio de forças externas (WEINECK, 1999). Na literatura, encontramos técnicas de alongamento classificadas como estáticas, com manutenção da ADM articular por um período de tempo determinado, ou como técnicas dinâmicas, onde há uma alteração contínua da ADM (NELSON; BANDY, 2005). A técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) também é citada, a qual é caracterizada pela contração voluntária do grupo muscular que está sendo alongado, seguido de um alongamento passivo até uma nova ADM (NELSON; BANDY, 2005). A medida da flexibilidade pode ser influenciada por fatores endógenos (idade, sexo, individualidade biológica, etc.), bem como por fatores exógenos (hora do dia, temperatura ambiente, fadiga, etc.), tendo esses últimos fatores uma interferência reversível (DANTAS, 2005). A flexibilidade pode ser influenciada ainda por fatores biomecânicos (TAYLOR, 1990) e pela tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON, 1996a).

Estudos mensuraram a flexibilidade muscular por meio da ADM articular (MAGNUSSON et al., 2000; MAGNUSSON et al., 1997), pois durante o aumento da ADM ocorre um aumento no comprimento muscular. Para Weppler e Magnusson (2010), a ADM articular é uma representação do comprimento muscular. Sendo assim, a alteração da  $ADM_{máx}$  ao final de um programa de treinamento representa uma alteração na flexibilidade. A ADM pode ser influenciada pelas estruturas envolvidas no complexo músculo-tendão (ALTER, 1999). Apesar de ser utilizada como forma de mensuração da flexibilidade, apenas a ADM não proporciona dados suficientes para que seja compreendido o comportamento da unidade músculo-tendão (UMT) ao ser submetida a um treinamento da flexibilidade. Weppler e Magnusson (2010)

consideram necessária à mensuração das dimensões ADM, torque, tempo e área de secção transversa muscular (AST) para avaliação multidimensional do comportamento da UMT.

O músculo possui propriedades viscoelásticas, ou seja, apresenta características viscosas, caracterizadas pela deformação contínua enquanto uma força for aplicada (tempo-dependente) (MAGNUSSON et al., 1996b) e características elásticas, caracterizada pelo aumento imediato do seu comprimento após ser submetido a uma tensão, sendo esse aumento proporcional à força aplicada sobre a estrutura (TAYLOR et al., 1990). Durante o alongamento, o tecido viscoelástico aumenta sua resistência ao alongamento, com aumento do comprimento muscular. A UMT, ao ser alongada e mantida em um comprimento constante, tem a sua resistência ao alongamento diminuída. Desta forma, ocorre uma diminuição na tensão ou torque que precisa ser aplicado para manter a UMT alongada, caracterizando o relaxamento sob tensão (RST) (TAYLOR et al., 1990; MAGNUSSON, 1998). Quando o alongamento é interrompido a resistência do músculo retorna lentamente aos valores pré-alongamento. O relaxamento sob tensão é uma variável que quantifica a alteração da UMT decorrente da sua propriedade viscoelástica. A carga de treinamento da flexibilidade é baseada no relaxamento sob tensão. Taylor et al. (1990) realizaram 10 alongamentos nos extensores longos dos dedos e na unidade músculo tendão do tibial anterior de coelhos. Os resultados encontrados mostraram que as curvas 1 e 2 tiveram diferenças significativas em relação às demais curvas e que não houve diferença estatística das curvas de relaxamento sob tensão 4 a 10 em relação a cada curva anterior e posterior (FIGURA 1).

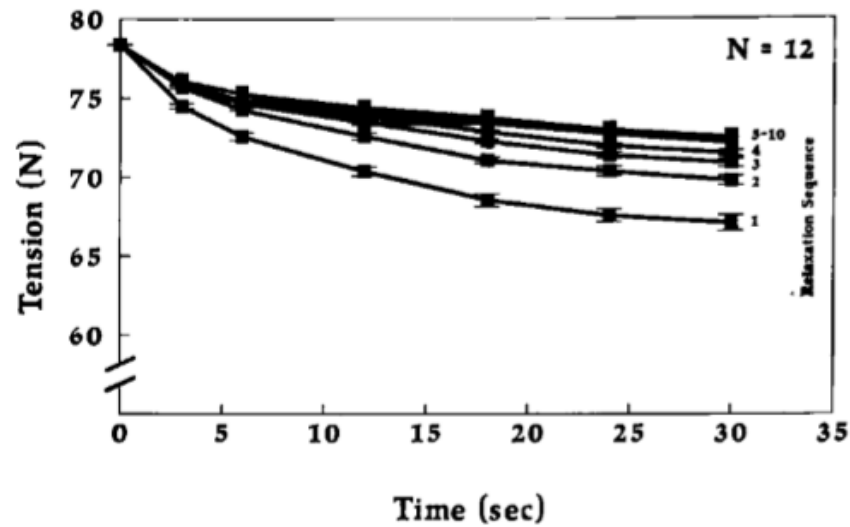


FIGURA 1 - Relaxamento sob tensão

Fonte: Taylor et al., 1990, p. 304.

Outra variável que demonstra essa propriedade viscoelástica é a rigidez. A rigidez muscular é uma propriedade mecânica do músculo relacionada com a resistência deste tecido à deformação, representada pela inclinação da curva Stress-Strain (FIGURA 2) (LATASH et al., 1993 *apud* AQUINO *et al.* (2006). Blackburn et al. (2004) definiram a rigidez como a razão entre a mudança na tensão do músculo por unidade de mudança no seu comprimento, quando é alongado sem a presença de atividade contrátil.

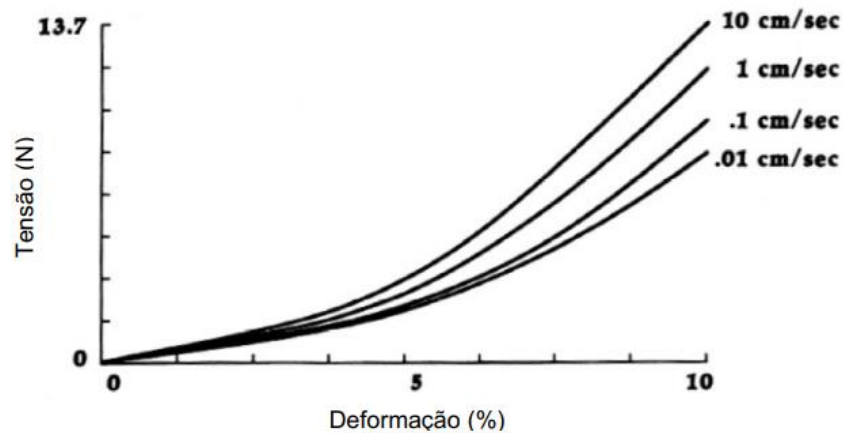


Figura 1 – Curva Stress-Strain

Fonte: Peixoto, 2014.

É a resistência passiva que uma UMT oferece ao ser submetida a um alongamento, podendo esta ser denominada rigidez passiva por ser calculada dividindo a mudança do torque passivo pela mudança da ADM (MAGNUSSON et al., 1996b), segundo a equação abaixo:

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

A alteração da rigidez após o treinamento da flexibilidade pode representar uma alteração nas propriedades viscoelásticas da UMT ou no aumento do comprimento da UMT através do aumento do número de sarcômeros em série (PEIXOTO, 2014).

Segundo o pesquisador Chleboun et al. (1997), o aumento na área de secção transversa (AST) de um tecido, geralmente, aumenta a rigidez do músculo. Wiegner e Watts (1986), ao realizarem uma pesquisa, encontraram resultados que mostram que a rigidez do músculo flexor e extensor do cotovelo está correlacionada com o volume do braço (WIEGNER; WATTS, 1986 apud CHLEBOUN et al., 1997). Esse mesmo resultado foi compartilhado por CHLEBOUN et al. (1997) ao pesquisar a correlação existente entre o volume do músculo flexor do cotovelo e a rigidez. O autor concluiu em seu trabalho que o volume muscular representa 84% da variabilidade na rigidez das articulações de cotovelo (CHLEBOUN et al., 1997). Esses autores compararam ainda a curva torque-ângulo de indivíduos com menor rigidez e maior rigidez (FIGURA 3). Apesar de atingir uma menor angulação, os indivíduos com maior rigidez utilizaram de um torque maior comparado com o torque utilizado pelos sujeitos com menor rigidez. Esse resultado sugere que indivíduos possuem características morfológicas diferentes, apresentando rigidez distintas, podendo necessitar de cargas de treinamento diferentes. No entanto, a relação entre a rigidez da UMT e a carga de treinamento não é conhecida.

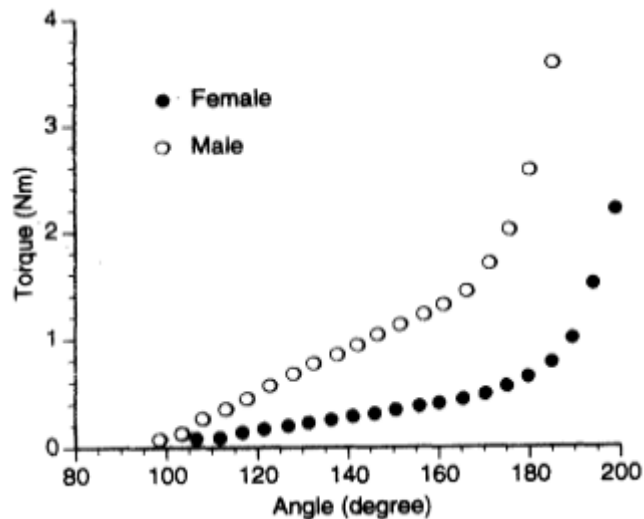


FIGURA 3 - Curvas torque-ângulo para sujeitos com menor rigidez e sujeitos com maior rigidez.

Fonte: Modificado de Chelboun et al., 1997, p. 390.

A medida da ADM depende da quantidade de torque/força aplicada, e é necessária a mensuração das dimensões ADM, torque, tempo e área de secção transversa muscular (AST) para uma avaliação multidimensional da unidade músculo-tendão (UMT), além de possibilitar a análise de diferentes variáveis biomecânicas relativas à alteração do comprimento muscular, entre elas o relaxamento sob tensão e a rigidez (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010).

O alongamento é utilizado visando alongar as UMTs, resultando em uma maior flexibilidade de uma articulação (TAYLOR et al., 1990). A efetividade do alongamento foi atribuída a fatores neurofisiológicos, fatores esses baseados na inibição neural do músculo alongado (HUTTON, 1993 apud MAGNUSSON, 1996c), e a fatores biomecânicos, devido à resposta viscoelástica da UMT ao alongamento (TAYLOR et al., 1990). O volume do alongamento é baseado na viscosidade da unidade músculo-tendão, tendo em vista que as UMTs são consideradas estruturas limitantes que impedem maiores amplitudes de movimento articular (HUBLEY, KOZEY & STANISH, 1984; JOHNS & WRIGHT, 1962; SOLVEBORN, 1985 apud TAYLOR et al., 1990).

Um dos componentes da carga de treinamento da flexibilidade que influenciam no aumento da ADM é a duração da força aplicada sobre o músculo. Muitos estudos examinaram essa variável para que fossem feitas recomendações acerca da duração

ideal do alongamento, porém, ainda não há um consenso sobre a duração ótima para o estímulo. Após a realização de um estudo, Roberts e Wilson (1999) indicaram a duração de 15 segundos como sendo a mais efetiva, corroborando com os achados de Gajdosik et al. (2006), que verificaram que a maior redução de tensão durante o alongamento passivo estático ocorreu nos 15 segundos iniciais, independente da intensidade do alongamento. Bandy e Irion (1994) observaram em seis semanas o efeito do alongamento na ADM dos isquiotibiais. Para isso, dividiram seus voluntários em grupos que deveriam manter o alongamento por 15, 30 ou 60 segundos. Ao final da pesquisa, concluíram que a duração mais efetiva para o aumento da flexibilidade era de 30 segundos. Esse mesmo resultado foi obtido por Bandy, Irion e Briggler (1997). Freitas et al. (2014) comparou o efeito agudo do alongamento AC dos músculos posteriores da coxa com três durações e intensidades diferentes. Os autores concluíram que o volume de treinamento é um fator crucial para a redução do torque passivo, conseqüentemente, poderia gerar alteração na rigidez.

As pesquisas relacionadas à flexibilidade e suas variáveis avançaram ao longo do tempo, porém, muitas questões foram pouco exploradas. Sabemos que rigidez e relaxamento sob tensão são variáveis que demonstram o comportamento viscoelástico da UMT, no entanto estudos sobre estas ainda são escassos. O presente estudo visa compreender melhor duas dessas variáveis, rigidez e relaxamento sob tensão, e verificar o nível da relação entre elas e como ela se dá.

### **1.1. Objetivo**

O presente estudo tem como objetivo verificar o nível da relação entre a rigidez e o relaxamento sob tensão em adultos saudáveis.

## **1.2. Hipótese**

Acredita-se que exista uma correlação forte e positiva entre rigidez e relaxamento sob tensão.

## **2. METODOLOGIA**

### **2.1. Delineamento do estudo**

O presente estudo constitui-se em um estudo transversal com delineamento experimental.

### **2.2. Cuidados éticos**

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG, parecer nº. ETIC 240.813 (ANEXO A) e respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (1997) envolvendo pesquisas com seres humanos. A priori, os voluntários receberam todas as informações quanto ao processo metodológico e objetivos. Posteriormente, assinaram o termo de consentimento (ANEXO B) e foram informados de que poderiam abandonar a pesquisa a qualquer momento. A privacidade dos voluntários foi preservada, respeitando a saúde e o bem-estar dos mesmos.

### **2.3. Amostra**

Participaram do presente estudo 11 voluntários estudantes da Universidade Federal de Minas Gerais, do sexo masculino, com idade  $21,4 \pm 1,7$  anos, massa corporal  $70,9 \pm 11$ kg e estatura  $172,6 \pm 5,8$ cm (TABELA 1). Foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão dos voluntários. Como critério de inclusão: 1) Ausência de lesões musculoesqueléticas nos seis meses anteriores a pesquisa nos membros inferiores, pelve e coluna; 2) a não participação em atividades envolvendo o treinamento de força ou flexibilidade dos membros inferiores nos últimos seis meses; 3) Possuir ADM de extensão de joelho inferior a 120 graus, quando posicionado no *flexmachine*. Os critérios de exclusão considerados foram: 1) a vontade do voluntário em deixar de participar da pesquisa; 2) apresentarem lesões músculo esqueléticas nos membros inferiores ou coluna; 3) A ausência nos locais de coleta no dia e hora programados.

**TABELA 1** - Médias e desvios-padrão (dp) referentes à idade, massa corporal e estatura dos voluntários

<b>Caracterização da amostra</b>	
Idade (anos)	21,4 ± 1,7
Massa corporal (kg)	70,9 ± 11,0
Estatura (cm)	172,6 ± 5,8

## 2.4. Procedimentos

No primeiro dia da pesquisa, os voluntários receberam e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Os indivíduos se posicionaram no *flexmachine* para que os ajustes no aparelho fossem realizados e registrados para a utilização nos treinamentos e testes. Após receberem instruções acerca do funcionamento do *flexmachine*, os voluntários iniciaram a familiarização no aparelho. Ao término da familiarização, deveriam realizar a marcação dos horários dos testes. Os testes duravam aproximadamente uma hora.

No segundo dia da pesquisa foram realizadas as coletas de dados. A região sobre o músculo semitendinoso de ambos os membros inferiores foi tricotomizada e os eletrodos passivos para eletromiografia foram posicionados para a realização dos testes no *flexmachine*. Em seguida, o voluntário era posicionado no aparelho e, novamente recebia as mesmas instruções fornecidas durante a familiarização, para a realização das três tentativas válidas de extensão passiva do joelho com cada membro inferior, desta forma, foram mensuradas as variáveis  $ADM_{\text{máx}}$ ,  $Torque_{\text{máx}}$  e EMG.

Os participantes realizaram a técnica de alongamento passivo-estático em um dos membros inferiores, escolhido de forma aleatória. A carga de treinamento do alongamento foi de seis repetições com duração de 30s cada e pausa de, aproximadamente, 10 s entre as repetições.

Para a obtenção da AST dos músculos posteriores da coxa, o aparelho da marca GE Signa (General Electric Company, Milwaukee, EUA) foi utilizado realizando o exame de ressonância magnética. As imagens foram feitas no plano transversal de

ambas as coxas no início do terço distal do fêmur, que teve seu comprimento mensurado através de uma fita métrica entre a prega inguinal e a borda superior da patela. Segundo Narici, Roi e Landoni (1988), é no terço distal do fêmur que se encontra a maior AST dos músculos posteriores da coxa.

## **2.5. Familiarização**

Na sessão de familiarização, foram realizadas medidas antropométricas e a aferição da massa do segmento perna-pé. Em seguida, os voluntários foram posicionados no aparelho flexmachine e todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para serem utilizados no treinamento. Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e foram autorizados a iniciar a familiarização no aparelho flexmachine

## **2.6. Instrumentos**

### **2.6.1. Aparelho *flexmachine***

Foi utilizado o aparelho isocinético, denominado *flexmachine* (CABIDO et al., 2014; PEIXOTO et al., 2011), desenvolvido pelo Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP), para a mensuração das variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , EMG, bem como, para o alongamento dos músculos posteriores da coxa durante o treinamento da flexibilidade (FIGURA 4).

O aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico, possuindo essas cadeiras ajustes de altura, encosto a 95° em relação ao assento e um desnível na região posterior do assento, visando minimizar a báscula posterior do quadril. Para minimizar todos os movimentos compensatórios, na pelve e nos membros inferiores, cintas sobre as espinhas Ilíacas ântero-superiores e no terço distal da coxa foram utilizadas.



FIGURA 4 - Aparelho *flexmachine*

Fonte: Arquivo de fotos BIOLAB-CENESP.

Visando sustentar o membro inferior testado a 45° de flexão de quadril a partir da posição sentada, as cadeiras possuem fixados suportes com ajustes de comprimento. Segundo Magnusson et al. (1996b), o membro inferior examinado posicionado desta forma permite o alongamento dos músculos flexores do joelho com a utilização mínima de estruturas anatômicas limitantes da extensão passiva do joelho.

Localizada sobre o braço mecânico, o aparelho possui uma plataforma de força permitindo que o posicionamento seja ajustável individualmente. Um motor (SEW eurodrive, Belo Horizonte, Brasil) promove a movimentação desse braço mecânico. Para seu acionamento, é utilizado um dispositivo manual com dois botões, um para subir e outro para descer. Por segurança, esse braço mecânico, teve seu ângulo máximo limitado em 138°, correspondendo a 2° de flexão do joelho (considerando 0° como a extensão completa de joelho). Essa limitação foi feita por uma interface homem-máquina (IHM). Para o registro da ADM o equipamento conta com um potenciômetro que está localizado no eixo de rotação. Para que ocorra o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur, o *flexmachine* admite um deslocamento horizontal, possibilitado por uma ponteira laser localizada no eixo do braço mecânico alinhada ao marcador previamente colocado sobre côndilo lateral do fêmur.

Um goniômetro digital Bosch (precisão de 0,5°) foi utilizado para que se fizesse a calibração do potenciômetro existente no *flexmachine*. O programa DasyLab

11.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany), foi utilizado para que a voltagem do potenciômetro fosse medida nas posições inicial e final. O delta dos valores da ADM foi dividido pelo delta da voltagem viabilizando encontrar a variável  $x$  da equação linear ( $f(x) = ax + b$ ) que explica o comportamento linear do potenciômetro. Posteriormente, o braço foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, com erro inferior a  $1^\circ$ .

Os indivíduos tiveram a massa do membro inferior mensurada para a correção do torque em relação à gravidade, visando garantir que os valores do torque obtidos durante a coleta representaram a resistência muscular ao alongamento.

Um conversor analógico/digital (DT USB 9802; Data Translation, Marlborough, Massachusetts) foi utilizado para que o potenciômetro, a plataforma de força (Refitronic®, Schmitt, Germany), o dispositivo para registro da primeira sensação de alongamento e a Eletromiografia (EMG) (Biovision, Wehrheim, Alemanha) fossem interligados ao computador e, com isso, os dados mensurados foram armazenados de forma sincronizada. Por fim, o programa o DASYlab 11.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany) foi utilizado para a coleta e análise de dados.

#### 2.6.2. Posicionamento do Voluntário

O participante foi posicionado no *flexmachine* com o terço distal do membro inferior a ser examinado sobre o suporte para a coxa (FIGURA 5). O goniômetro digital (Bosch, DMW 40 L) foi utilizado para que o trocanter maior e o epicôndilo lateral do fêmur fossem alinhados para posicionar o quadril a  $135^\circ$  de flexão. A cadeira e o braço mecânico foram ajustados para alinhar o côndilo lateral do fêmur do membro inferior a ser examinado ao eixo do braço mecânico. O membro inferior que seria examinado foi posicionado sobre a plataforma de força que estava posicionada a cerca de 2cm do maléolo. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira que possuíam alturas variáveis, de forma que a toda a região plantar ficasse apoiada.



FIGURA 5 - Posicionamento do voluntário no aparelho *flexmachine*.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP

### 2.6.3. Eletromiografia (EMG)

O equipamento da biovision (Biovision, Wehrheim, Alemanha), foi utilizado para a captação da atividade eletromiográfica através de eletrodos autoadesivos ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata - Midi-Trace® 200 Foam, Graphic Controls Corporation-Canadá) com amplificação (500 vezes) e configuração bipolar. A atividade eletromiográfica foi coletada com frequência de amostragem de 4000Hz. Os voluntários se posicionaram em decúbito dorsal para que a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia fossem identificados, em seguida, uma linha foi traçada entre eles. No ponto médio dessa linha foi colocado um eletrodo e o segundo ficou posicionado imediatamente acima, seguindo a orientação das fibras musculares. Logo após, foi solicitado que o participante realizasse uma contração isométrica de flexão do joelho para conferência da posição dos eletrodos. O objetivo deste procedimento foi captar a atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso. Esse posicionamento dos eletrodos foi utilizado pois permite captar maior atividade eletromiográfica durante a flexão de joelho (McHugh et al., 1992). Sobre o côndilo lateral do fêmur foi posicionado o eletrodo de referência.

A EMG foi utilizada visando evitar a influência de uma possível contração muscular sobre o torque mensurado ao longo do teste no *flexmachine*. Todas as tentativas seguiram as mesmas etapas. 1) etapa foi a RMS (root mean square) da atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso foi calculada nos dois segundos iniciais; 2) a média dos valores do período somado a dois desvios padrão foi considerada como a atividade eletromiográfica basal; 3) a atividade eletromiográfica foi constantemente comparada com o valor basal durante a avaliação; 4) e o programa DASyLab 11.0 indicava o exato momento em que o limiar foi excedido, caso o valor basal fosse ultrapassado.

Quando o sinal eletromiográfico ultrapassou os valores basais, a curva torque passivo – ADM foi analisada apenas até a ADM anterior (100ms) ao momento em que o limiar foi excedido. Nos casos em que não ultrapassou os valores basais, toda a curva torque passivo– ADM foi utilizada para análise. Para o cálculo das variáveis rigidez e energia, foi utilizado o procedimento descrito anteriormente. Esse procedimento assegura que a curva analisada é prioritariamente passiva. Para que essas variáveis sejam calculadas para a mesma porção da curva torque passivo – ADM, e permita a comparação dos resultados, o menor valor de ADM determinada pelo sinal eletromiográfico, no pré-teste e pós-teste, foi utilizado para determinar a porção da curva utilizada.

O filtro Butterworth de 2ª ordem com passa-faixa de 15 -300Hz foi utilizado para filtrar o sinal eletromiográfico e, a frequência de 50-60Hz foram subtraídos do sinal para que a influência da rede elétrica sobre o sinal eletromiográfico fosse minimizado, o que ocorreu através do filtro Butterworth de 2ª ordem com passa-faixa de 50-60Hz (Notch filter).

#### 2.6.4. Medidas Antropométricas

A massa corporal e estatura dos voluntários foram mensuradas através de uma balança Filizola com precisão de 0,1 kg e do estadiômetro acoplado a este equipamento com precisão de 0,5 cm.

### 2.6.5. Exame Por Imagem De Ressonância Magnética

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

A ressonância magnética foi realizada no pós-teste com o intuito de permitir que o cálculo da rigidez fosse realizado considerando a AST muscular do membro inferior. Para Chleboun et al. (1997) há uma alta correlação entre a AST muscular e a rigidez ( $r=0,92$ ).

## 2.7. Protocolo de teste

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

O protocolo de teste adotado nesta pesquisa foi baseado ao utilizados em estudos prévios (CABIDO et al., 2014; MAGNUSSON et al., 1998; MAGNUSSON et al., 1996a; PEIXOTO et al., 2011).

Padronização para o teste: Cada voluntário realizou três tentativas válidas com o membro inferior para todos os testes. Em cada uma dessas tentativas, a extensão passiva do joelho foi realizada a uma velocidade de 5°/s (BLACKBURN et al., 2004; GRILL; HALLETT, 1995), até que se alcançasse a  $ADM_{m\acute{a}x}$ , retornando em seguida à posição inicial, sendo a  $ADM_{m\acute{a}x}$  definida como a maior ADM suportada pelo voluntário. Entre cada tentativa foi realizado um intervalo de aproximadamente 15 s, que era o tempo necessário para ajustar o programa.

Execução do teste: Após estar posicionado no aparelho, o voluntário recebia um dispositivo para o acionamento do motor. Ao receber o comando do avaliador, o voluntário apertava o botão de subida no dispositivo de acionamento do motor, o que iniciava a extensão de joelho. Após alcançar a  $ADM_{m\acute{a}x}$ , o voluntário soltava o botão de subida do controle de acionamento do motor e, acionava, imediatamente, o botão responsável por descer o braço mecânico até que este retornasse à posição inicial.

### 2.7.2. Mensuração da AST

A AST total ( $cm^2$ ) dos músculos posteriores da coxa é a soma das AST dos músculos semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral. Através do programa OsiriX versão 5.6, foi realizado o contorno da borda de cada músculo. O coeficiente de correlação intraclasse (CCI 1,1) para a área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa foi de 0,98 e o erro padrão da medida de 0,59 cm (MAGALHÃES, 2010 *apud* PEIXOTO, 2014).

### 2.7.3. Cálculo da Rigidez Relativizada

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

## 2.8. Protocolo de treinamento

A técnica de treinamento utilizada na sessão foi a de passivo-estático, que teve a carga de treinamento estipulada em seis repetições com 30s de duração cada (AYALA; ANDUJAR, 2010; YLINEN et al., 2009) e pausa entre as repetições de 10 s, aproximadamente. No momento em que o torque, anteriormente determinado para o voluntário, era alcançado, os 30 s de alongamentos começavam a ser contados. Foi fixada uma velocidade de alongamento de  $5^\circ/s$  (GRILL; HALLETT, 1995.)

Para a realização do teste, foi utilizada uma intensidade de 70% do Torque<sub>máx</sub>. Desta maneira, todos os voluntários alcançaram, em todas as repetições, esses valores de torque, que foram individualmente calculados. O participante alcançava o torque determinado em cada repetição e o ângulo do braço mecânico permanecia imóvel durante os 30 s (ADM constante). O torque determinado poderia corresponder a maiores valores de ADM na repetição subsequente. Um monitor, localizado em frente ao indivíduo, permitia que o mesmo visualizasse constantemente o torque determinado e o torque mensurado. Este procedimento foi similar ao realizado no estudo de Cabido et al. (2014).

## **2.9. Análise estatística**

Foi realizada análise descritiva para as variáveis estudadas. A correlação de Pearson foi utilizada para verificar se havia correlação entre as variáveis rigidez e relaxamento sob tensão. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

O coeficiente de correlação para amostras pareadas pode ser interpretado da seguinte maneira: 0 “Nula”; 0  $\pm$  0,3 “Fraca”; 0,3  $\pm$  0,6 “Regular”; 0,6  $\pm$  0,9 “Forte”; 0,9  $\pm$  1,00 “Muito forte” e 1 “Plena ou Perfeita”, segundo Callegare-Jacques (2003).

As análises estatísticas foram realizadas por meio do pacote estatístico SPSS 18.0.

### 3. RESULTADOS

A análise descritiva dos dados está apresentada na TABELA 2.

TABELA 2- Análise descritiva

<b>Variáveis</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>
<b>ADM MÁX (º)</b>	96,87	24,85
<b>RIGIDEZ 3º TERÇO</b>	0,98	0,21
<b>RIGIDEZ 3 TERÇO REL.</b>	0,23	0,00
<b>AST (cm<sup>2</sup>)</b>	42,82	7,83
<b>RELAX. SOB TENSÃO 1</b>	11,87	3,78
<b>RELAX. SOB TENSÃO 2</b>	10,78	2,64
<b>RELAX. SOB TENSÃO 3</b>	11,00	3,38
<b>RELAX. SOB TENSÃO 4</b>	10,73	3,00
<b>RELAX. SOB TENSÃO 5</b>	10,21	2,65
<b>RELAX. SOB TENSÃO 6</b>	10,25	2,70

O teste de correlação de Pearson apresentou correlações significantes entre cinco das seis séries observadas, a quarta série foi a única a não ter correlação significativa. A correlação para as séries 1 e 3 foi classificada como “Forte”, as séries 2, 5 e 6 como “Regular” e a série 4 como “Fraca” segundo Callegare-Jacques (2003). As correlações entre as variáveis e o nível de significância adotado estão representadas na TABELA 3.

TABELA 3 - Correlação entre rigidez e relaxamento sob tensão (RST)

<b>Variáveis</b>	<b>N</b>	<b>R</b>	<b>P</b>
<b>RST 1</b>	21	0,666**	0,001
<b>RST 2</b>	21	0,512*	0,018
<b>RST 3</b>	21	0,668**	0,001
<b>RST 4</b>	21	0,045	0,069
<b>RST 5</b>	21	0,569**	0,007
<b>RST 6</b>	21	0,502*	0,02

\*p&lt;0,05

\*\*p&lt;0,001

A correlação entre os dados da rigidez relativizada e do relaxamento sob tensão apresentaram correlações significantes nas três primeiras séries realizadas, sendo estas classificadas como “Regular”, segundo as definições de Callegare-Jacques. A correlação de Pearson entre as variáveis rigidez relativizada e o relaxamento sob tensão em todas as sessões estão representadas na TABELA 4.

TABELA 4 - Correlação entre rigidez relativizada e relaxamento sob tensão (RST)

<b>Variáveis</b>	<b>N</b>	<b>R</b>	<b>P</b>
<b>RST 1</b>	21	0,455*	0,038
<b>RST 2</b>	21	0,501*	0,021
<b>RST 3</b>	21	0,568**	0,007
<b>RST 4</b>	21	0,233	0,310
<b>RST 5</b>	21	0,290	0,203
<b>RST 6</b>	21	0,155	0,502

\*p&lt;0,05

\*\*p&lt;0,001

#### 4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar a correlação entre as variáveis rigidez e relaxamento sob tensão. Os resultados obtidos no estudo demonstraram correlação significativa entre o relaxamento sob tensão e a rigidez e entre o relaxamento sob tensão e a rigidez relativizada.

A rigidez é uma variável que representa o comportamento viscoelástico da UMT, assim com a variável relaxamento sob tensão. No entanto, a rigidez é mensurada durante a fase dinâmica do alongamento, enquanto o relaxamento sob tensão é mensurado quando a UMT é mantida com o comprimento constante. A redução do torque que ocorre durante a manutenção da ADM (relaxamento sob tensão), vai demonstrar a acomodação do tecido durante o alongamento passivo-estático. Essa redução de torque ocorre mais rapidamente no início do alongamento e fica cada vez menor ao longo do tempo. Baseado nesse comportamento, Gajdosik et al. (2006) justificam a duração do alongamento pelo momento onde a redução da tensão alcança 67,3 a 77,0%, demonstrando que acomodação tecidual decorrente da carga externa já estaria próximo ao seu potencial. Essa redução da tensão ocorreu nos 15 segundos iniciais. Taylor et al. (1990) justificaram a duração do alongamento de 12 a 18 segundos pois o relaxamento sob tensão que ocorre após esse período de tempo parece ser muito menos significativo do que as mudanças que ocorrem durante os 12 a 18 segundos iniciais de alongamento.

Por esse motivo, a correlação encontrada nesse estudo demonstra que pessoas com maior rigidez teriam também maior relaxamento sob tensão. Uma justificativa teórica para esse resultado é o maior torque aplicado aos voluntários com maior rigidez. Chleboun et al. (1997) demonstrou em seu estudo que indivíduos com maior rigidez exibiram maior torque durante o alongamento. Visto que a intensidade do treinamento foi baseado no torque máximo alcançado pelo indivíduo, voluntários com maior rigidez apresentaram maiores valores de torque aplicado durante o treinamento e dessa maneira maior relaxamento sob tensão.

## **5. CONCLUSÃO**

Concluimos no presente estudo que existe uma correlação significativa entre rigidez e relaxamento sob tensão. Futuramente, deve-se verificar se existe uma carga de treinamento ótima baseado na rigidez individualizada.

## REFERÊNCIAS

- ALTER, M. J. ***Ciência da flexibilidade***. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999.
- Aquino C. F., Goncalves G. G., Fonseca S. T., Mancini M. C. Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. **Rev Bras Med Esporte** **2006**; 12: 175–9.
- AYALA, F.; ANDUJAR, P. S. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 2, p. 430-6, Feb 2010.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. **Phys Ther**, v. 74, n. 9, p. 845-50; discussion 850-2, Sep 1994.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Phys Ther**, v. 77, n. 10, p. 1090-6, Oct 1997.
- BLACKBURN, J. T. et al. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clin Biomech**, v. 19, n. 1, p. 36-43, Jan 2004.
- CABIDO, C. E. et al. Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **J Strength Cond Res**, v. 28, n. 4, p. 1050-1057, Sep 25 2014.
- CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003
- CHLEBOUN, G. S. et al. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. **Clin Biomech**, v. 12, n. 6, p. 383-392, Sep 1997.
- COTOFANA, S. et al. Correlation between single-slice muscle anatomical crosssectional area and muscle volume in thigh extensors, flexors and adductors of perimenopausal women. **Eur J Appl Physiol**, v. 110, n. 1, p. 91-7, Sep 2010.

DANTAS, Estélio H. M. *Alongamento e Flexionamento*. 5ª ed. Rio de Janeiro: Shape, 2005.

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

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

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. **J Physiol**, v. 489 ( Pt 2), p. 593602, Dec 1 1995.

HUTTON, R. S. (1993). Neuromuscular basis of stretching exercise. In *Strength and Power in Sports*, ed. KoMI, P. V., pp. 29-38. **Blackwell Scientific Publications**, Oxford.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

PEIXOTO G. H. Efeito de 10 semanas de treinamento e destreinamento da flexibilidade com as técnicas ângulo constante e torque constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais nos músculos posteriores da coxa de adultos jovens. **Tese**. 2014.

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

PEIXOTO, G. H. et al. Comparison of two methods to calculate passive muscle stiffness in human. **Portuguese Journal of Sport Sciences**, v. 11 (Suppl. 2), p. 923926, 2011.

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

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

WEINECK J. Treinamento ideal: instruções técnicas sobre o desempenho fisiológico incluindo considerações específicas de treinamento infantil e juvenil. São Paulo: Manole; 1999.

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

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

## ANEXOS

## ANEXO A – Parecer EPIC 240.813

 <p style="margin: 0;"><b>UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS</b></p>								
<b>PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>								
<b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>								
<b>Título da Pesquisa:</b> EFEITO DE 10 SEMANAS DE TREINAMENTO DA FLEXIBILIDADE								
<b>Pesquisador:</b> Mauro Heier Chagas								
<b>Área Temática:</b>								
<b>Versão:</b> 3								
<b>CAAE:</b> 08093127.0000.5149								
<b>Instituição Proponente:</b> PRO REITORIA DE PESQUISA (UFMG)								
<b>Patrocinador Principal:</b> Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE MINAS GERAIS								
<b>DADOS DO PARECER</b>								
<b>Número do Parecer:</b> 240.813								
<b>Data da Relatoria:</b> 04/04/2013								
<b>Apresentação do Projeto:</b>								
Trata-se de estudo analítico comparativo com 20 indivíduos distribuídos em dois grupos, a saber: Grupo Treinamento e Grupo Controle. Serão realizados os seguintes procedimentos: medidas antropométricas e a aferição da massa do segmento pé-joelho e posicionamento no aparelho flexmachine e todos os ajustes serão registrados para serem utilizados nos treinamentos e nos testes (procedimentos para mensuração das variáveis). Os testes ocorrerão a cada 2 semanas pelo período de 20 semanas, sendo 10 semanas de treinamento e as demais de des treinamento. Além dos testes o grupo treinamento realizará a técnica de alongamento torque constante (TC) em um membro inferior, enquanto o membro inferior contralateral realizará a técnica ângulo constante (AC). Cada voluntário realizará 3 repetições válidas com cada membro inferior, durante as quais as variáveis ADM, Torque, EMG e PSDA serão mensuradas. Em seguida, os voluntários do grupo controle permanecerão posicionados no flexmachine, enquanto o grupo treinamento realizará uma sessão de alongamentos.								
<b>Objetivo da Pesquisa:</b>								
Comparar os efeitos de 10 semanas de treinamento das técnicas de alongamentos com torque constante e ângulo constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais dos músculos posteriores da coxa.								
<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="font-size: small;">Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 607 2º And. 3000</td> <td></td> </tr> <tr> <td style="font-size: small;">Bairro: Unidade Administrativa 3</td> <td style="font-size: small;">CEP: 31.270-901</td> </tr> <tr> <td style="font-size: small;">UF: MG</td> <td style="font-size: small;">Município: BELO HORIZONTE</td> </tr> <tr> <td style="font-size: small;">Telefone: (31) 468-4302</td> <td style="font-size: small;">E-mail: cep@ufmg.br</td> </tr> </table>	Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 607 2º And. 3000		Bairro: Unidade Administrativa 3	CEP: 31.270-901	UF: MG	Município: BELO HORIZONTE	Telefone: (31) 468-4302	E-mail: cep@ufmg.br
Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 607 2º And. 3000								
Bairro: Unidade Administrativa 3	CEP: 31.270-901							
UF: MG	Município: BELO HORIZONTE							
Telefone: (31) 468-4302	E-mail: cep@ufmg.br							

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

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

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

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

Os demais termos obrigatórios estão presentes.

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

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

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

**Recomendações:**

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

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

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

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Aprovado conforme parecer.

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad 81 2003  
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901  
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE  
 Telefone: (31)3409-4362 E-mail: conep@proq.ufmg.br

## ANEXO B – Termo de consentimento

**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

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

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

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

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

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

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

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

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

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

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

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

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

Tel.: 3409-2960/ 8875-1268 (Correio: Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Campos)

COEP - Comitê de Ética em Pesquisa  
Av. Antônio Carlos, 6627 Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 Tel.: 3409-4602  
Campus Pampulha Belo Horizonte, MG – Brasil 31270-901