

**Lucas Siqueira Moraes**

**A ANÁLISE DA PERCEPÇÃO DE DESCONFORTO GERADO DURANTE O  
ALONGAMENTO PASSIVO ESTÁTICO**

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG**

**2015**

**Lucas Siqueira Moraes**

**A ANÁLISE DA PERCEPÇÃO DE DESCONFORTO GERADO DURANTE O  
ALONGAMENTO PASSIVO ESTÁTICO**

Monografia apresentada ao curso de Graduação em Educação Física da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo Henrique Peixoto

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG**

**2015**

## RESUMO

O treinamento de flexibilidade é utilizado para o aumento da amplitude de movimento articular (ADM). No entanto, a amplitude máxima de movimento alcançada durante o alongamento é influenciada pela tolerância do indivíduo a dor. Desta maneira, faz-se necessário o entendimento do comportamento dessa tolerância após treinamento da flexibilidade. O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito do treinamento de flexibilidade sobre a percepção de desconforto gerado durante o alongamento passivo estático. O estudo comparou os efeitos de 2 semanas de treinamento utilizando a técnica de alongamento passiva estática sobre as variáveis amplitude de movimento máxima ( $ADM_{máx}$ ), torque máximo ( $Torque_{máx}$ ) e desconforto ao alongamento. Participaram deste estudo 14 voluntários do sexo masculino com idades entre 17 e 36 anos. Os voluntários realizaram a técnica de alongamento passivo estático, durante 2 semanas. A mensuração das variáveis  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$  foram mensuradas antes e depois do treinamento no aparelho *flexmachine*. Os indivíduos realizaram 6 sessões de treinamento com a frequência de 3 vezes por semana. As sessões de alongamento dos músculos posteriores da coxa consistiram de seis repetições de 30 segundos cada, e intervalo de aproximadamente 10 segundos entre as repetições. Na primeira e última sessão (1ª e 6ª) de treinamento foi aplicada a Escala Visual Analógica (EVA). O teste T pareado verificou aumento significativo entre pré-teste e pós-teste para as variáveis  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ , enquanto a ANOVARM apresentou uma diminuição significativa dos valores médios de EVA. Dessa forma podemos concluir que a carga de treinamento utilizada foi efetiva para um aumento de  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ , assim como para a diminuição da sensação de desconforto ao alongamento durante o treinamento de flexibilidade.

**Palavras-Chave:** Alongamento. EVA. Flexibilidade. Percepção de desconforto

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	5
2. MÉTODO	8
2.1 Delineamento do estudo	8
2.2 Cuidados Éticos	8
2.3 Amostra	8
2.4 Procedimentos	9
2.5 Instrumentação	10
2.6 Protocolo do Teste	15
2.7 Protocolo do Treinamento	15
2.8 Variáveis Estudadas	16
2.9 Análise Estatística	17
3. RESULTADOS	18
3.1 $ADM_{máx}$	18
3.2 $Torque_{máx}$	19
3.3 $ADM_{treino}$	20
3.4 EVA	21
4. DISCUSSÃO	23
5. CONCLUSÃO	28
REFERÊNCIAS	29

### 1 INTRODUÇÃO

O treinamento de flexibilidade para o aumento de amplitude de movimento vem sendo utilizado tanto para indivíduos em fase de reabilitação muscular quanto para atletas que buscam um maior desempenho esportivo (MARSHALL *et al.* 2011). O encurtamento dos músculos isquiossurais é comum em pacientes com dor lombar crônica, assim como o mesmo representa um aumento da probabilidade de lesão em jogadores de futebol (MARSHALL *et al.* 2011). A capacidade flexibilidade está relacionada a variável ADM, no entanto, os procedimentos utilizados para a determinação da ADM máxima são baseados na tolerância do indivíduo ao alongamento. Assim, um maior entendimento sobre a tolerância dos indivíduos durante o alongamento é importante.

Para Weppeler e Magnusson (2010) a Unidade músculo-tendão (UMT) tem uma influência multidimensional quando se trata do aumento de seu comprimento, portanto eles sugerem a avaliação da flexibilidade através da análise mecânica e sensorial. A análise mecânica é avaliada através da mensuração das propriedades viscoelásticas do tecido. Devido a sua propriedade viscoelástica, a medida de comprimento da UMT é dependente da quantidade de força aplicada sobre ela na direção de seu alongamento. Pode-se, dessa forma criar uma curva comprimento-tensão passiva para demonstrar essa relação. Visto que, *in vivo*, a força é aplicada sobre um ponto preso a um eixo de rotação (torque) e que o comprimento muscular é representado pela ADM, a curva comprimento-tensão passiva pode ser representada pela curva torque passivo-ADM. O registro da curva torque passivo-ADM, é de extrema importância para análise das diferentes variáveis biomecânicas relacionadas a UMT como a energia potencial elástica, rigidez, o torque máximo, relaxamento sob tensão e o *CREEP*.

O comportamento da UMT ao ganho agudo de ADM com o alongamento é atribuído as propriedades biomecânicas relaxamento sob tensão e *CREEP*. Sendo a primeira a redução do torque quando uma ADM é mantida constante durante o alongamento e a segunda seria, por exemplo, quando um torque constante é aplicado em uma articulação e a ADM aumenta ao longo do tempo.

Weir, Tingley e Elder (2005) estudaram o efeito de cinco repetições de alongamento passivo estático. Os resultados demonstraram redução significativa do torque nas primeiras quatro repetições de alongamento das cinco realizadas. Pode-se explicar esse fenômeno com a propriedade biomecânica relaxamento sob tensão. Ryan et al. (2010) estudaram o efeito de uma repetição de 30 segundos de alongamento com aplicação de torque constante, utilizando um dinamômetro isocinético. Os resultados mostraram aumento da ADM articular durante o alongamento. Podendo observar o efeito *CREEP* na UMT. Além dos efeitos agudos, para se ter um melhor entendimento das adaptações relacionadas a flexibilidade, é necessário compreender o comportamento da UMT ao ganho crônico de ADM.

Diferentes variáveis são utilizadas para caracterizar as alterações na UMT decorrente do treinamento de flexibilidade. A ADM (BANDY; IRION, 1994; WILLY *et al.*, 2001), o torque passivo (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID; MCNAIR, 2004), a percepção do alongamento (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994) e a rigidez (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; TOFT *et al.*, 1989) foram as variáveis mais investigadas. Ainda que alguns estudos relatem que o aumento da ADM máxima possa ser atribuído a alterações das propriedades biomecânicas da UMT (MCHUGH *et al.*, 1998; MCHUGH *et al.*, 1992) outros sugerem que o aumento na tolerância ao alongamento é o principal responsável (HALBERTSMA *et al.*, 2001; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GOEKEN, 1996; YLINEN *et al.*, 2009).

Alguns autores (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996b) sugerem que o aumento da flexibilidade após um treinamento de curto período é devido a modificações sensoriais e não ao comprimento muscular. Eles verificaram que com o treinamento houve aumento da  $ADM_{máx}$ , porém esse aumento não foi acompanhado por uma redução na rigidez passiva (HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GOEKEN, 1996), sugerindo que o ganho de ADM sofreu maior influência da tolerância ao alongamento do que dos fatores biomecânicos. Magnusson *et al.* (1996b) verificaram que o aumento da ADM não ocorreu por um deslocamento lateral de toda a curva torque passivo. ADM,

mas sim pelo prolongamento de seu ponto final, com um maior torque<sub>máx</sub> e ADM<sub>máx</sub>. Halbertsma *et al.* (1994) discutiram também que o ponto final da curva torque passivo . ADM seria muito subjetivo, visto que esse ponto seria o máximo de dor tolerada pelo indivíduo. Entretanto em alguns estudos a tolerância ao alongamento não foi diretamente mensurada, e sim resultado da interpretação dos resultados das variáveis ADM<sub>máx</sub> e torque passivo máximo (CHAN *et al.* 2001; MAGNUSSON *et al.* 1996a).

As variáveis sensoriais, diferentemente das biomecânicas, não possuem uma maneira de mensurar que seja consensual na literatura (MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011). Halbertsma e Goeken (1994) sugeriram o registro da ADM no momento em que o voluntário percebesse a primeira sensação de alongamento. Esse estudo mostrou que o treinamento de flexibilidade aumentou a tolerância ao alongamento, indicando que o sujeito percebe mais tardiamente a primeira sensação de alongamento (PSDA). Marshall, Cashman e Cheema (2011) e Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001), por sua vez mensuraram a tolerância a partir de escalas, sendo que os primeiros utilizaram a escala visual analógica (EVA) enquanto os segundos utilizaram a escala de Borg. O estudo de Bjorklund *et al.* (2001) verificou uma diminuição da variável tolerância ao alongamento com o treinamento, já o estudo de Marshall *et al.*(2011) a alteração da mesma variável não foi significativa. Havendo assim um desacordo na literatura quanto a resposta desta variável com o treinamento e também quanto a maneira de mensura-la.

Diante disto, o objetivo desse estudo foi verificar o efeito do treinamento de flexibilidade sobre a percepção de desconforto gerado durante o alongamento passivo estático.

## **2 MÉTODO**

### **2.1 Delineamento do estudo**

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

### **2.2 Cuidados Éticos**

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

### **2.3 Amostra**

Participaram deste estudo 11 voluntários do sexo masculino com idades entre 19 e 23 anos, estudantes da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

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



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

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

TABELA 1 . Médias e desvios-padrão (DP) referentes a idade, massa corporal e estatura dos indivíduos (n=11)

Características	Indivíduos
Idade (anos)	21,4 ± 1,7
Massa Corporal (Kg)	70,9 ± 11,0
Estatura (cm)	172,6 ± 5,8

## 2.4 Procedimentos

Durante o estudo, os voluntários foram submetidos a uma sessão de familiarização, duas sessões de teste no aparelho *flexmachine* e 6 sessões de treinamento de flexibilidade..

Na sessão de familiarização os voluntários foram posicionados no aparelho *flexmachine* e todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para serem utilizados nos treinamentos e nos testes (procedimentos para mensuração das variáveis estudadas). Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e foram autorizados a iniciar a familiarização no aparelho *flexmachine*.

A marcação dos horários de coleta foi realizada pelos próprios voluntários após a familiarização, cientes de que todo o procedimento levaria

cerca de uma hora, e que o mesmo horário deveria ser respeitado para o pós-teste. Os testes ocorreram antes e depois de 02 semanas do treinamento.

Para os testes no aparelho *flexmachine*, os voluntários foram posicionados no mesmo e as instruções fornecidas durante a familiarização foram repetidas. Cada voluntário foi submetido à três tentativas válidas de extensão passiva do joelho, durante as quais, as variáveis  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$  foram mensuradas.

Os voluntários realizaram a técnica de alongamento passiva estática durante 2 semanas de treinamento com frequência de três vezes por semanas. A carga de treinamento foi de seis repetições com duração de 30s cada e pausa de aproximadamente 10 s entre as repetições, e intensidade de 75% do  $Torque_{máx}$  mensurado no pré-teste.

Na primeira e última série (1ª e 6ª) de treinamento foi aplicada a EVA. A escala era entregue ao voluntário quando alcançava o torque de treinamento e era respondido imediatamente. Os voluntários preencheram a EVA no início de cada uma das 6 repetições realizadas.

## **2.5 Instrumentação**

### **2.5.1 Aparelho *flexmachine***

#### **Descrição do aparelho**

O aparelho isocinético denominado *flexmachine* (CABIDO *et al.*, 2014; PEIXOTO *et al.*, 2011), desenvolvido pelo laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva da UFMG(CENESP), foi utilizado para a mensuração das variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , de maneira sincronizada, assim como, para o alongamento dos músculos posteriores da coxa durante o treinamento da flexibilidade (FIGURA 1).

O aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Estas cadeiras possuem ajustes de altura, encosto a 95° em relação ao assento e um desnível na região posterior do assento, com a finalidade de minimizar a báscula posterior do quadril. Para minimizar qualquer

movimento compensatório, na pelve e nos membros inferiores, foram utilizadas cintas sobre as espinhas Ilíacas ântero-superiores e no terço distal da coxa.

FIGURA 1 - Aparelho *flexmachine*



Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

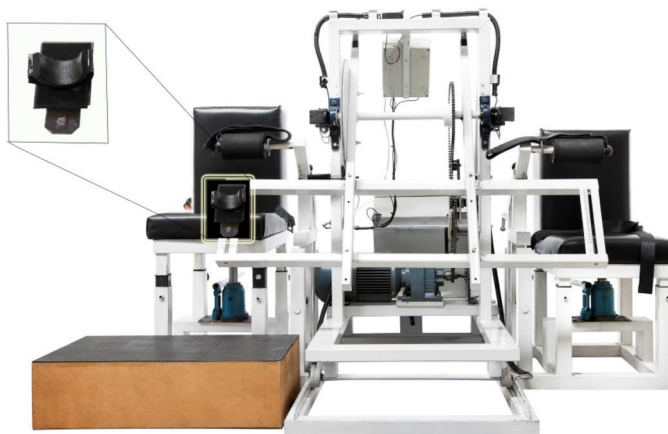
Suportes com ajustes de comprimento fixados às cadeiras possibilitam sustentar o membro inferior testado a 45° de flexão de quadril a partir da posição sentada. De acordo com Magnusson *et al.* (1996a), essa posição do membro inferior examinado permite o alongamento dos músculos flexores do joelho com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

Sobre o braço mecânico está localizada uma plataforma de força cujo posicionamento é ajustável individualmente (FIGURA 2). Esse braço mecânico é movimentado por um motor (SEW eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), cujo acionamento ocorre por meio de um dispositivo manual com dois botões, sendo um para subir e outro para descer. A amplitude de movimento do braço mecânico foi registrada por um potenciômetro localizado no eixo de rotação. Para garantir a segurança dos indivíduos, o ângulo máximo do braço mecânico foi limitado por uma interface homem-máquina (IHM). O valor do ângulo máximo do braço mecânico foi programado para 138°, o que corresponde a 2° de flexão do joelho (utilizando 0° como a extensão 49 completa do joelho). O aparelho *flexmachine* permite um deslocamento horizontal que possibilita o

alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur. Para isso, uma ponteira laser, localizada no eixo do braço mecânico, foi alinhada ao marcador previamente colocado sobre côndilo lateral do fêmur.

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

FIGURA 2 - Plataforma de foros conhecidos



Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

Durante a mensuração um dispositivo manual foi utilizado pelos voluntários. Neste dispositivo existe um botão que era pressionado quando o indivíduo percebia a primeira sensação de alongamento (PSDA) na região posterior da coxa (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994).

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representaram a resistência muscular ao alongamento, a massa do segmento perna-pé foi mensurada para a correção do torque em relação à gravidade. A

correção da gravidade durante o deslocamento angular do *flexmachine* foi realizado subtraindo da força mensurada o resultado da multiplicação entre o seno do ângulo e a massa do segmento perna-pé. As massas do membro direito e esquerdo foram mensuradas posicionando os voluntários em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira, com o quadril e joelho a 90° e a perna apoiada sobre a plataforma de força.

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

#### Posicionamento do Voluntário

Cada voluntário foi posicionado no aparelho *flexmachine* com o terço distal do membro inferior a ser examinado sobre o suporte para a coxa (FIGURA 3). Utilizando um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados para posicionar o quadril a 135° de flexão (45° em relação ao assento). A cadeira e o braço mecânico foram ajustados para alinhar o côndilo lateral do fêmur do membro inferior a ser examinado ao eixo do braço mecânico. A plataforma de força foi posicionada a uma distância de aproximadamente dois centímetros acima do maléolo e o membro inferior a ser examinado foi posicionado sobre ela. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada.

FIGURA 3 - Posicionamento do voluntário

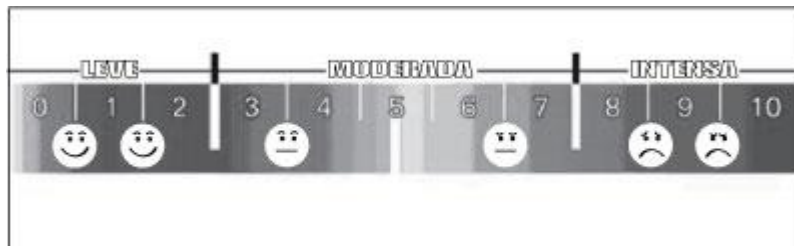


Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP.

### 2.5.2 Escala Visual Analógica (EVA)

A EVA é uma linha horizontal de 10 cm sendo dividida em três intervalos, sendo eles %leve+, %moderada+ e %intensa+ respectivamente da esquerda para a direita. Os participantes foram orientados a desenhar uma linha vertical cortando a linha horizontal no ponto que melhor representava a percepção de dor naquele momento. A pontuação da EVA foi calculada medindo a distância, em centímetros, da extremidade esquerda da linha horizontal até o ponto de marcação do voluntário (MARSHALL *et al.* 2011) (FIGURA 4).

FIGURA 4 . Escala Visual Analógica



Fonte: **Acta ortop. bras.** v.19 n.1 São Paulo 2011

## 2.6 Protocolo de Teste

$ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$  e EVA

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

Padronização para o teste: Foram realizadas três tentativas válidas. Em cada tentativa, o joelho foi estendido passivamente a uma velocidade de  $5^{\circ}/s$  (BLACKBURN *et al.*, 2004; GRILL e HALLETT, 1995), até o alcance da  $ADM_{m\acute{a}x}$ , e, em seguida, retornava a posição inicial. A  $ADM_{m\acute{a}x}$  foi definida como a maior ADM suportada pelo voluntário. O intervalo entre cada tentativa foi de aproximadamente 10s, tempo necessário para ajustar o programa.

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

Variáveis investigadas:  $ADM_{m\acute{a}x}$ ,  $Torque_{m\acute{a}x}$  e EVA.

## 2.7 Protocolo de treinamento

O treinamento da flexibilidade foi realizado três vezes por semana, durante 2 semanas. A técnica de alongamento utilizada foi a passiva estática com a carga de treinamento de seis repetições com duração de 30s (AYALA e ANDUJAR, 2010; YLINEN *et al.*, 2009), com pausa entre as repetições de aproximadamente 10s, totalizando 180s de alongamento por sessão. A contagem dos 30s de alongamento foi iniciada a partir do momento em que o torque determinado para o voluntário era alcançado. Foi solicitado para os voluntários que indicassem na EVA o ponto que representasse a sensação de dor assim que atingisse o torque determinado individualmente. Foi avaliado também durante as sessões de treinamento a medida da ADM alcançada em cada série ( $ADM_{\text{treino}}$ ). Essa  $ADM_{\text{treino}}$  foi avaliada com o intuito de controle do treinamento e verificação de variações mecânicas na UMT.

Como parâmetro de intensidade para os treinamentos foi utilizado o valor de 75% do torque Máximo. Os voluntários alcançavam o torque determinado em cada repetição e o ângulo do braço mecânico permanecia imóvel pelo tempo de 30s (Passivo estático). O torque determinado poderia corresponder a maiores valores de ADM na repetição subsequente. O torque determinado e o torque mensurado eram constantemente visualizados pelo voluntário por meio de um monitor localizado em frente ao mesmo. Procedimento similar ao realizado no estudo de Cabido *et al.* (2014).

## 2.8 Variáveis Estudadas

Variáveis	Descrição
$ADM_{\text{máx}}$ (°)	Maior ângulo de extensão do joelho durante o teste.
Torque <sub>máx</sub> (N.m)	Maior valor de torque registrado durante o teste.
EVA (cm)	Escala Visual Analógica. Percepção de dor do voluntário



assim que atingir o torque determinados

## 2.9 Análise Estatística

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

O teste-t pareado foi realizado para determinar se as médias dos valores obtidos na avaliação inicial e final (pré e pós-teste) apresentaram diferença significativa. Esse teste foi realizado para as variáveis  $ADM_{m\acute{a}x}$  e  $Torque_{m\acute{a}x}$ .

Análise de variância *two way* com medidas repetidas (RMANOVA) foi utilizada para determinar se as médias dos valores obtidos no tempo (pré-teste, pós-teste) e entre as séries, apresentaram diferença significativa. A análise de contrastes (*Post Hoc*) *LSD* foi utilizada para localizar as diferenças encontradas. Essa análise foi realizada para as variáveis  $ADM_{Treino}$  e EVA.

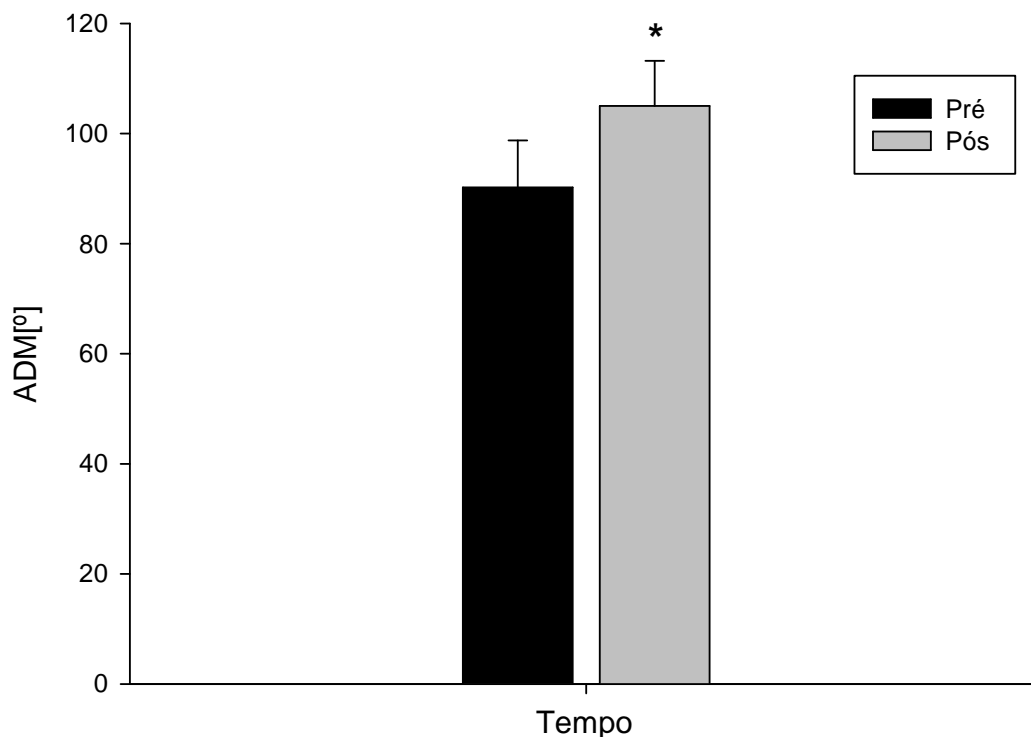
O nível de significância adotado foi de  $p=0,05$  e os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o pacote estatístico Sigmaplot 11.0 (Systat Software Inc, Canada).

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 ADM<sub>máx</sub>

Na análise estatística para o fator tempo (pré-teste e pós-teste), o teste T pareado mostrou que as médias da ADM<sub>máx</sub> no pré-teste ( $90,206 \pm 8,542^\circ$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $105,008 \pm 8,198^\circ$ ), com um nível de significância  $P < 0,001$ . (GRÁFICO 1)

GRÁFICO 1 . Média e desvio padrão da ADM<sub>Máx</sub> nos dois momentos (pré-teste e pós-teste)

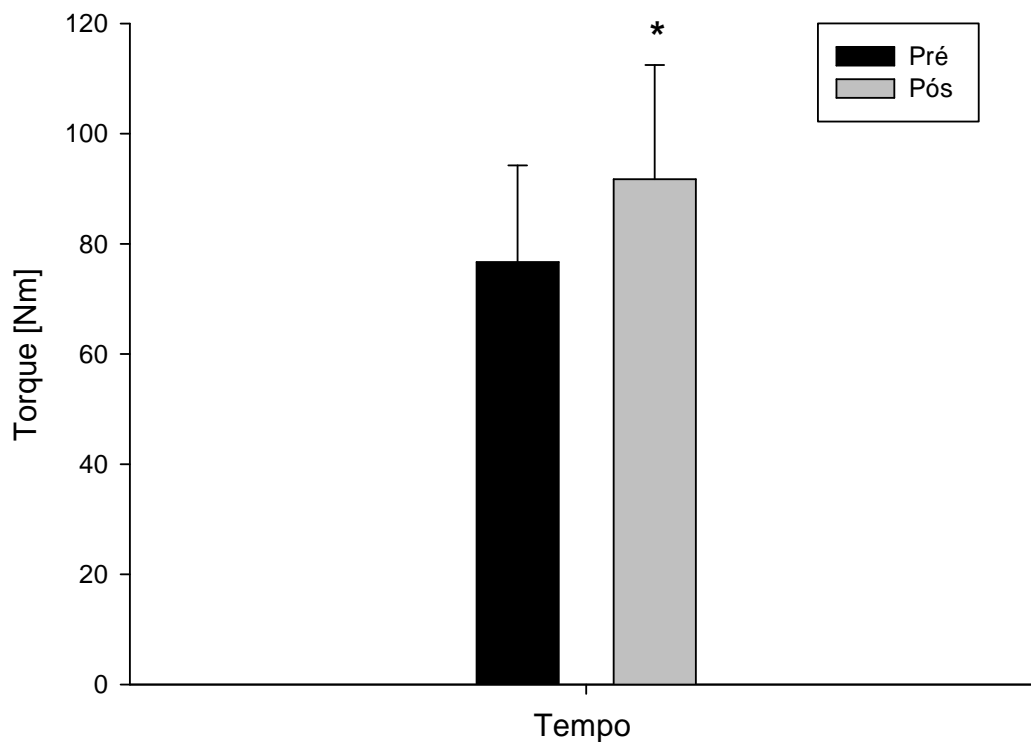


\*Diferença significativa em relação ao pré-teste ( $p < 0,001$ )

### 3.2 Torque<sub>máx</sub>

Na análise estatística para o fator tempo (pré-teste e pós-teste), o teste T pareado mostrou que as médias de Torque<sub>máx</sub> no pré-teste ( $76,707 \pm 17,528\text{Nm}$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $91,726 \pm 20,731\text{Nm}$ ), com um nível de significância  $p = 0,044$ . (GRÁFICO 2)

GRÁFICO 2. Média e desvio padrão do Torque<sub>máx</sub> nos dois momentos (pré-teste e pós-teste)



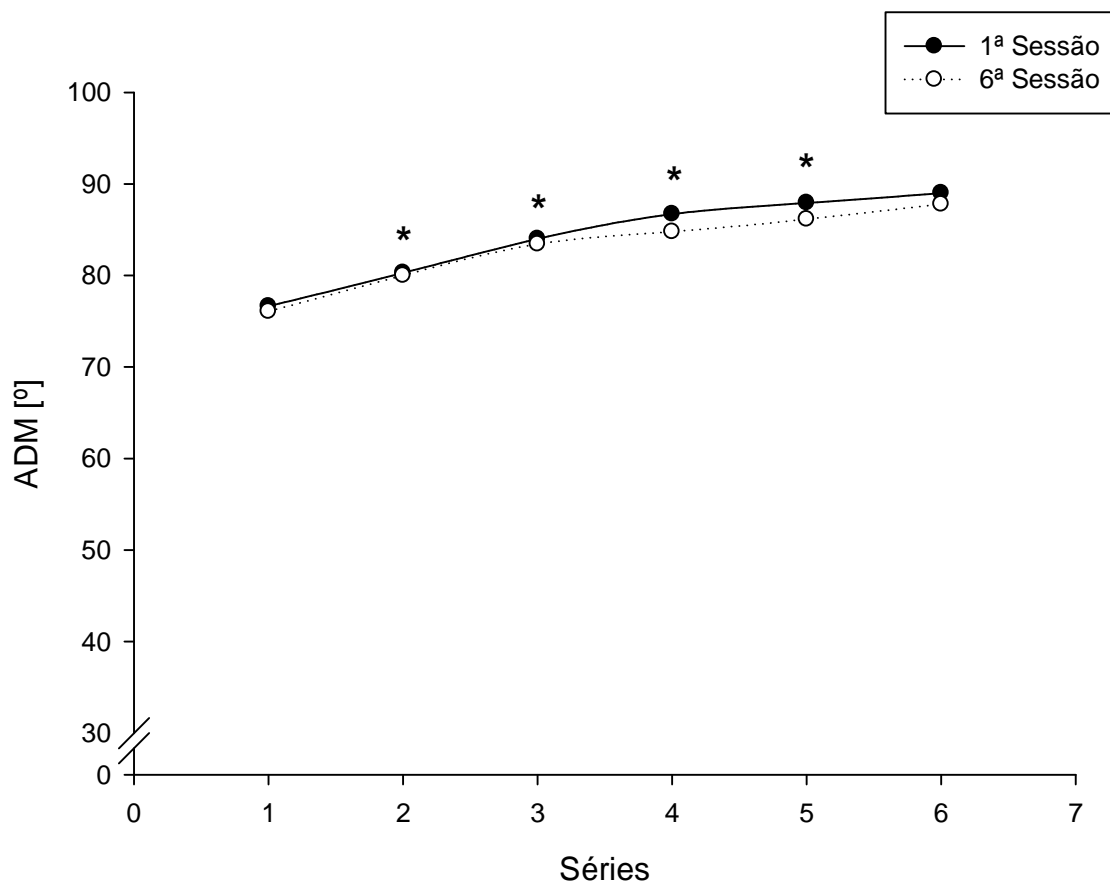
\*Diferença significativa em relação ao pré teste ( $p < 0,001$ )

### 3.3 ADM<sub>Treino</sub>

Na análise estatística, dos valores medios da ADM, para o fator tempo (1ª sessão e 6ª sessão) e fator séries (1, 2, 3, 4, 5 e 6), a ANOVA two way com

medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre a 1ª sessão ( $84,10 \pm 15,405^\circ$ ) e 6ª sessão ( $83,04 \pm 14,247^\circ$ ). Posteriormente, na comparação entre as séries foi identificado que as médias da ADM foram significativamente diferentes dentro de um mesmo fator tempo. Os valores da ADM da serie 2 ( $80,29 \pm 14,542^\circ$ ) foram significativamente maiores se comparados com a serie 1 ( $76,64 \pm 13,972^\circ$ ), Assim como 3 ( $84,00 \pm 15,693^\circ$ ) foram maiores que 2, 4 ( $86,71 \pm 14,458^\circ$ ) maiores que 3 e 5 ( $87,93 \pm 15,125^\circ$ ) maiores que 4. Não houve diferença significativa entre as séries 6 ( $89,00 \pm 14,745$ ) e 5. (GRÁFICO 3)

GRÁFICO 3 . Média da  $ADM_{Treino}$  para os momentos 1ª sessão e 6ª sessão com as seis series realizadas



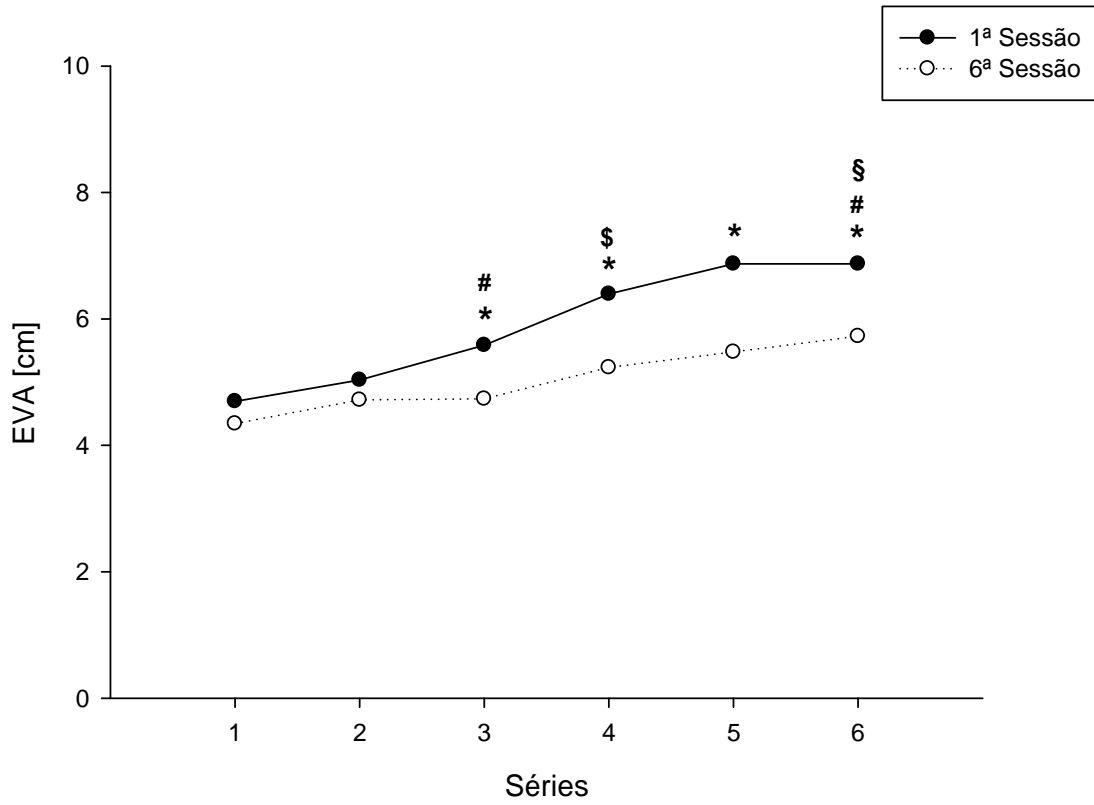
\* Diferença significativa em relação a série anterior

### 3.4 EVA

Na análise estatística para o fator tempo (pré-teste e pós-teste), o teste T pareado mostrou que as médias de EVA no pré-teste ( $5,916 \pm 1,804\text{cm}$ ) foram significativamente menores que no pós-teste ( $5,038 \pm 2,263\text{cm}$ ), com um nível de significância  $p = 0,026$ .

Na análise estatística, dos valores médios da EVA, para o fator tempo (1ª sessão e 6ª sessão) e fator séries (1, 2, 3, 4, 5 e 6), a ANOVA two way com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre a 1ª sessão e 6ª sessão nas series 1 ( $4,694 \pm 2,282\text{cm}$  e  $4,342 \pm 2,252\text{cm}$ ) e 2 ( $5,034 \pm 2,166\text{cm}$  e  $4,717 \pm 2,365\text{cm}$ ), mas mostrou diferença significativa nas series 3 ( $5,583 \pm 1,751\text{cm}$  e  $4,734 \pm 2,143\text{cm}$ ), 4 ( $6,395 \pm 1,748\text{cm}$  e  $5,232 \pm 2,478\text{cm}$ ), 5 ( $6,871 \pm 1,909\text{cm}$  e  $5,476 \pm 2,377\text{cm}$ ) e 6 ( $6,871 \pm 1,807\text{cm}$  e  $5,726 \pm 2,217\text{cm}$ ). O poder estatístico da análise foi 1,00. Posteriormente, na comparação entre as séries foi identificado que as medias da EVA foram significativamente diferentes dentro de um mesmo fator tempo. Os valores da EVA da serie 3 foram significantemente maiores se comparados com a serie 1 ( $p = 0,001$ ). Também houve uma diferença significativa entre a serie 4 e a serie 3 ( $p = 0,009$ ). Com relação a série 6, verificou também que houve diferença significativa da mesma entre as series 4 ( $p = 0,007$ ) e 1 ( $p < 0,001$ ) de forma que os valores de 6 foram maiores que os de 4 e 1. (GRAFICO 4)

GRAFICO 4 . Média da EVA para os momentos 1ª sessão e 6ª sessão com as seis series realizadas



\*Diferença significativa em relação a 6ª sessão

# Diferença significativa em relação a primeira serie

\$ Diferença significativa em relação a terceira serie

§ Diferença significativa em relação a quarta serie

## 4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar o efeito de 6 sessões de treinamento utilizando a técnica de alongamento passivo estático sobre as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$  e sensação de desconforto ao alongamento nos músculos posteriores da coxa. Após as 6 sessões de treinamento, foi verificado aumento significativo nos valores médios das variáveis  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ . Verificou-se também que houve uma diminuição da sensação de dor ao alongamento. Esses resultados confirmam a hipótese desse estudo.

Os resultados do presente estudo mostraram que após 6 sessões de treinamento os indivíduos apresentaram um aumento médio da  $ADM_{máx}$  de 16,4% (14,8°) e do  $Torque_{máx}$  de 19,57% (15,02Nm). Resultados semelhantes foram demonstrados em estudos envolvendo diferentes técnicas e diferentes durações de treinamento (MARSHALL e CASHMAN e CHEEMA, 2011; MAGNUSSON et al., 1996b; LAROCHE e CONNOLLY, 2006). No estudo de Guissard e Duchateau (2004), foi verificado um aumento de 30,8% na  $ADM_{máx}$  da articulação do tornozelo para o mesmo torque aplicado no pré-teste após seis semanas de treinamento da flexibilidade com a frequência de cinco vezes por semanas. O aumento da ADM relatado por Guissard e Duchateau (2004) foi diferente do presente estudo, o que pode ser explicado pelo fato de que esses autores realizaram um treinamento de flexibilidade de 6 semanas, com a frequência de 5 vezes por semana, enquanto no presente estudo o período de treinamento foi de duas semanas, totalizando 6 sessões. A duração do período de treinamento é um fator importante para a magnitude das alterações da flexibilidade, como demonstrado no estudo de Ayala e Andujar (2010). Esses autores encontraram diferenças significantes entre as medidas da  $ADM_{máx}$  realizadas a cada quatro semanas de treinamento da flexibilidade ao longo de um período de 12 semanas.

Corroborando com o presente estudo, Magnusson *et al.* (1996b) verificaram, a partir da curva torque passivo . ADM, um comportamento

diretamente proporcional entre  $ADM_{m\acute{a}x}$  e  $Torque_{m\acute{a}x}$ , sugerindo que, com o treinamento, o indivíduo tem a capacidade de suportar uma maior tensão. Laroche e Connolly (2006) demonstraram que após quatro semanas de treinamento dos flexores do joelho com a técnica de alongamento passivo estático, houve um aumento significativo de 9,5% para a  $ADM_{m\acute{a}x}$  e de 30,1% para o  $Torque_{m\acute{a}x}$ . Pode-se explicar essa relao do  $Torque_{m\acute{a}x}$  com a  $ADM_{m\acute{a}x}$  com as propriedades do tecido muscular. Segundo Gajdosik *et al.* (2006) e Magid e Law (1985), os tecidos biológicos possuem uma propriedade denominada viscoelasticidade. Componentes elásticos, quando submetidos  tensão, se deformam (aumentam o comprimento) imediatamente, e essa deformao  diretamente proporcional  força imposta sobre a estrutura (GAJDOSIK *et al.*, 2006; TAYLOR *et al.*, 1990). Componentes viscosos se deformam continuamente enquanto uma força estiver sendo aplicada (tempo dependente) (MAGNUSSON *et al.*, 1996b) e a velocidade dessa deformao está relacionada  magnitude da força aplicada (GAJDOSIK *et al.*, 2006). Portanto, durante o alongamento de um tecido viscoelástico existe um aumento da resistência ao alongamento com o aumento do comprimento muscular.

Na análise das médias da ADM entre as repetioes, o presente estudo verificou que não houve diferença significativa entre a 1 sessão e 6 sessão. Visto que o torque absoluto utilizado nesse estudo (75% do máximo) foi igual na 1 e 6 sessão e que a ADM alcançada também não se alterou, verificamos um comportamento da curva torque passivo-ADM igual para a 1 e 6 sessão. Uma das variáveis relacionadas as alteraoes na UMT decorrente do treinamento de flexibilidade mais estudada na literatura  a rigidez (MAGNUSSON *et al.*, 1996; TOFT *et al.*, 1989). Um decréscimo na rigidez  demonstrada pela diminuio da inclinao da curva ou de um deslocamento para a direita de toda a curva (GAJDOSIK, 2001; LIEBESMAN *et al.*, 1994). Portanto, podemos inferir que no presente estudo não houve uma reduo significativa da rigidez passiva do músculo já que para mesmos valores absolutos de Torque os indivíduos alcançaram os mesmos valores de ADM na 1 e 6 sessão. Contudo, nos testes de  $ADM_{m\acute{a}x}$  e  $Torque_{m\acute{a}x}$  o presente estudo verificou um aumento significativo nas duas variáveis quando comparado no



pré-teste e pós-teste, sendo necessário uma investigação de outras variáveis relacionada ao treinamento de flexibilidade. Alguns estudos sugerem que o ganho de  $ADM_{m\acute{a}x}$  observados após um treinamento de um período curto (3 a 8 semanas) é devido a alteração da sensação de dor apenas, e não a alterações mecânicas na UMT (MAGNUSSON *et al.*, 1996; HALBERTSMA e GOEKEN, 1994).

Os Resultados do presente estudo mostraram um aumento significativo da percepção de desconforto ao alongamento entre as series de uma mesma sessão. Durante as series do alongamento verificou um aumento dos valores da EVA de 46,37% da primeira para a sexta repetição, sendo esse aumento constante durante todas as repetições. A sensação de desconforto (dor) percebida pelo indivíduo durante o alongamento muscular realizado no treinamento da flexibilidade é decorrente da estimulação dos receptores existentes na unidade musculotendínea, principalmente as terminações nervosas livres. Stacey (1969) verificou a presença de terminações nervosas livres no tecido conectivo e na junção miotendinosa. Diferentes estudos mostraram que as terminações nervosas livres são estimuladas durante o alongamento (HAYES e KINDIG e KAUFMAN, 2005; MENSE e MEYER, 1985; PAINTAL, 1960), em especial, desencadeando uma despolarização das fibras aferentes do tipo III. Dados do estudo de Cleland, Hayward e Rymer (1990) mostram que a frequência de resposta da fibra aferente do Tipo III (mudança no número de potenciais de ação) aumenta com a elevação da força passiva resultante do alongamento do músculo. Esse resultado corrobora com o comportamento verificado durante o exercício de alongamento, em que o indivíduo relata maior sensação de desconforto (dor) próximo a  $ADM_{m\acute{a}x}$  e é nesta condição que um maior valor de torque de resistência também está presente. No presente estudo, se analisarmos o efeito do alongamento ao longo das series podemos observar o efeito da *CREEP*, já que o mesmo torque inicial foi alcançado em cada repetição, maiores valores de ADM são conseguidos nas séries subsequentes. Portanto o aumento dos valores da EVA

ao longo das repetições de uma sessão justifica-se pelo fato de que o indivíduo alcança valores superiores de ADM na série seguinte.

No presente estudo, a sensação de desconforto ao alongamento, mensurado através da EVA, apresentou uma diminuição média significativa de 14,84% após 6 sessões de treinamento. Esse resultado demonstrou que a técnica passivo estática foi eficaz para provocar a diminuição do desconforto do alongamento, mostrando que para valores de ADM e torque maiores os indivíduos sentiram menos dor. Essa redução da sensação de desconforto ao alongamento pode ser explicada pela adaptação da UMT no sentido de distribuir a carga mecânica imposta sobre ela de uma maneira mais heterogênea (PEIXOTO, 2014). O torque passivo resultante do alongamento muscular representa a resistência passiva de diferentes estruturas submetidas à deformação (RIEMANN *et al.*, 2001). Considerando, que o tecido conectivo intramuscular (*i.e.*, perimísio) possa ter um papel importante neste contexto, de acordo com Magnusson *et al.* (1996c), parte desta carga mecânica imposta a UMT será então distribuída nesta estrutura. Desta forma, entendendo que tecidos mais rígidos podem apresentar maiores restrições ao movimento das fibras colágeno, essa restrição ao movimento poderia também comprometer a distribuição desta carga mecânica sobre este tecido e as terminações nervosas livres. Uma distribuição mais heterogênea da carga mecânica resultaria possivelmente em maior tensão em determinadas áreas do tecido (maior pressão) e receptores sensoriais. Uma possível redução do número de *cross-links* (menor restrição ao movimento das fibras colágeno) permitiria que a carga mecânica fosse mais bem distribuída sobre as terminações nervosas livres, fazendo com que uma menor tensão (pressão) fosse exercida sobre esses receptores. Isso poderia resultar em uma redução dos estímulos aferentes provenientes das fibras dos grupos III e IV, diminuindo a sensação de desconforto (dor) durante o alongamento.

De acordo com Marshall, Cashman e Cheema (2011) ainda não existe consenso quanto a uma variável para a medida da tolerância ao alongamento. Por este motivo, uma comparação entre os estudos que investigaram e

verificaram aumento da tolerância ao alongamento é dificultada. Alguns estudos relatam que houve aumento da tolerância ao alongamento devido ao aumento da variável  $ADM_{máx}$ , sem a alteração significativa de variáveis biomecânicas, como rigidez ou energia (FOLPP *et al.*, 2006; BLAW *et al.*, 2009; MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Diferentemente desse procedimento, o estudo de Bjorklund, Hamberg e Crenshaw (2001) mostrou que, após duas semanas de alongamento dos extensores do joelho, a aplicação do mesmo torque de flexão do joelho gerou uma redução significativa do desconforto ao alongamento mensurado por meio de uma escala de categorias (Borg), sem que houvesse alteração da ADM. Desta forma, por meio de diferentes procedimentos, os autores vêm investigando a resposta da tolerância ao alongamento. Marshall, Cashman e Cheema (2011) utilizaram a EVA que foi a mesma escala utilizada no presente estudo, porém não verificaram uma diferença significativa dos valores desta variável durante um treinamento de flexibilidade de 4 semanas, realizado 5 vezes por semana. Essa diferença de resultados pode ser explicada por uma diferença no protocolo utilizado na 1ª e 6ª sessão. O presente estudo analisou a EVA ao longo de seis series do alongamento com uma intensidade fixa relativizada com a máxima de cada indivíduo (75% do Torque<sub>máx</sub>), já o estudo de Marshall *et al.* (2011) analisou a EVA no momento de ADM máxima de cada indivíduo, de forma a encontrar sempre valores máximos da escala EVA.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostram que a carga de treinamento utilizada foi efetiva para um ganho de  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ . Além do mais permitiu observar uma diminuição da sensação de desconforto ao alongamento com o treinamento de flexibilidade.

## REFERÊNCIAS

- 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.
- BJORKLUND, M.; HAMBERG, J.; CRENSHAW, A. G. Sensory adaptation after a 2- week stretching regimen of the rectus femoris muscle. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 9, p. 1245-50, Sep 2001.
- BLACKBURN, J. T. *et al.* Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clin Biomech**, v. 19, n. 1, p. 36-43, Jan 2004.
- 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.
- CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scand J Med Sci Sports**, v. 11, n. 2, p. 81-6, Apr 2001.
- CLELAND, C. L.; HAYWARD, L.; RYMER, W. Z. Neural mechanisms underlying the clasp-knife reflex in the cat. II. Stretch-sensitive muscular-free nerve endings. **J Neurophysiol**, v. 64, n. 4, p. 1319-30, Oct 1990.
- FOLPP, H. *et al.* Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? **Aust J Physiother**, v. 52, n. 1, p. 45- 50, 2006.
- 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. 593- 602, Dec 1 1995.
- GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. **Muscle Nerve**, v. 29, n. 2, p. 248-55, Feb 2004.
- HALBERTSMA, J. P. *et al.* Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 2, p. 232-8, Feb 2001.

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

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

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

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

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

LIEBESMAN, J., CAFARELLI, E. Physiology of range of motion in human joints: a critical review. **Crit Rev Phys Rehabil Med**, n. 6, p.131- 160, 1994.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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