

Beatriz Magalhães Pereira

**COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO
PASSIVO-ESTÁTICO EM INDIVÍDUOS POUCO FLEXÍVEIS E
MUITO FLEXÍVEIS**

Belo Horizonte

2011

Beatriz Magalhães Pereira

**COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO
PASSIVO-ESTÁTICO EM INDIVÍDUOS POUCO FLEXÍVEIS E
MUITO FLEXÍVEIS**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Área de concentração: Biomecânica do Esporte

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

2011

P436c Pereira, Beatriz Magalhães
2011 Comparação do efeito agudo do alongamento passivo-estático em indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis. [manuscrito] / Beatriz Magalhães Pereira – 2011. 68 f., enc.:il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

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

Bibliografia: f. 58-65

1. Exercícios de alongamento - Teses. 2. Eletromiografia - Teses. 3. Articulações - Amplitude de movimento - Teses. 4. Ressonância magnética - Teses. 5. Coxa - Músculos – Teses. I. Chagas, Mauro Heleno. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015.52

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



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



Dissertação intitulada “**Comparação do Efeito do alongamento passivo-estático em indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis**”, de autoria da mestranda **Beatriz Magalhães Pereira**, defendida em 19 de agosto de 2011, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais e submetida à banca examinadora composta pelos professores:

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

Prof. Dr. Hans-Joachim Karl Menzel
Departamento de Esportes
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

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

Belo Horizonte, 19 de agosto de 2011.

Dedico este trabalho aos meus pais, meus primeiros professores.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha mãe Thelma e ao meu pai Paulo a oportunidade de poder realizar meu maior sonho: estudar. Através de seu exemplo como professores e educadores, me apaixonei pela vida acadêmica. É necessária muita dedicação, como a de vocês, para ingressar na carreira docente. Espero dar continuidade a essa história. Obrigada por me apoiarem nessa etapa da minha vida com muito amor.

Agradeço aos meus familiares e amigos que também fizeram parte desta conquista, em especial a minha irmã Cíntia e a querida amiga Flávia.

Em 2002 tive a oportunidade de conhecer um excelente professor que seis anos depois, com imenso prazer, se tornaria meu orientador do mestrado. Ao Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas, agradeço todas as discussões, orientações, aulas, ensinamentos e conselhos ao longo desses anos. Ele sempre foi um exemplo de pessoa, orientador, professor e amigo. Espero continuar a trabalhar por mais seis anos ao seu lado, e muitos anos mais, pois a cada dia aprendo uma nova lição com ele.

Agradeço particularmente ao professor Dr. Hans-Joachim Menzel pela dedicação e confiança que me recebeu no Laboratório de Biomecânica e seu auxílio com importantes contribuições na realização desta pesquisa.

A Prof.^a Sílvia Araújo, modelo de professora que está sempre presente no processo de aprendizagem de seus alunos, obrigada pela ajuda em todos os passos do mestrado. Ela é uma grande amiga e parceira na elaboração de aulas, trabalhos e artigos, é um exemplo de profissional que me espelha em minha vida acadêmica.

A querida amiga Camila Maria Castro Silveira, companheira desde a graduação, agradeço o apoio durante toda essa trajetória até aqui. Companheira de estudos na faculdade, na prova de exame de seleção do mestrado e nas aulas do mestrado. Obrigada por tudo, sem sua ajuda não conseguiria fazer o mestrado.

Ao grande amigo Fabrício Anício de Magalhães, quem mais contribuiu na elaboração e concretização desta pesquisa, agradeço infinitamente por sua ajuda com os problemas que apareceram e as soluções realizadas ao longo desses três anos. Seria muito difícil realizar esta pesquisa sem sua ajuda, obrigada por me

aceitar como sua parceira de mestrado e aguardo a continuação desta parceira no futuro. *Grazie, mio buon amico!*

Aos integrantes do BIOLAB que sempre me ajudaram com muita dedicação, agradeço em especial aqueles que trabalharam para a realização desta pesquisa: Pedro Frederico Valadão, Luciana Pesce, Christian Emmanuel, Renato Chagas, Luiz Maculan e Débora Lucas. E também aos amigos Fabrício Anício de Magalhães e Gustavo Henrique Cançado Peixoto, que contribuíram na escrita desta dissertação.

Aos profissionais da UFMG: Prof. Dr. Antônio Eustáquio Pertence da Escola de Engenharia Mecânica; Márcio da eletrônica; Artur, Osvaldo, Édson, Fernando e Aílton da elétrica; Albeni, Altamiro, Nonato e Daniel da serralheria; César da pintura; Manoel e Romeu da automação; Helvécio do transporte; e ao querido e saudoso amigo Cleres Carvalho da Cruz, agradeço pela contribuição para a reforma do *Flexmachine*.

À clínica ECOAR Medicina Diagnóstica, agradeço pela parceria na realização das ressonâncias magnéticas, em especial à Luciene Mota, Ana Flávia e Clayton, profissionais que se esforçaram na concretização desta parceria.

À Prof.^a Dra. Luci Fuscaldi Teixeira Salmela e ao Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca muito obrigada pela ajuda na elaboração desta pesquisa e por suas importantes contribuições.

Agradeço aos professores do colegiado de pós-graduação em Ciências do Esporte, em especial à Prof.^a Dra. Danusa Dias Soares por seus conselhos e amizade; e aos professores Dr. Mauro Heleno Chagas, Dr. Hans-Joachim Menzel, Dr. Dietmar Samulski, Dr. Herbert Ugrinowitsch e Dr. Nilo Resende Viana Lima por compartilhar seus conhecimentos em sala de aula.

Agradeço aos voluntários que se disponibilizaram a participar desta pesquisa com empenho e boa vontade.

A todos vocês que me ajudaram naquilo que lhes foi possível, muito obrigada!

“A ciência não é, e nunca será, um livro terminado. Todo progresso importante levanta novas questões. Dificuldades novas e mais profundas são reveladas posteriormente a cada desenvolvimento.”

Albert EINSTEIN

RESUMO

O alongamento muscular é uma prática comum no treinamento da flexibilidade e na elaboração dos programas de atividade física, porém existe ainda uma carência considerável sobre os efeitos do alongamento em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. O objetivo deste estudo foi comparar a resposta da rigidez passiva relativizada, a amplitude de movimento determinada pelo sinal eletromiográfico (ADM_{EMG}) e a amplitude de movimento correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento ($PSDA_{ADM}$) entre indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis após aplicação de uma única sessão de alongamento. Dezoito homens e dezoito mulheres, com idade entre 19 e 30 anos, sem histórico de lesões músculo-esquelética nos membros inferiores, coluna e pelve nos últimos seis meses, foram alocados em dois grupos, de acordo com a ADM_{EMG} . Ambos os membros inferiores foram utilizados, totalizando 72 amostras. Indivíduos com valores inferiores a 90° ou superiores a 95° de extensão passiva do joelho no aparelho *Flexmachine* foram alocados no grupo Pouco flexível e no grupo Muito flexível, respectivamente. Ambos os grupos foram submetidos a duas condições: Treinamento (4 séries de 30s de alongamento passivo-estático dos músculos posteriores da coxa direita) e Controle (repouso do membro inferior esquerdo por 4min). Os testes seguiram três etapas: 1ª) familiarização; 2ª) Pré-teste (mensuração da amplitude de movimento máxima de extensão do joelho, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo no *Flexmachine*), realização da condição Treinamento ou Controle, e Pós-teste (medidas similares ao Pré-teste); e 3ª) mensuração da área de secção transversa (AST) dos músculos posteriores da coxa na imagem de ressonância magnética. O estresse passivo foi calculado dividindo os valores do torque passivo pela AST e a rigidez passiva relativizada foi calculada no terceiro terço da curva estresse passivo- ADM_{EMG} . Os resultados demonstraram um $CCI=0,96$ a $0,98$ e $EPM=1,24^\circ$ a $2,20^\circ$ para a ADM_{EMG} ; $CCI=0,95$ a $0,98$ e $EPM=1,97$ a $2,18^\circ$ para a $PSDA_{ADM}$; e $CCI=0,95$ a $0,98$ e $EPM=0,15$ a $0,21$ N.m.cm²/° para rigidez passiva relativizada nos dois grupos; e $CCI=0,98$ e $EPM=0,59$ cm² para a AST. Os resultados deste estudo mostraram que o protocolo de alongamento promoveu um aumento de $7,6^\circ$ e $6,9^\circ$ na ADM_{EMG} e de $9,7^\circ$ e $6,8^\circ$ na $PSDA_{ADM}$ do grupo Muito flexível ($p<0,05$) e Pouco flexível ($p<0,05$),

respectivamente. Porém, não foi encontrada diferença nos valores da rigidez passiva relativizada após o alongamento em ambos os grupos ($p>0,05$). Também não foi encontrada diferença após o alongamento na resposta da ADM_{EMG} , $PSDA_{ADM}$ e rigidez passiva relativizada entre os grupos ($p>0,05$). Os resultados indicaram que o protocolo de alongamento aumentou significativamente a ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ de ambos os grupos, sendo a alteração similar entre os grupos. A rigidez passiva relativizada permaneceu similar após o alongamento em ambos os grupos.

Palavras-chave: Alongamento. Eletromiografia. Flexibilidade. Ressonância magnética. Músculos posteriores da coxa.

ABSTRACT

Stretching exercises is usually employed in flexibility training and physical activity programs. However, there still is a considerable lack of information regarding the effects of stretching in subjects with different levels of flexibility. The aim of the present study was to compare the passive stiffness normalized by the cross sectional area (CSA) of the hamstring muscles, the joint range of motion determined by increased electromyography activity (ROM_{EMG}), and the joint range of motion corresponding to the first sensation of tightness in the posterior thigh muscles similar to that of a static stretch maneuver (FST_{ROM}), between flexible and inflexible subjects. Eighteen men and 18 women (19-30 years) were distributed in two groups according to their ROM_{EMG} . Both lower limbs were analyzed. The subjects with either less than 90° or more than 95° of passive knee extension on the Flexmachine were allocated in the Low flexibility group or High flexibility group, respectively. Both groups were subjected to two conditions: Training (4 sets of 30s of static-passive stretching of the right hamstrings) and Control (rest of the left limb for 4min). The tests followed three stages: 1st) familiarization; 2st) Pre-test (ROM_{EMG} , FST_{ROM} , and torque measured by the Flexmachine); Training or Control conditions; Post-test (same measurements of pre-test); and 3st) CSA of hamstring muscles measured by magnetic resonance. Passive stress was calculated by dividing the passive torque by the CSA. The normalized passive stiffness was calculated in the third portion of the passive stress- ROM_{EMG} curve. The results demonstrated $ICC=0.96-0.98$ and $SEM=1.24^\circ-2.20^\circ$ for the ROM_{EMG} ; $ICC=0.95-0.98$ and $SEM=1.97^\circ-2.18^\circ$ for the FST_{ROM} ; and $ICC=0.95-0.98$ and $SEM=0.15-0.21$ N.m.cm²/° for the normalized passive stiffness in both groups, and $ICC=0.98$ and $SEM=0.59$ cm² for the CSA. The results showed that the stretching protocol promoted increases of 7.6° e 6.9° in the ROM_{EMG} and 9.7° e 6.8° in the FST_{ROM} for the High ($p<0.05$) and Low flexibility groups ($p<0.05$), respectively. However, there were no differences for normalized passive stiffness values after the stretching program in both groups ($p>0.05$). These results indicated that the stretching protocol significantly increased ROM_{EMG} and FST_{ROM} of both groups and the changes were similar between the groups. The normalized passive stiffness remained similar after stretching in both groups.

Keywords: Electromyography. Flexibility. Hamstrings muscle. Magnetic resonance. Stretching.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Curva torque passivo-ângulo	19
FIGURA 2 – Flexmachine	32
FIGURA 3 – Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia	35
FIGURA 4 – Plano de coleta dos dados	38
FIGURA 5 – Mensuração da $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo	40
FIGURA 6 – Imagem de ressonância magnética	41
FIGURA 7 – Média da diferença da rigidez passiva relativizada	46
FIGURA 8 – Média da diferença da ADM_{EMG}	47
FIGURA 9 – Média da diferença da $PSDA_{ADM}$	48

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Confiabilidade da medida das variáveis do estudo	44
TABELA 2	Características da amostra dos Grupos Muito flexível e Pouco flexível.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM - Amplitude de Movimento Articular

ADM_{EMG} - Amplitude de Movimento determinada pelo sinal eletromiográfico

ADM_{MÁX} - Amplitude de Movimento Máxima

ANOVA - Análise de Variância

AST - Área de Secção Transversa Muscular

BIOLAB - Laboratório de Biomecânica

CCI - Coeficiente de Correlação Intraclasse

CENESP - Centro de Excelência Esportiva

CR - Contração - Relaxamento

CRAC - Contração - Relaxamento - Antagonista Contração

CV - Coeficiente de Variação

DP - Desvio Padrão

EEFFTO - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

EMG - Eletromiografia

EPM - Erro Padrão da Medida

FNP - Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

IHM - Interface Homem-Máquina

PSDA_{ADM} - Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção
subjéctiva do desconforto ao alongamento

Reflexo H - Reflexo de *Hoffmann*

RPA - Resistência Passiva ao Alongamento

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

UMT - Unidade Músculo-tendínea

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	Objetivo	28
1.2	Hipóteses da pesquisa	28
1.2.1	Hipótese 1	28
1.2.2	Hipótese 2	28
1.2.3	Hipótese 3	28
2	MÉTODOS	29
2.1	Amostra	29
2.2	Instrumentação	31
2.2.1	Flexmachine	31
2.2.1.1	Descrição do Flexmachine	31
2.2.1.2	Posicionamento dos indivíduos	33
2.2.2	Eletromiografia	34
2.2.3	Medidas antropométricas	36
2.2.4	Imagem de ressonância magnética	36
2.3	Procedimentos	37
2.3.1	Mensuração da $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo	39
2.3.2	Exercício de alongamento	40
2.3.3	Mensuração da AST dos músculos posteriores da coxa	41
2.3.4	Cálculo da rigidez passiva relativizada	42
2.4	Análise estatística	42
3	RESULTADOS	44
3.1	Confiabilidade teste-reteste das medidas	44
3.2	Características da amostra	44
3.3	Rigidez passiva relativizada	46
3.4	Amplitude de movimento determinada pela eletromiografia	47
3.5	Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento	48
4	DISCUSSÃO	49
4.1	Confiabilidade teste-reteste das medidas	49
4.2	Rigidez passiva relativizada	50

4.3	Amplitude de movimento determinada pela eletromiografia	53
4.4	Amplitude de movimento correspondente a primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento	55
5	CONCLUSÕES	57
	REFERÊNCIAS	58
	APÊNDICES	66
	ANEXO	68

1 INTRODUÇÃO

Exercícios de alongamento são comumente utilizados no treinamento da flexibilidade com o objetivo de aumentar a amplitude de movimento articular (ADM) (DECOSTER *et al.*, 2005; MAGNUSSON e RENSTRÖM, 2006); prevenir a ocorrência de lesões (CROSS e WORRELL, 1999; WITVROUW *et al.*, 2004), diminuir a sensação de dor muscular tardia (LaROCHE e CONNOLLY, 2006; McHUGH *et al.*, 1999) e aumentar o desempenho desportivo (GUISARD e DUCHATEAU, 2006; HARDY e JONES, 1986; SHIER, 2004; WORRELL, SMITH e WINEGARDNER, 1994). Contudo, os efeitos da flexibilidade muscular na ocorrência de lesões e no desempenho funcional ainda não foram completamente estabelecidos na literatura (AQUINO *et al.*, 2006; HUNTER, COVENEY e SPRIGGS, 2001; McHUGH *et al.*, 1999; SHIER, 2004).

A capacidade física flexibilidade é frequentemente associada à ADM. Por este motivo, em diversos estudos a flexibilidade é mensurada por meio da ADM, de maneira que uma modificação na ADM, após um treinamento específico, representa uma alteração na flexibilidade (CHAGAS *et al.*, 2008; HALBERTSMA, VAN BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 1997; MAGNUSSON, AAGAARD e NIELSON, 2000; McHUGH *et al.*, 1998). A amplitude de movimento máxima ($ADM_{MÁX}$), que corresponde ao maior valor de ADM registrado durante um procedimento de mensuração, é frequentemente determinada por um critério subjetivo, como por exemplo, o máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo (CHAGAS *et al.*, 2008; HARDY e JONES, 1986; SADY, WORTMAN e BLANKE, 1982).

A $ADM_{MÁX}$ é influenciada por estruturas musculares que promovem resistência ao alongamento de forma ativa e passiva (BLACKBURN *et al.*, 2004a). Mesmo quando um grupo muscular não apresenta atividade contrátil voluntária, como ocorre durante um alongamento passivo, ele pode involuntariamente ser ativado quando se está atingindo seu comprimento máximo, através de ativação reflexa (HALBERTSMA *et al.*, 1999). Por isso, é difícil determinar se houve ou não a participação dos componentes musculares ativos durante o registro da $ADM_{MÁX}$.

Estudos que objetivaram investigar somente o comportamento passivo das propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendínea (UMT) ao alongamento

utilizaram outras formas de determinação da $ADM_{MÁX}$, de maneira a reduzir a influência da atividade contrátil muscular (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; McNAIR *et al.*, 2000). McNair *et al.* (2000) observaram em estudo piloto o aumento da atividade eletromiográfica dos músculos flexores plantares, a partir de 80% da $ADM_{MÁX}$, e utilizaram este valor percentual da $ADM_{MÁX}$ como representativo da ADM máxima, sem a participação significativa dos componentes ativos.

A mensuração da $ADM_{MÁX}$ realizada por meio da observação do aumento da atividade eletromiográfica é um processo muito utilizado nos estudos das propriedades musculares passivas (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; HALBERTSMA *et al.*, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; 1997; 2000). O registro do sinal eletromiográfico é realizado simultaneamente ao da ADM. A ausência de atividade eletromiográfica acima de um valor previamente determinado em relação ao sinal eletromiográfico de repouso (silêncio eletromiográfico) indica que a ADM registrada durante o alongamento não é prioritariamente limitada pela atividade contrátil muscular (HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1997). Dessa forma, a ADM determinada pelo sinal eletromiográfico, denominada ADM_{EMG} , corresponde à ADM máxima, sem a participação significativa de atividade contrátil muscular.

Independente do método utilizado na mensuração da ADM, a medida isolada dessa variável representa apenas a mudança no comprimento do músculo, sem informações adicionais sobre as propriedades passivas da UMT (GAJDOSIK *et al.*, 2005). Ao ser alongado, o músculo gera uma resistência ao alongamento, e a medida isolada da ADM não considera essa resistência passiva oferecida pelos músculos esqueléticos (MAGNUSSON, 1998).

A resposta da UMT ao alongamento pode ser mensurada por meio do registro simultâneo das variáveis ADM e da resistência passiva ao alongamento (RPA). A RPA geralmente é obtida através da mensuração do torque passivo produzido durante o alongamento da UMT (MAGNUSSON *et al.*, 1997; 2000). A mensuração da ADM e do torque passivo em conjunto permite calcular outra importante variável da função muscular, a rigidez muscular (BLACKBURN *et al.*, 2004a; MAGNUSSON *et al.*, 1995; 1996a; 1996b).

A rigidez muscular é uma estimativa da resistência que a UMT oferece, em resposta à mudança no seu comprimento, e é classificada como rigidez ativa ou rigidez passiva, de acordo com o nível de atividade eletromiográfica presente

durante sua mensuração (BLACKBURN *et al.*, 2004a; GAJDOSIK, 2001; HUNTER e SPRIGGS, 2000). A rigidez passiva representa a alteração da tensão no músculo, em relação à alteração do seu comprimento, quando este é alongado sem a presença significativa de atividade contrátil muscular (BLACKBURN *et al.*, 2004a; GAJDOSIK, 2001; McHUGH *et al.*, 1999). O registro do sinal eletromiográfico basal é utilizado no cálculo da rigidez passiva, para garantir a não interferência do componente contrátil ativo durante a mensuração do torque passivo e da ADM máxima, permitindo dessa forma mensurar somente a contribuição dos componentes passivos na resistência ao alongamento (BLACKBURN *et al.*, 2004).

A rigidez passiva é calculada através da inclinação da curva torque passivo-ângulo (FIG. 1) (MAGNUSSON *et al.*, 2000), que representa uma variação do torque passivo (Nm) dividido pela variação da ADM (rad ou °) (BLACKBURN *et al.*, 2004a; HALBERSTMA e GÖEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996c).

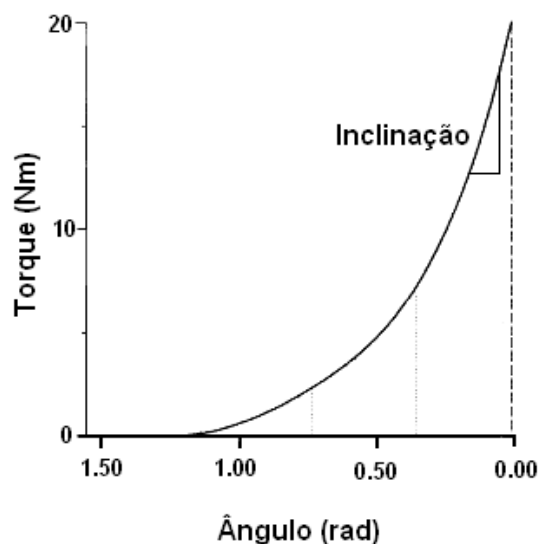


FIGURA 1 - Curva torque passivo-ângulo. A inclinação representa a rigidez passiva (Nm/rad).

Fonte: Modificado de MAGNUSSON, 1998; p. 66.

O cálculo da rigidez passiva através da inclinação da curva torque passivo-ângulo é uma das principais maneiras de representar essa variável (NORDEZ, CORNU e McNAIR, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 2000). Neste procedimento, a curva é dividida em três porções: primeiro terço, segundo terço e terceiro terço

(MAGALHÃES, 2010; MAGNUSSON, 1998; MAGNUSSON *et al.*, 1996b). O terceiro terço da curva torque passivo-ângulo é o mais utilizado no cálculo da rigidez, pois apresenta um menor coeficiente de variação (CV) (CV = 5,8 a 14,5%) em relação ao primeiro terço (CV=20,0 a 28,0%) (MAGNUSSON, 1998).

Alguns estudos mensuraram a rigidez passiva em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade (MAGALHÃES, 2010; MAGNUSSON *et al.*, 1997; 2000). Magnusson *et al.* (1997) compararam os valores de rigidez passiva entre indivíduos com flexibilidade “normal” e indivíduos pouco flexíveis e verificaram que, para uma mesma ADM, os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maiores valores de rigidez passiva. Já Magnusson *et al.* (2000) e Magalhães (2010) compararam os valores de rigidez passiva relativizada pela área de secção transversa muscular (AST) de indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis. Em ambos os estudos, os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maiores valores de rigidez passiva relativizada pela AST que os muito flexíveis, para uma mesma ADM.

A AST é um importante fator que influencia a mensuração da rigidez passiva (McHUGH *et al.*, 1992). Em estudos em que se investigou o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) da rigidez passiva com outras variáveis, foi verificado que a rigidez passiva se correlacionou significativamente com o volume muscular ($R^2 = 0.84$) (CHLEBOUN *et al.*, 1997), com a massa corporal (CCI = 0.43) e com a espessura muscular (CCI = 0.46) (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001).

Devido à sua maior massa muscular, os homens geralmente apresentam maiores valores de rigidez passiva do que as mulheres (BLACKBURN *et al.*, 2004b; GAJDOSIK, GIULIANI e BOHANNON, 1990). Contudo, quando os valores da rigidez passiva de homens e mulheres foram relativizados pela massa corporal total (GAJDOSIK, GIULIANI e BOHANNON, 1990) ou pela massa muscular (BLACKBURN *et al.*, 2004b), não foram encontradas diferenças significativas entre os sexos.

A rigidez passiva relativizada pela AST, ou simplesmente rigidez passiva relativizada, representa a rigidez de uma unidade de área muscular, ao invés da rigidez passiva absoluta total (MAGALHÃES, 2010). Como a utilização da rigidez passiva absoluta pode influenciar os resultados em pesquisas, a rigidez passiva relativizada é uma importante variável a ser considerada na investigação dos efeitos do alongamento sobre a rigidez passiva, em indivíduos com diferentes massas corporais.

Alguns estudos (MAGALHÃES, 2010; MAGNUSSON *et al.*, 1997; 2000) relativizaram o torque passivo pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa, para a mensuração da rigidez passiva relativizada, contudo, os efeitos agudos do alongamento muscular sobre a rigidez passiva relativizada ainda não foram investigados.

De maneira semelhante, os estudos que avaliaram os efeitos agudos do alongamento muscular sobre a rigidez passiva não levaram em conta a sua relativização (BERGAMINI, 2008; HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996b; 1998; McHUGH *et al.*, 1992). A investigação da rigidez passiva relativizada, juntamente com outras variáveis, tais como ADM_{EMG} , poderá possibilitar informações adicionais sobre os efeitos agudos do alongamento nas propriedades passivas da UMT.

Diferentes técnicas de alongamento são utilizadas com objetivo de aumentar a ADM, dentre elas as técnicas dinâmicas, baseadas em mecanismos de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) e estáticas. Vários estudos investigaram a efetividade aguda (DECOSTER *et al.*, 2005; HARDY e JONES, 1986) e crônica (BANDY, IRION e BRIGGLER, 1998; MAHIEU *et al.*, 2007) das diferentes técnicas de alongamento no aumento da ADM, e os resultados indicam que todas elas podem alterar a ADM.

A técnica de alongamento passiva-estática, porém, foi apontada por diversos autores como a de maior controle de execução, devido a sua simplicidade de execução, gerando riscos mínimos para o indivíduo, sendo, portanto a mais difundida no meio esportivo e na reabilitação (MALLIAROPOULOS *et al.*, 2004, THACKER *et al.*, 2004; WORRELL, SMITH e WINEGARDNER, 1994). Concomitantemente a escolha da técnica de alongamento, também se faz necessário considerar as características da carga de treinamento a ser executada.

Em relação à carga de treinamento dos exercícios de alongamento, estudos demonstraram que quatro repetições de alongamento foram capazes de aumentar temporariamente a ADM (McNAIR *et al.*, 2000; ZAKAS *et al.*, 2005), sendo que a partir da quinta repetição não foi verificado aumento significativo. Dentre os estudos que utilizaram exercícios de alongamento com o objetivo de aumentar a ADM, não há um consenso na literatura sobre a duração ótima do estímulo de alongamento, sendo observado aumento agudo significativo da ADM, após a aplicação em

diferentes durações, como 15 segundos (McHUGH *et al.*, 1992), 30 segundos (ZAKAS, 2005) e 60 segundos (ZAKAS *et al.*, 2005).

Outro importante componente a ser considerado na configuração do estímulo de alongamento, e ainda pouco investigado, é a intensidade do estímulo. Estudos indicaram que a intensidade de estímulo de alongamento é fundamental para a alteração da ADM (BERGAMINI, 2008; CHAGAS *et al.*, 2008; SULLIVAN, DEJULIA e WORRELL, 1992). Bergamini (2008) comparou o efeito do alongamento passivo-estático em duas diferentes intensidades de alongamento (65% e 95% da ADM máxima) na ADM máxima. Neste estudo, foi observado um aumento significativo da ADM máxima para as duas intensidades pós-alongamento, demonstrando que intensidades submáximas são suficientes para provocar uma alteração aguda na ADM máxima.

A efetividade de um determinado protocolo de alongamento em promover ganhos agudos na ADM pode estar relacionada com alterações neurais (GUISSARD e DUCHATEAU, 2006), alterações nas propriedades viscoelásticas da UMT (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; McHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990) e aumento na tolerância ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998). Contudo, o entendimento detalhado sobre como esses mecanismos influenciam o aumento na ADM, após um protocolo de alongamento, ainda não está claro na literatura.

O aumento na tensão muscular de forma reflexa é um dos fatores que pode limitar a ADM máxima atingida durante o alongamento (MOORE e HUTTON, 1980). Um aumento brusco no comprimento da UMT, como ocorre no alongamento balístico, é registrado pelos fusos musculares que transmitem esse estímulo pelas vias aferentes Ia, por meio de uma resposta geralmente monossináptica, ocorrendo uma sinapse excitatória com os motoneurônios alfa (α) (BLACKBURN *et al.*, 2008; ENOKA, 2008). Essa ativação produz uma resposta de contração muscular que aumenta a resistência da UMT ao alongamento, que pode dificultar o alcance da ADM máxima. Este processo é denominado reflexo de alongamento (BLACKBURN *et al.*, 2008).

Desta forma, o nível de excitabilidade dos motoneurônios α pode indicar um maior ou menor potencial de resistência a deformação da UMT. O reflexo de *Hoffmann* (reflexo H) é utilizado com o objetivo de mensurar a redução da excitabilidade do conjunto (*pool*) dos motoneurônios α durante e após o

alongamento (AVELA, KYRÖLÄINEN e KOMI, 1999; GUISSARD e DUCHATEAU, 2004; GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988; 2001;).

Vários estudos reportaram uma depressão da excitabilidade do conjunto dos motoneurônios α durante o alongamento muscular em seres humanos (AVELA, KYRÖLÄINEN e KOMI, 1999; ETNYRE e ABRAHAN, 1986; GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988; VUJNOVICH e DAWSON, 1994). A inibição dos motoneurônios α pode ser resultante de mecanismos pré e pós-sinápticos, tais como inibição pré-sináptica nas vias aferentes Ia e redução da excitabilidade dos motoneurônios α por meio das vias aferentes Ib (GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 2001; GUISSARD e DUCHATEAU, 2004).

A redução da excitabilidade dos motoneurônios α representa uma menor resistência ao alongamento. Dessa forma, seria mais fácil aumentar o comprimento da UMT durante o alongamento, permitindo ao indivíduo alcançar uma maior ADM (AVELA, KYRÖLÄINEN e KOMI, 1999; GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988; GUISSARD e DUCHATEAU, 2006). Guissard, Duchateau e Hainaut (1988) verificaram uma redução do reflexo H durante o alongamento passivo-estático do músculo sóleo por 30 segundos. Os autores também reportaram que a magnitude do estímulo de alongamento influenciou o nível de redução na excitabilidade do reflexo, de forma que alongamentos de maior intensidade promoveram maior redução na excitabilidade dos motoneurônios α .

No entanto, a redução no reflexo H é observada apenas durante o alongamento, e após a aplicação do mesmo, o reflexo retorna a seus valores de repouso, não sendo possível justificar o ganho na ADM após o alongamento somente pelas alterações neurais (GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988). Não há estudos que comprovem a participação das alterações neurais no ganho da ADM após o alongamento muscular, e sua participação durante o alongamento no ganho de ADM também é controversa.

Moore e Hutton (1980) compararam as técnicas de alongamento passiva-estática, contração-relaxamento (CR), contração-relaxamento-antagonista contração (CRAC) e verificaram que a técnica CRAC gerou maior ganho de ADM e apresentou maior atividade eletromiográfica durante o alongamento. Mitchell *et al.* (2009) também verificaram um aumento da atividade eletromiográfica durante a aplicação das técnicas de alongamento CR e CRAC, assim como a não participação de mecanismos inibitórios (inibição recíproca e autogênica) durante a execução dessa

técnicas. Dessa forma, é possível que a redução da excitabilidade dos motoneurônios α durante o alongamento passivo-estático não seja o mecanismo responsável pelo ganho da ADM.

Segundo Guissard e Duchateau (2006), os exercícios de alongamento provocam alterações agudas, tanto na excitabilidade do conjunto dos motoneurônios α quanto nas propriedades viscoelásticas da UMT, de maneira que a influência desses dois fatores sobre a resistência passiva da musculatura é responsável pelo aumento da ADM, verificado após aplicação do alongamento. A relação entre os ganhos agudos da ADM máxima e alterações nas propriedades viscoelásticas da UMT foi demonstrada em estudos realizados com animais (TAYLOR *et al.*, 1990; TAYLOR, BROOKS e RYAN, 1997) e humanos (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; McHUGH *et al.*, 1992).

A resposta mecânica da UMT ao alongamento é determinada por suas propriedades viscoelásticas, representadas pela associação da propriedade elástica, dependente da força aplicada para provocar o alongamento e da propriedade viscosa, que depende do tempo e da velocidade com que essa força é aplicada (GAJDOSIK, 2001; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002). Devido ao seu comportamento viscoelástico, quando a UMT é alongada e mantida em um comprimento constante por um período de tempo específico, como no alongamento passivo-estático, a força de resistência ao alongamento gradualmente declina (McHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990). Essa propriedade mecânica, denominada relaxamento sob tensão (*stress relaxation*), demonstra que a UMT é adaptável, reduzindo sua força de resistência ao alongamento, o que possibilita um aumento do seu comprimento quando um novo alongamento é realizado (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; McHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990).

Vários estudos verificaram a alteração no comportamento viscoelástico da UMT, após a aplicação de exercícios de alongamento (BERGAMINI, 2008; GAJDOSIK *et al.*, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1997; McHUGH *et al.*, 1992; McNAIR *et al.*, 2000). McHugh *et al.* (1992) observaram a presença do relaxamento sob tensão, após a aplicação do alongamento passivo-estático nos músculos posteriores da coxa, por 45 segundos.

Ao comparar indivíduos pouco flexíveis e com flexibilidade “normal”, Magnusson *et al.* (1997) verificaram que a resposta viscoelástica de relaxamento sob tensão, após o alongamento dos músculos posteriores da coxa, foi similar para os dois

grupos, sugerindo que ambos se beneficiaram com o alongamento muscular. Bergamini (2008) relatou uma diminuição significativa no torque passivo de resistência ao alongamento, após a aplicação de quatro séries de alongamento passivo-estático dos músculos posteriores da coxa, com diferentes durações (30s e 60s) e intensidades de estímulo (65% e 95% da ADM máxima), demonstrando como o alongamento altera as propriedades da UMT, aumentando a ADM.

Entretanto, foi verificado em outros estudos (HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; HALBERTSMA *et al.*, 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1998) um aumento da ADM máxima sem alteração nas propriedades viscoelásticas da UMT. Uma vez que o comportamento viscoelástico da UMT não foi modificado, e a ADM máxima foi mensurada pela sensação subjetiva do indivíduo, Halbertsma, Bolhuis e Göeken (1996) sugeriram que o aumento no comprimento muscular pode ocorrer em consequência de outro mecanismo, a alteração na tolerância do indivíduo ao alongamento.

Alguns estudos utilizaram a sensação subjetiva do indivíduo, como por exemplo, a percepção de desconforto ou de tensão dolorosa na musculatura durante o alongamento, como forma de mensurar alterações na tolerância ao alongamento (HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994; HALBERTSMA *et al.*, 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; PEIXOTO, 2007). De acordo com Halbertsma e Göeken (1994), a primeira sensação de tensão na musculatura durante o alongamento pode ser registrada em função da ADM. À medida que a articulação é movimentada até a ADM máxima, o ângulo em que é percebida a primeira percepção de desconforto ao alongamento pode ser sinalizado e registrado individualmente. Essa variável é entendida como o valor da ADM correspondente a primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento e é denominada $PSDA_{ADM}$.

A $PSDA_{ADM}$ é utilizada como um indicativo da capacidade de tolerância do indivíduo à tensão produzida pelo alongamento da UMT. Um aumento na $PSDA_{ADM}$, após a aplicação de um protocolo de alongamento, indica aumento na tolerância do indivíduo ao alongamento (BERGAMINI, 2008; HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; HALBERTSMA *et al.*, 1999; PEIXOTO, 2007).

Outra variável utilizada na mensuração das alterações na tolerância ao alongamento é o torque passivo máximo tolerado pelo indivíduo. Ele representa a resistência máxima suportada pelo indivíduo ao alongamento, sem gerar resposta neural, ou seja, sem um aumento significativo da atividade eletromiográfica de

repouso (GAJDOSIK, 2001; HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996c; 2000). No estudo de Halbertsma, Bolhuis e Göeken (1996), foi verificado aumento na ADM máxima, $PSDA_{ADM}$ e torque passivo máximo tolerado, sem alteração das propriedades viscoelásticas da UMT, indicando alteração na tolerância ao alongamento, ou seja, os indivíduos apresentaram maior tolerância à força passiva aplicada na UMT.

O mecanismo responsável pela alteração na tolerância do indivíduo ao alongamento não está bem descrito na literatura. A participação de estruturas, como as terminações nervosas nociceptivas nas articulações e músculos, pode ser um aspecto importante no entendimento desse mecanismo. Durante um exercício de alongamento, estas estruturas podem ser estimuladas e ter suas sensibilidades alteradas. Dessa forma, a percepção da carga mecânica aplicada sobre elas também é alterada, permitindo que o indivíduo atinja uma maior ADM após o alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1996c). A importância, porém, da aferência dos receptores cutâneos e articulares na modulação da tolerância do indivíduo ao alongamento ainda não é completamente compreendida (MAGNUSSON *et al.*, 1996c; WEPPLER e MAGNUSSON, 2010).

A tolerância do indivíduo ao alongamento influencia sua $ADM_{MÁX}$, que representa o nível de flexibilidade do indivíduo (MAGNUSSON *et al.*, 2000). Indivíduos pouco flexíveis apresentam menores valores de $ADM_{MÁX}$ e torque passivo máximo que indivíduos com flexibilidade “normal”, demonstrando menor tolerância ao alongamento. Ou seja, os indivíduos pouco flexíveis percebem o desconforto na musculatura durante o alongamento em valores de ADM e torque passivo menores que indivíduos com flexibilidade “normal” (MAGNUSSON *et al.*, 1997). Dessa forma, o alongamento muscular pode influenciar a tolerância do indivíduo ao alongamento e modificar seu nível de flexibilidade.

A $PSDA_{ADM}$ é uma importante variável na investigação do efeito do alongamento muscular sobre a tolerância do indivíduo ao alongamento, no entanto, não foram realizados estudos experimentais, comparando a resposta da $PSDA_{ADM}$ após o alongamento muscular, em indivíduos pouco e muito flexíveis. A realização de estudos que investiguem os efeitos agudos relacionados ao alongamento da UMT em indivíduos pouco flexíveis e indivíduos muito flexíveis poderá fornecer informações que auxiliarão na prescrição dos exercícios de alongamento e nas

estratégias de treinamento da flexibilidade para indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade.

1.1 Objetivo

O objetivo deste estudo foi comparar a resposta da rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis, após aplicação de uma única sessão de alongamento.

1.2 Hipóteses da pesquisa

1.2.1 Hipótese 1

O protocolo de exercício de alongamento provocará uma redução estatisticamente significativa na resposta da rigidez passiva relativizada nos indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

1.2.2 Hipótese 2

O protocolo de exercício de alongamento provocará um aumento estatisticamente significativo na resposta da ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ nos indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

1.2.3 Hipótese 3

O protocolo de exercício de alongamento não provocará alterações significativamente distintas na resposta da rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

2 MÉTODOS

2.1 Amostra

A amostra de conveniência foi composta por 18 homens e 18 mulheres, recrutados por meio de avisos afixados nos murais da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e por contatos pessoais.

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado utilizando a equação $x \pm t.s/\sqrt{n}$, em que x é a média; t é o valor tabelado para a sua distribuição segundo os graus de liberdade do erro e a probabilidade do erro tipo I; s é o desvio padrão; e n é número de indivíduos por grupo experimental (SAMPAIO, 2007).

Com base em dados de uma pesquisa prévia com 33 voluntários (MAGALHÃES *et al.*, 2007), a média \pm desvio padrão da variável rigidez passiva no terceiro terço da curva torque passivo-ADM foi $0,9 \pm 0,4\text{N.m/}^\circ$; e o valor de t foi 1,96, para a probabilidade do erro tipo I igual a 0,05 (SAMPAIO, 2007), totalizando um n de 17 amostras por grupo. Devido à possibilidade de desistência ou exclusão de alguns indivíduos, optou-se por utilizar um n de 18 amostras por grupo experimental, 18 indivíduos muito flexíveis (nove homens e nove mulheres) e 18 indivíduos pouco flexíveis (nove homens e nove mulheres).

Os critérios de inclusão dos indivíduos foram: a) estarem livres de qualquer tipo de patologias que comprometessem a realização dos testes propostos; e b) apresentarem amplitude de extensão do joelho na faixa de 50° a 90° ou de 95° a 135° no aparelho *Flexmachine*. Os indivíduos que apresentaram uma ADM média de extensão do joelho entre 50° e 90° foram classificados de acordo com o nível de flexibilidade como pouco flexível (grupo Pouco flexível) e aqueles com ADM média de extensão do joelho entre 95° e 135° foram classificados como muito flexível (grupo Muito flexível).

Considerando que a amplitude de extensão do joelho direito é independente da amplitude de extensão do joelho esquerdo no *Flexmachine*, cada membro inferior

foi considerado como uma unidade experimental e foi submetido a uma condição diferente (Treinamento ou Controle).

Os critérios de exclusão dos indivíduos foram: a) por livre e espontânea vontade do voluntário; b) ter praticado exercícios de alongamento e/ou fortalecimento muscular durante o período de coleta de dados; c) não ter comparecido aos locais de coleta no dia e hora programados; d) algum tipo de enfermidade e/ou patologia que comprometesse a coleta de dados; e e) apresentar uma amplitude média de extensão do joelho no *Flexmachine* na faixa entre 90° e 95°.

Dos 67 indivíduos que se voluntariaram, foram excluídos 26, que apresentaram ADM de extensão do joelho entre 90° e 95°, três, que alcançaram valores de ADM de extensão do joelho próximos a 90° e duas, que apresentaram ADM de extensão do joelho com valores próximos a 95°, restando 36 indivíduos. Dentre os indivíduos pouco flexíveis, um (5,5%) treinava e 17 (94,5%) não treinavam flexibilidade periodicamente; enquanto nos indivíduos muito flexíveis, seis (33,3%) treinavam e 12 (66,7%) não treinavam flexibilidade periodicamente.

Todos os indivíduos receberam informações quanto aos objetivos e ao processo metodológico desta pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A), concordando em participar do estudo. Eles ainda foram informados de que poderiam abandonar a pesquisa a qualquer momento, sem a necessidade de justificativa.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG, parecer número ETIC 246/08 (ANEXO A). Os experimentos foram realizados no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP), localizado na EEFFTO da UFMG, e na Clínica ECOAR Medicina Diagnóstica, unidade Santo Antônio em Belo Horizonte.

2.2 Instrumentação

2.2.1 *Flexmachine*

2.2.1.1 *Descrição do Flexmachine*

O aparelho isocinético denominado *Flexmachine* (MAGALHÃES *et al.*, 2007; MOREIRA JÚNIOR *et al.*, 2007; PEIXOTO *et al.*, 2007; PEREIRA *et al.*, 2010;), desenvolvido no BIOLAB da UFMG, foi utilizado para investigar o efeito do alongamento nos músculos posteriores da coxa por meio da mensuração do torque máximo, ADM_{MAX} de extensão passiva do joelho e $PSDA_{ADM}$.

Esse aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Cada cadeira possui um ajuste vertical, um encosto com inclinação de 95° e um assento com desnível de aproximadamente 3cm em sua região posterior em relação à anterior, para minimizar a retroversão pélvica. Com o objetivo de reduzir possíveis movimentos compensatórios na pelve e nos membros inferiores, o terço distal da coxa do membro inferior testado e as espinhas ilíacas anterossuperiores foram fixados com cintas de velcro. Adaptado às cadeiras, há um suporte com ajuste horizontal, que permite sustentar o membro inferior testado à 45° de flexão de quadril em relação ao solo (FIG. 2A e FIG. 2B). De acordo com Magnusson *et al.* (1996b), esse posicionamento permite o alongamento dos músculos flexores do joelho, sem a participação de estruturas anatômicas que limitem a extensão do joelho, como a cápsula articular posterior.

O braço mecânico é movimentado por um motor de indução (SEW Eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), cujo acionamento é realizado por dois botões em controle remoto: um para elevá-lo e outro para abaixá-lo. A amplitude de movimento do braço mecânico foi registrada por um potenciômetro localizado em seu eixo de rotação. Para garantir a segurança dos indivíduos, o ângulo máximo do braço mecânico foi controlado por uma interface homem-máquina (IHM), que o restringe a valores configurados previamente (FIG. 2C). O valor do ângulo máximo do braço mecânico foi programado para 140° em relação a vertical.

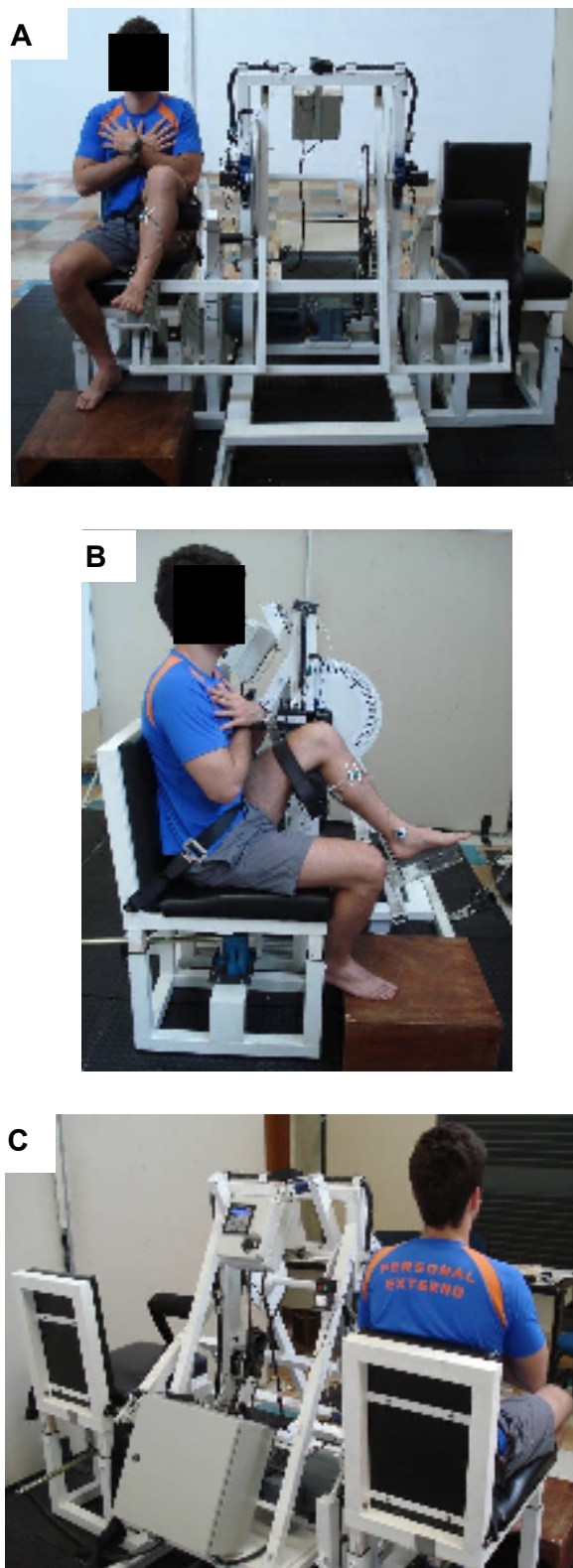


FIGURA 2 - *Flexmachine*. A) vista anterior; B) vista lateral; e C) vista posterior.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

A calibração do potenciômetro foi realizada com o auxílio de um esquadro (precisão de $0,5^\circ$) e um inclinômetro de bolha. Utilizando o programa DASyLab 9.0 (*Dasytech Laboratories, 32 bits*), a voltagem do potenciômetro foi medida na posição inicial e final do braço mecânico. A relação entre a amplitude de movimento do braço mecânico e a voltagem foi calculada utilizando a equação linear $f(x) = ax + b$. Em seguida, o braço mecânico foi posicionado em vários ângulos conhecidos, para conferir a precisão das medidas.

Na porção distal do braço mecânico, há uma plataforma de força (*Refitronic®*, *Schmitt*, *Germany*) cujo posicionamento é ajustável, individualmente, ao comprimento da perna (FIG. 2B). A acomodação mecânica da plataforma de força foi examinada três vezes durante 20 segundos, pesando-se um objeto de massa igual a 5,6kg. A média dos valores obtidos nos dois segundos iniciais da mensuração foi comparada com a média dos dois segundos finais. O teste-*t* pareado não apontou diferença significativa entre as medidas dos segundos iniciais e dos segundos finais.

Durante a mensuração da $ADM_{MÁX}$ de extensão do joelho e do torque passivo máximo, um segundo dispositivo manual foi utilizado pelos voluntários (dispositivo da $PSDA_{ADM}$). Neste dispositivo existe apenas um botão, o qual deve ser pressionado pelo indivíduo, ao perceber a primeira sensação de alongamento, registrando, assim, a $PSDA_{ADM}$.

O potenciômetro, a plataforma de força e o dispositivo da $PSDA_{ADM}$ foram conectados a um *box* de 16 canais (*Biovision*), interligado ao computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation (DT BNC Box USB 9800 Series)*. A coleta e a análise dos sinais foram realizadas no programa DASyLab 9.0.

2.2.1.2 Posicionamento dos indivíduos

Cada indivíduo sentou-se no *Flexmachine* com o terço distal da coxa do membro inferior examinado apoiado sobre o suporte com ajuste horizontal. Utilizando-se um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados de maneira que o quadril permanecesse fletido a 45° em relação ao solo. O calcanhar foi posicionado sobre a plataforma de

força, acoplada a um suporte de acrílico, disposto lateralmente ao pé do indivíduo, para evitar uma rotação externa do joelho e quadril homolateral. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada (FIG. 2A e FIG. 2B).

Por fim, a cadeira e a base do braço mecânico eram ajustadas, de forma que o epicôndilo lateral femoral do membro inferior testado fosse alinhado com o eixo do braço mecânico, através de uma ponteira *laser* localizada no eixo do braço mecânico. Dessa forma, o centro de rotação do joelho foi alinhado com o centro de rotação do braço mecânico.

2.2.2 Eletromiografia

A captação da atividade eletromiográfica foi realizada utilizando-se eletrodos ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata – Midi-Trace® 200 Foam, Graphic Controls Corporation - Canadá), com amplificação de mil vezes, autoadesivos e configuração bipolar. Os eletrodos foram dispostos longitudinalmente, com distância intereletrodos de aproximadamente 3cm, no sentido das fibras musculares dos músculos semitendinoso e gastrocnêmio medial de cada membro inferior, com o eletrodo de referência colocado sobre o maléolo medial (DE LUCA, 1997). Os locais de posicionamento dos eletrodos foram previamente tricotomizados e higienizados com álcool a 96°.

Com o indivíduo posicionado em decúbito ventral sobre uma maca, o túber isquiático e o epicôndilo medial do fêmur foram identificados, e uma linha foi traçada entre eles. Um eletrodo foi colocado no ponto médio dessa linha e o segundo eletrodo imediatamente acima do primeiro (FIG. 3). Em seguida, foi solicitada uma contração isométrica de flexão do joelho para conferência da correta localização dos eletrodos. Esse procedimento objetivou captar a atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso. McHugh *et al.* (1992) descreveram que esta forma de posicionamento dos eletrodos permite captar maior atividade eletromiográfica durante uma flexão de joelho.



FIGURA 3 - Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

Outros dois eletrodos foram posicionados no ventre muscular do gastrocnêmio medial, aproximadamente a 15cm distal da fossa poplítea (FIG. 3), e depois solicitada uma contração isométrica de flexão plantar para conferência da correta localização dos eletrodos (CORNWELL, NELSON e SIDAWAY, 2002).

Os dados brutos da eletromiografia (EMG) foram retificados e após analisados utilizando-se a média dos valores de repouso como referência para os valores basais. Os valores de repouso foram medidos nos dois segundos iniciais do teste de flexibilidade realizado no *Flexmachine*. A EMG foi coletada com frequência de amostragem de 1000Hz e com filtro *Butterworth* de 2ª ordem, com passa-baixo de 15Hz.

Os valores máximos da ADM e do torque passivo foram determinados por meio da EMG, para evitar a influência de uma possível contração muscular sobre essas variáveis durante o teste de flexibilidade. Este processo ocorreu nas seguintes etapas: 1ª) as atividades eletromiográficas (sinais brutos; mV) dos músculos semitendinoso e gastrocnêmio foram gravadas durante os dois segundos iniciais do

teste de flexibilidade; 2ª) o valor médio da atividade eletromiográfica somada a dois desvios padrão foi considerado como a atividade eletromiográfica basal; 3ª) durante todo o teste de flexibilidade a atividade eletromiográfica foi comparada com o valor basal; e 4ª) se a atividade eletromiográfica ultrapassasse o valor basal, o programa DASyLab 9.0 imediatamente indicava o valor da ADM e do torque para o momento exato em que o limiar foi excedido.

Dessa forma, os valores da ADM e do torque passivo foram determinados pela eletromiografia e utilizados para a análise estatística. Em cada tentativa um novo valor basal era estabelecido. A ADM máxima na qual não foi ultrapassado o valor basal (ADM_{EMG}) foi utilizada no cálculo da rigidez relativizada, pois representa a maior ADM passiva atingida pelo voluntário.

2.2.3 Medidas antropométricas

A massa corporal e estatura dos indivíduos foram medidas em uma balança com estadiômetro acoplado (Filizola®) apresentando precisões de 0,1kg e 0,5cm, respectivamente.

2.2.4 Imagem de ressonância magnética

As imagens de ressonância magnética foram obtidas por um profissional médico radiologista com 10 anos de experiência neste procedimento. Utilizou-se o aparelho da marca *GE Signa (Milwaukee, WI)* de 1,5 Tesla, com ponderação em T1, tempo de repetição de 300ms, tempo de eco de 12ms, matriz de 256 x 256, campo de visão de 400mm, espessura do corte de 1,0mm e intervalo entre os cortes de 10mm. A imagem no plano transversal de ambas as coxas foi obtida no início do terço distal do fêmur, cujo comprimento foi mensurado por uma fita métrica universal, entre a prega inguinal e a borda superior da patela. De acordo com Narici, Roi e Landoni (1988), a maior AST dos músculos posteriores da coxa está localizada no terço distal do fêmur.

2.3 Procedimentos

Antes do início da pesquisa, todos os indivíduos foram informados quanto aos procedimentos de coleta e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os indivíduos foram instruídos a não realizar treinamentos de força e/ou flexibilidade durante o período da pesquisa.

Inicialmente, foram realizadas as medidas antropométricas e o valor do torque do segmento perna-pé foi utilizado para a correção em relação à gravidade. O torque do segmento foi mensurado com os indivíduos posicionados em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira. Com o braço mecânico do *Flexmachine* paralelo ao solo, o examinador posicionou o quadril e o joelho homolaterais dos indivíduos a 90° e colocou alternadamente os calcâneos sobre a plataforma de força, esperando o tempo suficiente para o valor se estabilizar no *display* do DASyLab 9.0.

Esse procedimento foi repetido por três vezes em cada membro inferior, e a média dos valores foi usada para a análise. Em seguida, os indivíduos foram posicionados no *Flexmachine*, e todos os seus ajustes individuais foram registrados. Logo após, os indivíduos receberam as instruções de funcionamento do *Flexmachine* e foram autorizados a iniciar a familiarização no aparelho.

Os horários da coleta dos dados foram escolhidos pelos próprios indivíduos, cientes de que todo o procedimento levaria entre 30 a 45 minutos. As sessões 1 e 2 foram realizadas no mesmo horário do dia para cada voluntário. O intervalo entre as sessões 1 e 2 foi de 24 a 48 horas e a sessão 3 foi realizada aproximadamente 15 dias após a sessão 2 (FIG. 4). O intervalo de 24 a 48 horas entre as sessões 1 e 2 foi determinado na tentativa de evitar que possíveis adaptações alcançadas na familiarização interferissem nas respostas da unidade músculo-tendínea durante a sessão de alongamento. Já o intervalo de 15 dias entre as sessões 2 e 3 foi requisitado pela própria Clínica ECOAR para que os exames de imagem de ressonância magnética pudessem ser realizados.

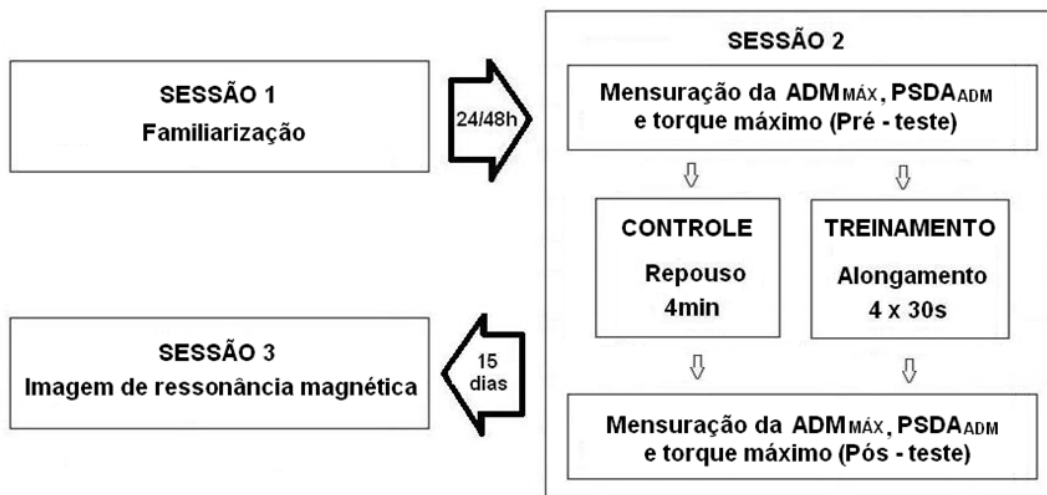


FIGURA 4 - Plano de coleta dos dados

Fonte: Elaboração própria.

No dia da coleta dos dados, as regiões da pele sobre os músculos semitendinoso e gastrocnêmio medial de ambos os membros inferiores foram devidamente preparadas e os eletrodos eletromiográficos foram colocados. Em seguida, os indivíduos foram posicionados no *Flexmachine*, repetindo-se as instruções dadas anteriormente durante a familiarização. Foram coletados os dados de ambos os membros inferiores, sendo a ordem de coleta aleatória.

Na sessão 2, os grupos (Muito flexível e Pouco flexível) foram submetidos a duas condições: Treinamento e Controle. A seleção do membro inferior que foi submetido a condição Treinamento ou Controle ocorreu por meio de sorteio, sendo o membro inferior direito o selecionado para o Treinamento. Cada indivíduo realizou três tentativas válidas para mensurar as variáveis ADM e torque passivo do membro inferior direito (pré-teste), seguidas por quatro repetições de alongamento passivo-estático mantidas por 30s em uma ADM pré-determinada (90% da média da $ADM_{MÁX}$ alcançada nas três tentativas no pré-teste). Logo após, foram repetidos os mesmos procedimentos do pré-teste. Para o membro inferior esquerdo, foram realizadas as mesmas medidas pré-teste, os indivíduos permaneciam na mesma posição do teste por 4min sem alongamento, e em seguida foram realizadas outras três medidas similares ao pré-teste. A ordem de mensuração dos grupos experimentais foi

realizada de forma balanceada. O desenho esquemático do protocolo experimental está demonstrado na Figura 4.

2.3.1 Mensuração da $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo

O método de mensuração da $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo adotado nesta pesquisa foi similar ao utilizado em estudos prévios (MAGALHÃES *et al.*, 2007; MAGNUSSON *et al.*, 1997; 2000; PEIXOTO *et al.*, 2007; PEREIRA *et al.*, 2010;).

- Padronização para o teste: foram realizadas três tentativas válidas pré-teste e três tentativas válidas pós-teste para cada membro inferior. Em cada tentativa, o joelho foi estendido pelo braço mecânico do *Flexmachine* na velocidade de aproximadamente 5°/s ($4,6 \pm 0,1^\circ/s$) até alcançar a $ADM_{MÁX}$, determinada individualmente pela percepção máxima de desconforto ao alongamento. Imediatamente após atingir a $ADM_{MÁX}$, retornou-se à posição inicial. Um intervalo de 20 segundos entre cada tentativa, aproximadamente, foi necessário para ajustar o DASyLab 9.0.

- Execução do teste: com o indivíduo devidamente posicionado no aparelho, ele recebia dois dispositivos: o controle remoto de acionamento do motor e o dispositivo da $PSDA_{ADM}$. Ao comando do pesquisador, o indivíduo apertava o botão de subida no controle remoto de acionamento do motor, iniciando a subida do braço mecânico que acarretava na extensão do joelho a 5°/s (FIG. 5). À primeira sensação de alongamento (tensão na musculatura alongada), o voluntário pressionava o botão do dispositivo da $PSDA_{ADM}$, enquanto permanecia apertando com a outra mão o botão de subida no controle remoto de acionamento do motor e realizando a extensão do joelho. A ADM correspondente ao momento em que era acionado o dispositivo da $PSDA_{ADM}$ correspondia à amplitude de movimento, na qual o indivíduo percebia a primeira sensação de alongamento muscular. Ao alcançar a $ADM_{MÁX}$, o indivíduo soltava o botão de subida no controle remoto de acionamento do motor e

imediatamente acionava o botão responsável pela descida do braço mecânico até que esse retornasse à posição inicial.

- Variáveis registradas: A $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e o torque passivo máximo foram as variáveis registradas pelo DASYLab 9.0 durante os procedimentos da sessão 2.



FIGURA 5 - Mensuração da $ADM_{MÁX}$, $PSDA_{ADM}$ e torque máximo.
Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

2.3.2 Exercício de alongamento

Na sessão 2, todos os indivíduos realizaram um exercício de alongamento no membro inferior direito, utilizando a técnica passiva-estática. Foram executadas quatro repetições com duração de 30s e pausa entre as repetições também de 30s. A intensidade do estímulo foi pré-definida de acordo com o valor da $ADM_{MÁX}$ obtido no pré-teste da sessão 2 (90% da média da $ADM_{MÁX}$ alcançada nas três tentativas no pré-teste). A velocidade angular de alongamento foi fixada a $5^\circ/s$ (KLINGE *et al.*, 1997; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001; MADDING *et al.*, 1987). A velocidade

angular de 5°/s foi escolhida devido ao fato de minimizar as respostas reflexas ao alongamento (GAJDOSIK, VANDER LINDEN e WILLIAMS, 1999; McNAIR *et al.*, 2002) e padronizar as respostas viscoelásticas do tecido (SINGER *et al.*, 2003).

A técnica de alongamento passiva-estática foi escolhida devido a sua simplicidade e maior controle de execução (MALLIAROPOULOS *et al.*, 2004; THACKER *et al.*, 2004; WORRELL, SMITH e WINEGARDNER, 1994). Os valores de referência para o protocolo de treinamento utilizado neste estudo foram baseados em estudos prévios da flexibilidade (BANDY, IRION e BRIGGLER, 1997; McHUGH *et al.*, 1992; McNAIR *et al.*, 2000; ZAKAS, 2005; ZAKAS *et al.*, 2005).

2.3.3 Mensuração da AST dos músculos posteriores da coxa

A AST total dos músculos posteriores da coxa (cm²) foi a soma das AST dos músculos semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral. O contorno da borda de cada músculo foi realizado no programa “*Advantage Workstation AW 4.0_05*” que acompanha o aparelho de ressonância magnética (FIG. 6).

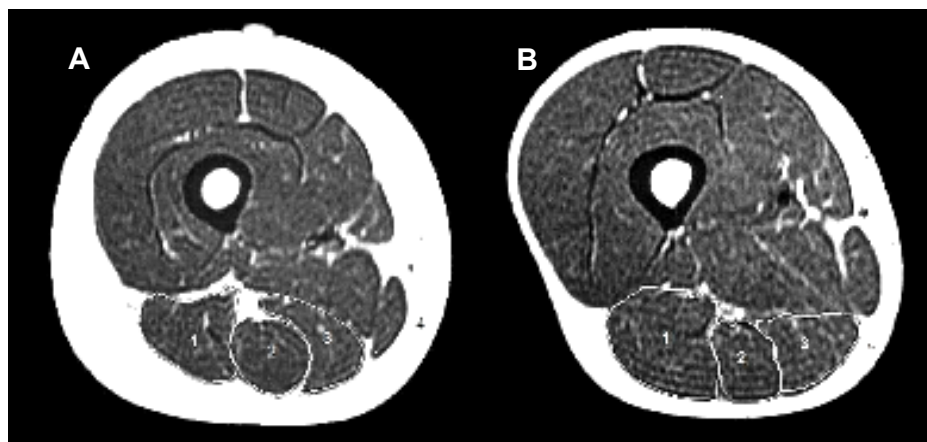


FIGURA 6 - Imagem de ressonância magnética. Imagem no plano transverso no terço distal da coxa esquerda de um indivíduo do sexo feminino (A) e do sexo masculino (B). 1 - músculo bíceps femoral (cabeça longa e curta); 2 - músculo semitendinoso; 3 - músculo semimembranoso; e 4 - tecido adiposo.

Fonte: Arquivo de imagens do BIOLAB.

A confiabilidade intraexaminador e o erro padrão da medida da AST total foram calculados utilizando 20 amostras, com um intervalo de 30 dias.

2.3.4 Cálculo da rigidez passiva relativizada

O estresse passivo de tensão ($N.m/cm^2$) sobre os músculos posteriores da coxa decorrente do alongamento muscular foi calculado dividindo-se o valor do torque passivo ($N.m$) pela AST muscular total (cm^2), assumindo que a distribuição do estresse é uniforme entre esses músculos (MAGNUSSON *et al.*, 2000). Os valores do estresse passivo e ADM_{EMG} foram representados graficamente pela curva estresse passivo- ADM_{EMG} , que foi dividida em três terços iguais. A rigidez passiva relativizada ($N.m.cm^{-2/p}$) foi calculada dividindo-se a variação do estresse passivo pela variação da ADM_{EMG} no terceiro terço da curva estresse passivo- ADM_{EMG} .

As curvas estresse passivo- ADM_{EMG} das condições pré e pós-teste foram comparadas na mesma ADM_{EMG} . A ADM_{EMG} utilizada para o corte nas duas curvas de cada tentativa individual foi sempre a da condição pré-teste porque ela apresentou aumento significativo na atividade eletromiográfica em menores ADM_{EMG} do que no pós-teste.

A confiabilidade intraexaminador e o erro padrão da medida foram calculados, utilizando-se todas as 72 amostras, com um intervalo de 24 a 48 horas para o teste-reteste.

2.4 Análise estatística

Inicialmente, foi realizada a análise descritiva, o teste de normalidade (*Shapiro-Wilk*) e o teste de homogeneidade das variáveis (*Levene*). Todos os parâmetros testados apresentaram distribuição normal; foram homogêneos e homocedásticos, permitindo o uso de testes estatísticos paramétricos. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$ e os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando os pacotes estatísticos Statistica 8.0 (*Stat Soft, Inc.*). O

coeficiente de correlação intraclasse e o erro padrão da medida foram calculados para as variáveis área de secção transversa, rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$.

O teste-*t* para amostras independentes foi utilizado para a comparação da idade, massa corporal, estatura, AST total dos músculos posteriores da coxa e valores pré-teste das variáveis rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre os grupos (Pouco flexível e Muito flexível) em cada condição.

A análise de variância (ANOVA) fatorial *Two Way* com *post hoc Scheffé* foi utilizada para comparar a média da diferença (valor Pós - Pré-teste) das variáveis rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre as condições (Treinamento e Controle) e grupos (Pouco flexível e Muito flexível).

3 RESULTADOS

3.1 Confiabilidade teste-reteste das medidas

O coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{1,1}$) para área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa foi de 0,98. O erro padrão da medida de área da secção transversa total dos músculos posteriores da coxa foi de 0,59 cm². O coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{3,k}$) e o erro padrão da medida para as variáveis rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ estão descritos na Tabela 1.

TABELA 1
Confiabilidade da medida das variáveis do estudo.

Variável	Grupo Pouco flexível			Grupo Muito flexível		
	CCI	EPM	%	CCI	EPM	%
Rigidez passiva						
relativizada (N.m.cm ^{-2/°})	0,95	0,21	7,0	0,98	0,15	6,6
ADM_{EMG} (°)	0,96	2,20	2,9	0,98	1,24	1,1
$PSDA_{ADM}$ (°)	0,95	1,97	3,3	0,98	2,18	2,4

CCI - coeficiente de correlação intraclasse; EPM - erro padrão da medida; % - percentual do EPM em relação à média; ADM_{EMG} – amplitude de movimento determinada pela eletromiografia; $PSDA_{ADM}$ – ADM correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento; n = 18.

3.2 Características da amostra

Os dados referentes à idade, massa corporal, estatura, área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa e valores pré-teste das variáveis ADM_{EMG} , $PSDA_{ADM}$ e rigidez passiva relativizada dos dois grupos experimentais e

condições estão descritos na tabela 2. O teste-t para amostras independentes apontou diferença estatística somente para os valores pré-teste das variáveis ADM_{EMG} ($p < 0,05$), $PSDA_{ADM}$ ($p < 0,05$) e rigidez passiva relativizada ($p < 0,05$) entre os grupos em ambas as condições.

TABELA 2
Características da amostra dos Grupos Muito flexível e Pouco flexível

Grupo	Condição	Muito flexível		Pouco flexível	
		Média (\pm DP)	Amplitude	Média (\pm DP)	Amplitude
Idade (anos)		23,8 \pm 3,2	19,0 - 29,0	24,5 \pm 3,1	19,0 - 30,0
Massa corporal (Kg)		68,0 \pm 15,1	44,9 - 111,0	66,3 \pm 10,6	52,4 - 86,9
Estatura (cm)		169,3 \pm 8,4	150,0 - 183,5	170,3 \pm 7,5	157,0 - 186,5
ADM_{EMG} ($^{\circ}$)	Controle	112,5 \pm 8,7	95,0 - 134,0	75,4* \pm 11,1	51,0 - 89,0
	Treinamento	111,6 \pm 8,8	97,0 - 129,0	76,1* \pm 10,2	56,0 - 89,0
AST (cm ²)	Controle	24,1 \pm 11,9	16,3 - 43,4	23,5 \pm 12,2	17,2 - 45,4
	Treinamento	23,5 \pm 11,0	18,5 - 43,0	23,6 \pm 12,3	17,6 - 44,0
$PSDA_{ADM}$ ($^{\circ}$)	Controle	91,7 \pm 14,7	66,0 - 117,0	59,4* \pm 9,1	45,0 - 75,0
	Treinamento	91,2 \pm 14,6	60,0 - 116,0	58,9* \pm 10,0	44,0 - 75,0
Rigidez passiva relativizada (N.m.cm ^{-2/p})	Controle	1,00 \pm 0,62	0,21 - 2,24	2,28* \pm 0,66	0,76 - 3,12
	Treinamento	0,96 \pm 0,59	0,16 - 2,34	1,89* \pm 0,61	1,04 - 3,07

DP – desvio padrão; ADM_{EMG} – valores da amplitude de movimento determinada pela eletromiografia no pré-teste; AST- área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa; $PSDA_{ADM}$ – ADM correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento; $n = 18$. A amplitude refere-se aos valores mínimos e máximos. * Diferente do grupo Muito flexível ($p < 0,05$).

Os dados descritivos referentes aos valores pré-teste, pós-teste e média da diferença (Pós - Pré-teste) das variáveis rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ estão apresentados no apêndice B.

3.3 Rigidez passiva relativizada

A ANOVA *Two Way* não demonstrou diferença significativa na média da diferença da rigidez passiva relativizada entre as condições Treinamento e Controle ($F=0,004$; $p=0,952$) (FIG. 7). Esse resultado rejeita a hipótese 1, que postulou uma redução na resposta da rigidez passiva relativizada nos indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

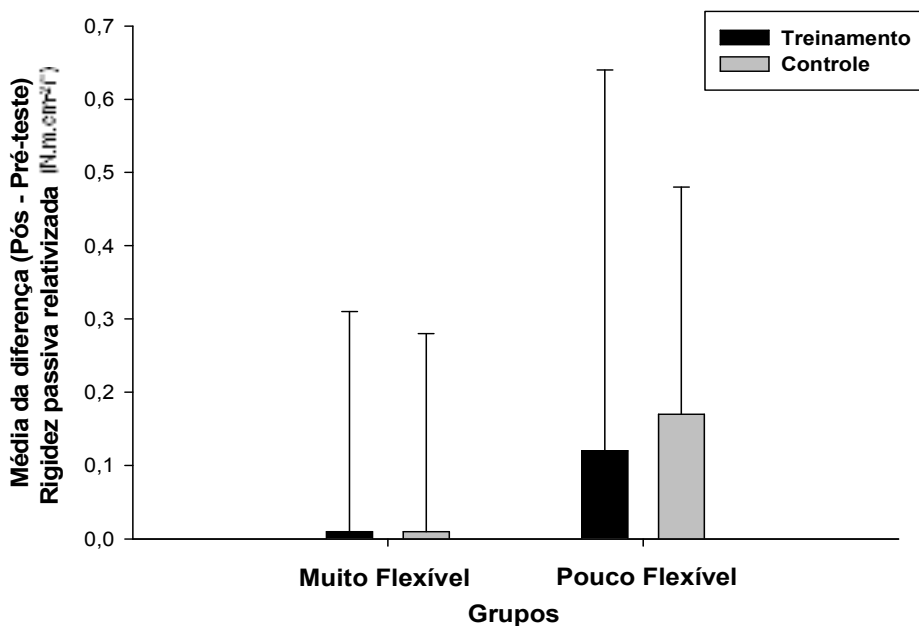


FIGURA 7 – Média da diferença da rigidez passiva relativizada.

A ANOVA *Two Way* também não indicou diferença significativa na média da diferença da rigidez passiva relativizada entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível ($F=1,420$; $p=0,238$). Esse dado não rejeita a hipótese 3, na qual foi postulado a expectativa de uma alteração similar na resposta da rigidez passiva relativizada entre os grupos.

3.4 Amplitude de movimento determinada pela eletromiografia

A ANOVA *Two Way* evidenciou diferença significativa na média da diferença da ADM_{EMG} entre as condições Treinamento e Controle ($F=23,633$; $p<0,05$) (FIG. 8). Esse resultado não rejeita a hipótese 2, que postulou um aumento na resposta da ADM_{EMG} nos indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

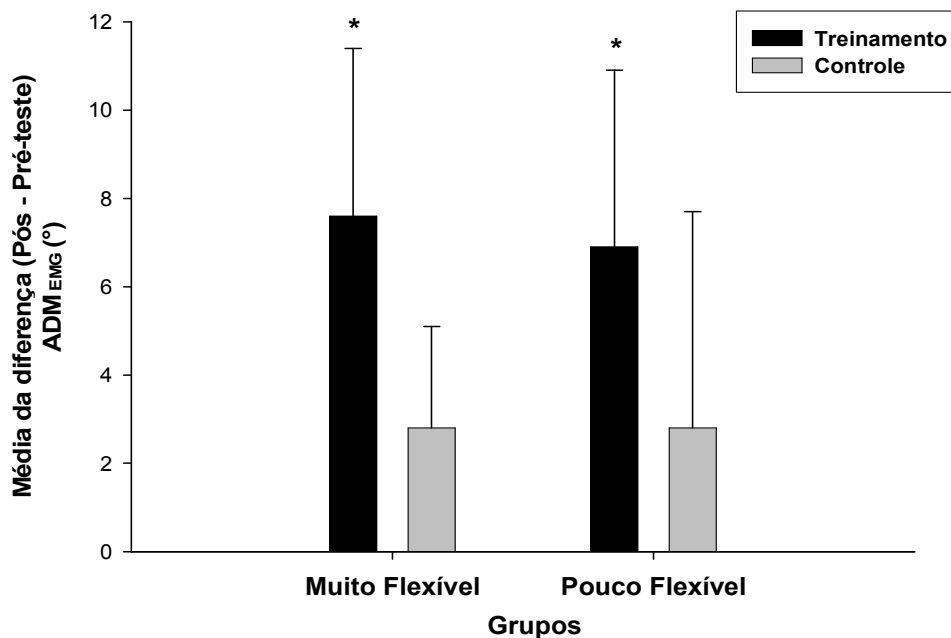


FIGURA 8 – Média da diferença da ADM_{EMG} .

* Diferente da condição Controle no mesmo grupo ($p < 0,05$).

A ANOVA *Two Way* não indicou diferença significativa na média da diferença da ADM_{EMG} entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível ($F=0,148$; $p=0,702$). Esse dado não rejeita a hipótese 3, na qual foi postulada a expectativa de uma alteração similar na resposta da ADM_{EMG} entre os grupos.

3.5 Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento

A ANOVA *Two Way* demonstrou diferença significativa na média da diferença da PSDA_{ADM} entre as condições Treinamento e Controle ($F=50,247$; $p<0,05$) (FIG. 9). Esse resultado não rejeita a hipótese 2, que postulou um aumento na resposta da PSDA_{ADM} nos indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

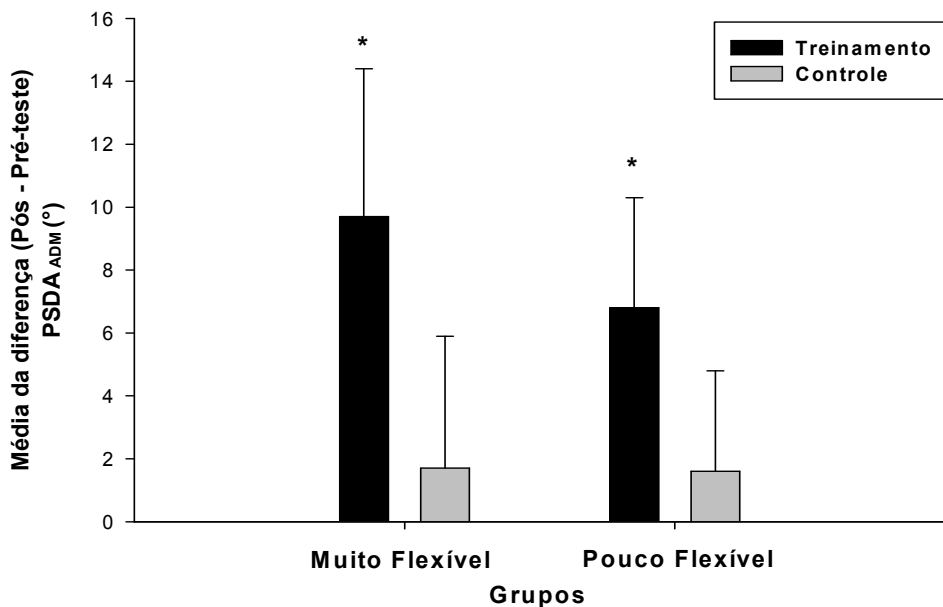


FIGURA 9 – Média da diferença da PSDA_{ADM}.

* Diferente da condição Controle no mesmo grupo ($p < 0,05$).

A ANOVA *Two Way* não comprovou diferença significativa na média da diferença da PSDA_{ADM} entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível ($F=2,616$; $p=0,110$). Esse dado não rejeita a hipótese 3, na qual foi postulada a expectativa de uma alteração similar na resposta da PSDA_{ADM} entre os grupos.

4 DISCUSSÃO

4.1 Confiabilidade teste-reteste das medidas

O presente estudo encontrou um $CCI_{3,1}$ para a ADM_{EMG} de 0,96 e EPM igual a $2,2^\circ$ para o grupo Pouco flexível e $CCI_{3,1}$ de 0,98 e EPM igual a $1,2^\circ$ para o grupo Muito flexível. Dessa forma, a mensuração da ADM_{EMG} mostrou-se confiável e corroborou os resultados encontrados em outras pesquisas em que o CCI variou entre 0,83 e 0,94 (BERGAMINI, 2008; PEIXOTO *et al.*, 2007) e EPM entre $4,1^\circ$ e $4,4^\circ$ (BERGAMINI, 2008).

A mensuração da $PSDA_{ADM}$ apresentou uma alta confiabilidade no presente estudo. A $PSDA_{ADM}$, que corresponde a ADM registrada no momento da primeira sensação de alongamento, apresentou um $CCI_{3,1}$ de 0,95 no grupo Pouco flexível e 0,98 no grupo Muito flexível, os valores de EPM foram $2,0^\circ$ e $2,2^\circ$ para os grupos Pouco flexível e Muito flexível, respectivamente. Peixoto (2007) e Bergamini (2008) mensuraram a $PSDA_{ADM}$ de forma similar e encontraram o $CCI_{3,1}$ de 0,95 para o intervalo de seis semanas e 0,92 para o intervalo de 48 horas, respectivamente.

Para a variável rigidez passiva relativizada foi registrado um $CCI_{3,1}$ de 0,95 e 0,98 e um EPM de $0,21 \text{ N.m.cm}^2/^\circ$ e $0,15 \text{ N.m.cm}^2/^\circ$ para os grupos Pouco flexível e Muito flexível, respectivamente. O estudo de Magalhães (2010) realizou a mensuração da rigidez passiva relativizada de forma similar ao atual, e encontrou $CCI_{3,1}$ de 0,92 a 0,98 para o intervalo de 48 horas e EPM de $0,11 \text{ N.m.cm}^2/^\circ$ a $0,20 \text{ N.m.cm}^2/^\circ$.

Conclui-se que, a confiabilidade dos métodos utilizados na mensuração das variáveis ADM_{EMG} , $PSDA_{ADM}$ e rigidez passiva relativizada está em conformidade com a confiabilidade dos métodos descritos na literatura.

O objetivo deste estudo consistiu em comparar a resposta da rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre indivíduos muito flexíveis e indivíduos pouco flexíveis após a aplicação de uma única sessão de alongamento. A hipótese 1 da pesquisa postulou que o protocolo de alongamento diminuiria a rigidez passiva relativizada tanto no grupo Muito flexível quanto no pouco flexível. A ANOVA fatorial demonstrou que a média da diferença (valores Pós - Pré-teste) da rigidez passiva

relativizada não se diferiu entre as condições Treinamento e Controle para ambos os grupos, demonstrando que o protocolo de alongamento utilizado não alterou a rigidez passiva relativizada nos grupos Muito flexível e Pouco flexível. Esses resultados não confirmaram a hipótese 1.

A hipótese 2 postulou que o protocolo de exercício de alongamento aumentaria a ADM_{EMG} e a $PSDA_{ADM}$ tanto no grupo Muito flexível quanto no pouco flexível. A ANOVA fatorial demonstrou diferença significativa entre os valores da média da diferença das variáveis ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre as condições Treinamento e Controle para ambos os grupos. Esses resultados confirmaram a hipótese 2.

A hipótese 3 postulou que o protocolo de exercício de alongamento não provocaria alterações significativas distintas na resposta das variáveis rigidez passiva relativizada, ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$ entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível após o alongamento. A hipótese 3 foi confirmada.

4.2 Rigidez passiva relativizada

O exercício de alongamento passivo-estático dos músculos posteriores da coxa realizado no presente estudo não foi capaz de gerar alterações agudas na rigidez passiva relativizada. Este resultado corrobora os achados de estudos prévios relacionados à rigidez passiva (HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1998). Halbertsma, Bolhuis e Göeken (1996) não encontraram alterações na rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa após 10 minutos de alongamento passivo-estático, assim como Magnusson *et al.* (1998) não encontraram após 90 segundos de alongamento passivo-estático do mesmo grupo muscular.

Contudo, pesquisas anteriores indicaram que uma sessão de alongamento muscular pode diminuir o valor da rigidez passiva (BERGAMINI, 2008; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996b; McHUGH *et al.*, 1992; WEIR, TINGLEY e ELDER, 2005). A alteração na rigidez passiva após o alongamento pode ocorrer por adaptações decorrentes das propriedades viscoelásticas, especialmente pelo mecanismo de relaxamento sob tensão, considerando que o alongamento realizado foi passivo-estático. Como o

relaxamento sob tensão resulta em uma redução da resistência ao alongamento, espera-se então um menor valor desta resistência, quando uma nova repetição é realizada na mesma ADM. A menor resistência ao alongamento seria proveniente da acomodação viscoelástica das estruturas passivas tanto em série (GAJDOSIK, 2001) quanto em paralelo (GAJDOSIK, 2001; GARRET *et al.*, 1987), o que resultaria em uma diminuição da rigidez passiva. Porém, este raciocínio não se aplica ao estudo atual, uma vez que não foi encontrada diferença nos valores de rigidez passiva relativizada em ambos os grupos após o alongamento.

Desta forma, os resultados são controversos em relação à alteração da rigidez passiva após exercícios de alongamento. Os resultados conflitantes podem estar relacionados com dois aspectos. O primeiro refere-se aos diferentes procedimentos para o cálculo da rigidez passiva. Halbertsma, Bolhuis e Göeken (1996) verificaram o efeito do alongamento muscular sobre a rigidez passiva através de dois métodos, comparação da rigidez passiva pré e pós-alongamento calculada em uma mesma ADM (denominada “rigidez passiva fixa”), e comparação da rigidez passiva calculada considerando apenas os últimos 10% da ADM máxima atingida pré e pós-alongamento (denominada “rigidez passiva máxima”). Em seus resultados não foi encontrada diferença significativa na “rigidez passiva fixa” após o alongamento muscular, porém, foi encontrada diferença significativa na “rigidez passiva máxima” após o alongamento muscular.

Nordez, Cornu e McNair (2006) examinaram o efeito de cinco repetições de 30 segundos de alongamento passivo-estático dos músculos posteriores da coxa na rigidez passiva. Foram utilizados três modelos no cálculo da rigidez passiva: modelo polinomial de segunda ordem (modelo 1), modelo exponencial (modelo 2) e modelo polinomial de quarta ordem (modelo 3). A rigidez passiva foi significativamente reduzida após o alongamento, porém a magnitude da redução foi diferente ($p < 0,05$) entre os modelos (modelo 1 = -27,8%; modelo 2 = -29,3%, modelo 3 = -25,5%), indicando uma variação relevante da análise dos dados da rigidez passiva por meio de diferentes modelos.

Ainda dentro deste contexto, é importante considerar que todos os estudos que investigaram os efeitos agudos do alongamento passivo-estático sobre a rigidez muscular não a relativizaram pela AST. Segundo Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2001), a rigidez passiva se correlaciona significativamente com a massa corporal ($r=0,43$, $p < 0,05$) e com a área de secção transversa muscular (AST) ($r=0,46$,

$p < 0,05$). De acordo com a relação direta entre as variáveis, indivíduos com maior massa muscular apresentam maiores valores de rigidez passiva.

Devido à diferença na massa muscular entre homens e mulheres, foram encontrados diferentes valores de rigidez passiva entre os sexos (BLACKBURN *et al.*, 2004a; GAJDOSIK, GIULIANI e BOHANNON, 1990). Gajdosik, Giuliani e Bohannon (1990) verificaram uma maior rigidez passiva em homens do que em mulheres, porém quando os valores de rigidez foram relativizados pela massa corporal total, não foram encontradas diferenças significativas entre os sexos. Este mesmo raciocínio pode ser aplicado a indivíduos do mesmo sexo, porém com diferentes massas musculares. A relativização da rigidez passiva pela AST muscular é uma forma de se evitar a influência deste fator nos resultados dos estudos.

Outro ponto importante a ser discutido é a carga de treinamento utilizada nos diferentes estudos. No presente estudo, a carga de treinamento foi padronizada de maneira que todos os indivíduos mantivessem o alongamento a 90% da ADM_{MAX} . Como o indivíduo não poderia alterar esta ADM nas quatro repetições do exercício de alongamento, é possível que este estímulo não tenha sido suficiente para modificar as propriedades viscoelásticas da UMT, e, conseqüentemente, reduzir o valor da rigidez passiva relativizada, ou as modificações nas propriedades passivas da UMT foram pequenas e o instrumento utilizado no presente estudo não foi sensível para detectar tais modificações.

Poucos estudos analisaram a rigidez passiva relativizada em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Magnusson *et al.* (1997) compararam a rigidez passiva relativizada em indivíduos com flexibilidade normal e de indivíduos pouco flexíveis, e Magalhães (2010) comparou a rigidez passiva relativizada em indivíduos pouco flexíveis e indivíduos muito flexíveis. Nesses dois estudos, os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maior rigidez passiva relativizada ao serem comparados na mesma ADM comum aos dois grupos. Os dados do estudo atual confirmaram este achado. Magalhães (2010) e Magnusson *et al.* (1997), porém, apenas compararam os valores de rigidez passiva relativizada entre os indivíduos de diferentes níveis de flexibilidade, não sendo realizada a investigação do efeito do exercício de alongamento muscular sobre esta variável e a comparação dos efeitos entre os indivíduos.

A média da diferença da rigidez passiva relativizada não foi diferente estatisticamente entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível, indicando que a resposta ao alongamento muscular de ambos os grupos foi similar.

4.3 Amplitude de movimento determinada pela eletromiografia

O alongamento passivo-estático provocou aumento de 7,6° na ADM_{EMG} dos indivíduos muito flexíveis ($p < 0,05$) e de 6,9° na dos indivíduos pouco flexíveis ($p < 0,05$). Este resultado confirma o de outros estudos, nos quais também foi observado um aumento da ADM_{EMG} após o alongamento muscular (BERGAMINI, 2008; CHAGAS *et al.*, 2008; HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; PEIXOTO, 2007; ZAKAS, 2005; ZAKAS *et al.*, 2005). Diferentes mecanismos são relatados na literatura para explicar as alterações agudas na ADM decorrentes da execução de exercícios de alongamento, entre eles o mecanismo neural, biomecânico e o relacionado à tolerância do indivíduo ao alongamento (GUISSARD e DUCHATEAU, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1998; McHUGH *et al.*, 1992).

O mecanismo neural diz respeito à depressão da excitabilidade do conjunto de motoneurônios α durante o alongamento muscular estático em seres humanos (ETNYRE e ABRAHAN, 1986; GUISSARD, DUCHATEAU, HAINAUT e 1988). A relação estabelecida entre este mecanismo e a ADM leva em consideração que uma redução da excitabilidade do motoneurônio α implicaria em uma menor resistência da UMT ao alongamento, resultando assim em uma facilitação para o aumento do seu comprimento durante o alongamento (AVELA, KYRÖLÄINEN e KOMI, 1999; GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988).

Considerando que uma sessão de alongamento estático reduz a excitabilidade do motoneurônio α , seria esperado que essa redução fosse responsável pelo aumento do valor da ADM após a realização de uma sessão de alongamento. No entanto, a recuperação do estado de excitabilidade do motoneurônio α ocorre imediatamente após a retirada do estímulo de alongamento (CONDON e HUTTON, 1987; ETNYRE e ABRAHAM, 1986; GUISSARD, DUCHATEAU e HAINAUT, 1988).

Além disso, estudos que analisaram o efeito de diferentes técnicas de alongamento sobre a ADM e a atividade eletromiográfica durante o alongamento verificaram aumento na excitabilidade do motoneurônio α . (MITCHELL *et al.*, 2009; MOORE e HUTTON, 1980). Mitchell *et al.* (2009) compararam as técnicas CR e CRAC, e não verificaram a participação dos mecanismos inibitórios (inibição autogênica e inibição recíproca) durante a realização das técnicas. Ao contrário do esperado, foi registrado um aumento da atividade eletromiográfica na musculatura alongada durante a execução das técnicas. Esses resultados indicam que outros mecanismos possam influenciar a alteração no ganho da ADM.

Embora modificações nas propriedades mecânicas após o exercício de alongamento muscular tenham sido verificadas previamente (BERGAMINI, 2008; GAJDOSIK, 1991; MAGNUSSON *et al.*, 1995a; 1996; NORDEZ, CORNU e McNAIR, 2006; WEIR *et al.*, 2005), tais modificações não foram encontradas no presente estudo. O aumento da ADM máximo acompanhado de redução na rigidez passiva após o alongamento muscular representa uma modificação no comportamento da curva torque passivo - ADM e está associada com uma menor resistência da UMT ao estímulo de alongamento (BERGAMINI, 2008; GAJDOSIK, 1991; MAGNUSSON *et al.*, 1995; 1996c; MORSE *et al.*, 2008; NORDEZ, CORNU e McNAIR, 2006; WEIR *et al.*, 2005). Contudo, o mecanismo relacionado às mudanças nas propriedades mecânicas da UMT não aparece como uma possível explicação para os resultados do presente estudo. Isto se baseia no fato de que a variável associada às propriedades mecânicas da UMT, rigidez passiva relativizada, não apresentou diferença significativa após a sessão de alongamento, diferindo de achados dos estudos relatados anteriormente.

Estudos que também não verificaram alteração nas propriedades da UMT, propuseram outro mecanismo como responsável pelo ganho na ADM após o alongamento, a alteração da tolerância do indivíduo ao alongamento (HALBERTSMA *et al.*, 1999; HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; 1998; 2000). No presente estudo, a resposta da variável $PSDA_{ADM}$ pode fornecer informações sobre a alteração da tolerância do indivíduo ao alongamento.

A média da diferença da ADM_{EMG} não foi diferente estatisticamente entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível, indicando que a resposta ao alongamento muscular de ambos os grupos foi similar.

4.4 Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento

O alongamento passivo-estático promoveu o aumento de 6,8° no valor da PSDA_{ADM} no grupo Pouco flexível ($p < 0,05$) e de 9,7° no grupo Muito flexível ($p < 0,05$). Estes resultados confirmam os achados de outros estudos (BERGAMINI, 2008; HALBERTSMA, BOLHUIS e GÖEKEN, 1996). Bergamini (2008) verificou o aumento de 5,2° ($p < 0,05$) e 7,5° ($p < 0,05$) na PSDA_{ADM} após a aplicação de alongamento passivo-estático dos músculos posteriores da coxa com intensidades de 65% e 95% da ADM_{MÁX}, respectivamente. Já Halbertsma, Bolhuis e Göeken (1996) registram um aumento de 5,6° ($p < 0,05$) na PSDA_{ADM} após um treinamento de flexibilidade para os músculos posteriores da coxa.

A PSDA_{ADM} é uma medida da percepção subjetiva ao desconforto durante o alongamento muscular, ou seja, da tolerância do indivíduo ao alongamento. Uma alteração dessa variável após o alongamento muscular representaria uma alteração na tolerância do indivíduo ao alongamento (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; HALBERTSMA *et al.*, 1999; PEIXOTO, 2007). Contudo, o mecanismo responsável por essas alterações ainda não foi descrito na literatura (WEPLER e MAGNUSSON, 2010). Considerando toda a ADM realizada durante o movimento de extensão do joelho de forma passiva, a ADM_{MÁX} representa a capacidade de tolerância máxima do indivíduo ao alongamento e a PSDA_{ADM} uma referência para o nível inicial de tolerância ao alongamento. Baseado nisso, espera-se que alterações nessas variáveis sejam influenciadas pelos mesmos mecanismos. O aumento em ambas as variáveis após o alongamento muscular reforçam essa argumentação.

A média da diferença da PSDA_{ADM} não foi diferente estatisticamente entre os grupos Muito flexível e Pouco flexível, indicando que a resposta dessa variável ao alongamento foi semelhante em ambos os grupos, independente do nível de flexibilidade.

Uma limitação do presente estudo está relacionada com a configuração do estímulo de alongamento. Na presente investigação não foi permitido que o indivíduo aumentasse a ADM durante o alongamento muscular, pois seu objetivo foi comparar o efeito do protocolo de alongamento em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Para isso, foi necessário padronizar a manutenção de uma mesma

intensidade de acordo com a ADM_{MAX} (90% da ADM_{MAX}) em todas as séries do alongamento muscular.

Dessa forma, não foi possível verificar se os indivíduos seriam capazes de atingir maiores ADM no decorrer das quatro séries de 30 segundos de alongamento e se essa variação na ADM durante o alongamento seria a mesma para ambos os grupos. Estudos futuros que adotem o mesmo protocolo de alongamento muscular e padronizem a intensidade do alongamento por outra variável, como o valor do torque passivo, podem comparar esta possível alteração da ADM durante o alongamento entre indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis.

A sessão de alongamento realizada foi efetiva para alterar a ADM_{EMG} e a $PSDA_{ADM}$ nos músculos posteriores da coxa de indivíduos jovens de ambos os sexos e com diferentes níveis de flexibilidade. Porém estes resultados não devem ser generalizados para outros grupos musculares, indivíduos de outras faixas etárias e outras técnicas de alongamento.

Investigações futuras sobre as adaptações da UMT ao treinamento da flexibilidade a longo prazo, especialmente, sobre a variável rigidez passiva relativizada, também poderão fornecer informações relevantes para uma maior compreensão dos mecanismos que justificam a resposta da UMT ao alongamento, além de subsídios para uma prescrição mais adequada do estímulo de alongamento de acordo com o objetivo do treinamento da flexibilidade e o público ao qual se destina.

5 CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo mostraram que o exercício de alongamento passivo-estático provocou o aumento nos valores da ADM_{EMG} e $PSDA_{ADM}$, porém não alterou os valores da rigidez passiva relativizada em indivíduos pouco e muito flexíveis. Além disso, verificou-se que indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis não responderam de maneira distinta quando submetidos a um mesmo protocolo de alongamento passivo-estático, considerando as variáveis ADM_{EMG} , $PSDA_{ADM}$ e rigidez passiva relativizada.

REFERÊNCIAS

AQUINO, C. F. *et al.* Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. **Bras. J. Sports Med.**, v.12, n.4, p.175-179, 2006.

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

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.1090-1096, 1997.

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

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

BLACKBURN, J. T. *et al.* The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.14, n.6, p.683-691, 2004a.

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

BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A.; GUSKIEWICZ, K. M. Muscle stiffness and spinal stretch reflex sensitivity in the triceps surae. **J. Athl. Train.**, v.43, n.1, p.29-36, 2008.

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

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, 1997.

_____. Relationship between muscle swelling and stiffness after eccentric exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.30, n.4, p.529-535, 1998.

CONDON, S. M.; HUTTON, R. S. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. **Phys. Ther.**, v.67, n.1, p.24-30, 1987.

CORNWELL, A.; NELSON, A. G.; SIDAWAY, B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.86, n.5, p.428-434, 2002.

CROSS, K. M.; WORRELL, T. W. Effects of a static stretching program on the incidence of lower extremity musculotendinous strains. **J. Athl. Train.**, v.34, n.1, p.11-14, 1999.

DECOSTER, L. C. *et al.* The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.35, n.6, p.377-387, 2005.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biomech.**, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. 4 ed. Champaign: Human Kinetics, 2008.

ETNYRE, B. R.; ABRAHAM, L. D. H-reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, v.63, n.2, p.174-179, 1986.

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

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

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

GAJDOSIK, R. L.; GIULIANI, C. A.; BOHANNON, R. W. Passive compliance and length of the hamstrings muscles of healthy men and women. **Clin. Biomech.**, v.5, n.1, p.23-29, 1990.

GAJDOSIK, R. L. Effect of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.14, n.6, p.250-255, 1991.

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

GARRET, W. E. *et al.* Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. **Am. J. Sports Med.**, v.15, n.5, p.448-454, 1987.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Muscle stretching and motoneuron excitability. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.1-2, n.58, p.47-52, 1988.

_____. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. **Exp. Brain Res.**, v.137, n.2, p.163-169, 2001.

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

_____. Neural Aspects of Muscle Stretching. **Exerc. Sport Sci. Rev.**, v.34, n.4, p.154-158, 2006.

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

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

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

HARDY, L.; JONES, D. Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. **Res. Q. Exerc. Sport**, v.57, n.2, p.150-153, 1986.

HUNTER, D. G.; COVENEY, V.; SPRIGGS, J. Investigation into the effect of static stretching on the active stiffness and damping characteristics of the ankle joint planter flexors. **Phys. Ther. Sport**, v.2, n.1, p.15-22, 2001.

HUNTER, D. G.; SPRIGGS, J. Investigation into the relationship between the passive flexibility and active stiffness of the ankle plantar-flexor muscles. **Clin. Biomech.**, v.15, n.8, p.600-606, 2000.

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

_____. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **J. Physiol.**, v.538, n.Pt 1, p.219-226, 2002.

LaROCHE, D. P.; CONNOLLY, D. A. J. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. **Am. J. Sports Med.**, v.34, n.6, p.1000-1007, 2006.

LIEBER, R. L.; SHOEMAKER, S. D. Muscle, joint, and tendon contributions to the torque profile of frog hip joint. **Am. J. Physiol.**, v.263, n.3, p.586-590, 1992.

MADDING, S. W. *et al.* Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.8, n.8, p.409-416, 1987.

MAGALHÃES, F. A. *et al.* Analysis of the range of motion, passive torque, stiffness and work absorption after concentric and eccentric muscle actions. In: 25TH International Symposium on Biomechanics in Sports. Ouro Preto. **Anais ...** Ouro Preto: 2007, p.449.

MAGALHÃES, F. A. **Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis.** 71f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. **Acta Physiol. Scand.**, v.155, n.4, p.377-386, 1995.

_____. Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.77, n.4, p.373-378, 1996a.

_____. Biomechanical response to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **Am. J. Sports Med.**, v.24, n.5, p.622-628, 1996b.

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

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

_____. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **Int. J. Sports Med.**, v.19, n.5, p.310-316, 1998.

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

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

MAGNUSSON, 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.; RENSTRÖM, P. The role of stretching exercises in sports. **Eur. J. Sport Sci.**, v.6, n.2, p.87-91, 2006.

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

MALLIAROPOULOS, N. *et al.* The role of stretching in rehabilitation of hamstring injuries: 80 athletes follow-up. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.36, n.5, p.756-759, 2004.

MCHUGH, M. P. *et al.* The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise induced muscle damage. **Am. J. Sports Med.**, v.27, n.5, p.594-599, 1999.

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

_____. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.24, n.12, p.1375-1382, 1992.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.33, n.3, p.354-358, 2000.

_____. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. **Clin. Biomech.**, v.17, n.7, p.536-540, 2002.

MITCHELL, U. H. *et al.* Neurophysiological reflex mechanism's lack of contribution to the success of PNF stretches. **J. Sport Rehab.**, n.18, p.343-357, 2009.

MOORE, M. A.; HUTTON, R. S. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.12, n.5, p.322-329, 1980.

MOREIRA JÚNIOR, L. A. *et al.* Range of motion and stretch tolerance after eccentric strength training. In: 25TH International Symposium on Biomechanics in Sports. Ouro Preto. **Anais ...** Ouro Preto: 2007, p.450-453.

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

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.

NORDEZ, A.; CORNU, C; McNAIR, P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. **Clin. Biomech.**, n.21, p.755-760, 2006.

PEIXOTO, G. H. C. **Efeito do treinamento muscular concêntrico associado com o treinamento da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular.** 100f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

PEIXOTO, G. H. C. *et al.* The chronic effect of strength and flexibility training on stiffness and range of motion. In: 25TH International Symposium on Biomechanics in Sports. Ouro Preto. **Anais ...** Ouro Preto: 2007, p.436-439.

PEREIRA, B. M. *et al.* Correlation between clinical and laboratorial measurement of hamstring flexibility. In: 28TH International Symposium on Biomechanics in Sports, 2010, Marquette. **Anais eletrônicos ...** Marquette: 2010. Disponível em: <<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/issue/view/ISBS2010>>. Acesso em: 28 jun. 2011.

RIEMANN, B. L. *et al.* The effect of sex, joint angle and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. **J. Athl. Train.**, v.37, n.4, p.369-377, 2001.

SADY, S. P., WORTMAN, M., BLANKE, D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.63, n.6, p.261-263, 1982.

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

SHIER, I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. **Clin. J. Sport Med.**, v.14, n.5, p.267-273, 2004.

SINGER, B. J. *et al.* Velocity dependent passive plantarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. **Clin. Biomech.**, v.18, n.2, p.157-165, 2003.

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

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

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.300-309, 1990.

THACKER, S. B. *et al.* The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.36, n.3, p.371-378, 2004.

VUJNOVICH, A. L.; DAWSON, N. J. The effect of therapeutic muscle stretch on neural processing. **J.Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.20, n.3, p.145-153, 1994.

WEIR, D. E.; TINGLEY, J.; ELDER, G. C. B. 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.614-623, 2005.

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

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

WORRELL, T. W.; SMITH, T. L.; WINEGARDNER, J. Effect of hamstring stretching on hamstring performance. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.20, n.3, p.154-159, 1994.

ZAKAS, A. The effect of stretching duration on the lower-extremity flexibility of adolescent soccer players. **J. Bodywork Mov. Ther.**, v.9, n.3, p.220-225, 2005.

ZAKAS, A. *et al.* Acute effects of stretching duration on the range of motion of elderly women. **J. Bodywork Mov. Ther.**, v.9, n.4, p.270-276, 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho por meio deste convidá-lo (a) a participar da pesquisa intitulada "Comparação do efeito agudo do alongamento passivo-estático em indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis" 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 Beatriz Magalhães Pereira (mestranda).

Eu, voluntariamente, concordo em participar desta pesquisa, realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG – que investiga o efeito de uma sessão de alongamento passivo-estático na rigidez passiva relativizada pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa e amplitude de movimento (ADM) de extensão do joelho.

Estou ciente da minha participação em mensurações da rigidez muscular passiva e ADM pelo *Flexmachine* e da área de secção transversa da coxa por meio da imagem de ressonância magnética, em ambas as coxas. Nesse período serei submetido a tricotomização (raspagem dos pêlos) da região posterior da coxa e da perna para a colocação dos eletrodos.

Por tratar o estudo da aplicação de uma técnica de alongamento bastante comum na prática esportiva e de reabilitação, além da presença contínua dos pesquisadores durante a execução da mesma, são considerados mínimos os riscos associados a este estudo que podem incluir dores musculares leves.

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

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

Sei que não está prevista qualquer forma de remuneração.

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

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

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2009.

Assinatura do voluntário: _____

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

Assinatura do pesquisador responsável: _____

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

Tel.: (31) 3409-2360 (Contato: Beatriz Magalhães Pereira)
(31) 9622-1114 (Contato: Beatriz Magalhães Pereira)

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

APÊNDICE B – Dados descritivos das variáveis do estudo

Grupo			Muito flexível		Pouco flexível		
Variável	Condição	Teste	Média (\pm DP)	Amplitude	Média (\pm DP)	Amplitude	
Rigidez passiva relativizada (N.m.cm ² /°)	Treinamento	Pré	0,96 \pm 0,59	0,16 - 2,34	1,89 \pm 0,61	1,04 - 3,07	
		Pós	0,98 \pm 0,58	0,29 - 2,70	2,01 \pm 0,61	0,93 - 3,07	
		Δ Dif	0,01 \pm 0,30	-0,60 - 0,67	0,12 \pm 0,52	-0,64 - 1,45	
	Controle	Pré	1,00 \pm 0,62	0,21 - 2,24	2,28 \pm 0,66	0,76 - 3,12	
		Pós	1,01 \pm 0,54	0,49 - 2,25	2,38 \pm 0,65	1,07 - 3,35	
		Δ Dif	0,01 \pm 0,27	-0,61 - 0,47	0,01 \pm 0,31	-0,62 - 0,55	
	ADM _{EMG} (°)	Treinamento	Pré	111,6 \pm 8,8	97,0 - 129,0	76,1 \pm 10,2	56,0 - 89,0
			Pós	119,2 \pm 7,4	109,0 - 134,0	83,1 \pm 10,5	55,0 - 96,0
			Δ Dif	7,6 \pm 3,8	3,0 - 18,0	6,9 \pm 4,0	-1,0 - 14,3
Controle		Pré	112,5 \pm 8,7	95,0 - 134,0	75,4 \pm 11,1	51,0 - 89,0	
		Pós	115,2 \pm 8,5	97,0 - 133,0	78,2 \pm 11,9	51,0 - 93,0	
		Δ Dif	2,8 \pm 2,3	-1,0 - 8,0	2,8 \pm 4,9	-6,3 - 11,0	
PSDA _{ADM} (°)		Treinamento	Pré	91,2 \pm 14,6	60,0 - 116,0	58,9 \pm 10,0	44,0 - 75,0
			Pós	100,9 \pm 12,9	77,0 - 119,0	65,7 \pm 10,9	47,0 - 84,0
			Δ Dif	9,7 \pm 4,7	3,0 - 17,0	6,8 \pm 3,5	1,0 - 14,0
	Controle	Pré	91,7 \pm 14,7	66,0 - 117,0	59,4 \pm 9,1	45,0 - 75,0	
		Pós	93,5 \pm 16,3	67,0 - 121,0	61,0 \pm 9,4	48,0 - 77,0	
		Δ Dif	1,7 \pm 4,2	-5,0 - 9,0	1,6 \pm 3,2	-6,0 - 7,0	

DP - desvio padrão; Δ Dif – média da diferença (Pós - Pré-teste); ADM_{EMG} – amplitude de movimento determinada pela eletromiografia; PSDA_{ADM} – ADM correspondente à primeira percepção subjetiva do desconforto ao alongamento; n = 18. Amplitude refere-se aos valores mínimos e máximos das variáveis.

ANEXO**ANEXO A – Parecer nº. ETIC 246/08**

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

Parecer nº. ETIC 246/08

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

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 18 de agosto de 2008, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Efeito agudo do alongamento passivo-estático sobre a rigidez passiva e energia relativizadas pela área de secção transversa muscular durante duas velocidade de alongamento"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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



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