

Fabrício Anício de Magalhães

**EFEITO DA VELOCIDADE DE ALONGAMENTO NA RIGIDEZ
RELATIVIZADA PELA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA MUSCULAR
DE INDIVÍDUOS POUCO FLEXÍVEIS E MUITO FLEXÍVEIS**

Belo Horizonte

2010

Fabrcio Anrcio de Magalhães

**EFEITO DA VELOCIDADE DE ALONGAMENTO NA RIGIDEZ
RELATIVIZADA PELA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA MUSCULAR
DE 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

2010

M188e Magalhães, Fabrício Anício de
2010 Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis. [manuscrito] / Fabrício Anício de Magalhães – 2010.
71 f., enc.: il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

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

Bibliografia: f. 55-64

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

CDU: 612.76

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



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



Dissertação intitulada “Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco e muito flexíveis”, de autoria do mestrando **Fabrizio Anício de Magalhães**, defendida em 11 de junho de 2010, 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. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

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

Belo Horizonte, 11 de junho de 2010.

Ao elenco que rege a minha vida: Deus Pai, o diretor; Espírito Santo, o roteirista; e Jesus Cristo, a estrela principal.

AGRADECIMENTOS

Foram três anos, três meses e cinco dias de muita luta, dificuldade, estresse físico e emocional, dedicação, renúncia, força de vontade, garra, esforço, paciência, longanimidade e domínio próprio. Essa vitória só foi possível devido a ajuda de pessoas enviadas por Deus, pois eu sei que não sou hábil o suficiente para executar nenhuma tarefa sozinho. Eu agradeço de todo o coração:

Ao Senhor Jesus, autor e consumidor da minha fé, que realiza milagres na minha vida. O meu ingresso no mestrado e a sua conclusão são alguns desses milagres. Ele tem me sustentado, fortalecido, abençoado e suprido todas as minhas necessidades.

À minha esposa Leandra e filha Anne, que me apoiaram em todos os momentos desta trajetória, com amor, carinho, paciência e compreensão.

À minha mãe Dorinha pela sua dedicação e amor, que sempre me apoiou e me encorajou a lutar cada vez mais pela realização dos meus sonhos.

Aos meus familiares que também fizeram parte desta conquista, como meu pai Laerte e irmã Pollyana.

Aos meus irmãos na fé, principalmente ao Pastor Eustáquio, que me suportaram em amor, com conselhos e orações.

Ao professor Mauro Heleno Chagas, por me orientar ao longo dos últimos seis anos. Ele sempre foi um exemplo de orientador, professor, pesquisador, amigo, marido e pai. Para mim, ele é uma referência de pessoa equilibrada, sensata, íntegra e respeitada.

Aos professores Hans Menzel e Sílvia Araújo pelas oportunidades concedidas no BIOLAB.

Aos integrantes do BIOLAB que sempre foram prestativos, em especial àqueles que me ajudaram: Pedro Valadão, Christian Emanuel, Renato Chagas, Luiz Maculan, Beatriz Pereira, Luciana Pesce e Débora Lucas. Também à Beatriz Pereira e Gustavo Peixoto pelo auxílio na escrita deste trabalho.

Às pessoas que voluntariamente participaram da amostra desta pesquisa, pela disponibilidade, empenho e boa vontade.

Aos profissionais: professor Antônio Pertence da 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 a todos os demais que contribuíram para a reforma do *Flexmachine*.

À secretaria de pós-graduação em ciências do esporte, por todos os serviços prestados, em especial às secretárias Cláudia e Karen.

À clínica ECOAR Medicina Diagnóstica, pela parceria na realização das ressonâncias magnéticas, em especial à Luciene Mota, à Ana Flávia e ao Clayton.

Aos professores Sérgio Fonseca e Luci Salmela, que se disponibilizaram em participar da banca de defesa e pelas suas importantes contribuições.

Ao professor Ricardo Carneiro por ter me dado a oportunidade de conhecer o grupo de pesquisa do BIOLAB.

À todos os amigos e colegas que sempre me ajudaram naquilo que lhes foi possível.

Clamo ao Senhor Jesus que retribua cem vezes mais a tudo o que vocês fizeram por mim. Só posso dizer muito obrigado!

"Não que sejamos capazes, por nós, de pensar alguma coisa, como de nós mesmos, mas a nossa capacidade vem de DEUS". 2º Coríntios 3:5. Bíblia Sagrada. Edição revista e corrigida. Brasil, SBB, 1997.

RESUMO

O objetivo deste estudo consistiu em investigar o efeito de duas velocidades de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa de indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Dezoito homens e dezoito mulheres foram alocados em dois grupos, de acordo com a amplitude de movimento articular determinada pelo aumento significativo da atividade eletromiográfica (ADM_{emg}). Os indivíduos com valores inferiores a 90° ou superiores a 95° de extensão passiva do joelho no *Flexmachine* ficaram no grupo Pouco flexível e no grupo Muito flexível, respectivamente. Os testes seguiram quatro etapas: 1ª) familiarização; 2ª) mensuração da ADM_{emg} e torque passivo na velocidade 5%/s; 3ª) mensuração da ADM_{emg} e torque passivo na velocidade 50%/s; e 4ª) mensuração da área de secção transversa (AST) dos músculos posteriores da coxa. Mediram-se a ADM_{emg} e o torque passivo no *Flexmachine* e a AST na imagem de ressonância magnética. Ambos os membros inferiores foram utilizados, totalizando 72 amostras. O estresse passivo foi calculado dividindo os valores do torque passivo pela AST e a rigidez relativizada foi calculada no terceiro terço da curva estresse passivo - ADM_{emg} . Os resultados demonstraram um CCI = 0,98 e EPM = $0,59\text{cm}^2$ para a AST e CCI = 0,91 a 0,98 e EPM = 0,11 a $0,26\text{N.m.cm}^{-2}/^\circ$ para a rigidez relativizada nas duas velocidades e nos dois grupos. Comparando a velocidade de alongamento 50%/s com 5%/s, a rigidez relativizada não se diferiu estatisticamente para ambos os grupos. A rigidez relativizada foi maior no grupo Pouco flexível comparada com o grupo Muito flexível ($p < 0,05$). Dessa forma, os procedimentos usados para calcular a AST e rigidez relativizada apresentaram alta confiabilidade; a velocidade de alongamento 50%/s não alterou significativamente a rigidez relativizada em relação à velocidade 5%/s para ambos os grupos; e a rigidez relativizada foi estatisticamente diferente entre os indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade em ambas as velocidades.

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

ABSTRACT

The aim of the present study was to investigate the effect of two stretching velocities on passive stiffness normalized by cross sectional area of hamstrings muscles in subjects with different levels of flexibility. Eighteen men and eighteen women were distributed in two groups, according to their joint range of motion determined by increased electromyography activity (ROM_{emg}). The subjects with either less than 90° or more than 95° of passive knee extension on Flexmachine were allocated in Low flexibility group or High flexibility group, respectively. The tests followed four stages: 1st) familiarization; 2nd) ROM_{emg} and passive torque measurement in velocity 5%/s; 3rd) ROM_{emg} and passive torque measurement in velocity 50%/s; e 4th) cross sectional area (CSA) of hamstrings muscles measurement. The ROM_{emg} and passive torque were measured by Flexmachine and the CSA were measured by magnetic resonance. Both lower limbs were assessed, reaching a total of 72 samples. Passive stress was calculated dividing passive torque by CSA. Normalized stiffness was calculated in the third portion of passive stress – ROM_{emg} curve. The results demonstrated an ICC = 0,98 and SEM = 0,59cm² for CSA, and an ICC = 0,91 to 0,98 and SEM = 0,11 to 0,26N.m.cm⁻²/° for normalized stiffness in all groups and all velocities. In comparison between the stretch velocity 50%/s to 5%/s, the normalized stiffness was not significantly different. Normalized stiffness was greater for the Low flexibility group than for the High flexibility group ($p < 0,05$). Thus, the procedures used to calculate CSA and normalized stiffness presented high reliability; the increase of stretch velocity of 5%/s to 50%/s did not alter significantly the normalized stiffness in both groups; and the normalized stiffness was statistically different according to the subjects' flexibility level in both velocities.

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

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Curva torque passivo – ADM.....	17
Figura 2 - Comparação da rigidez em duas velocidades	24
Figura 3 - <i>Flexmachine</i>	31
Figura 4 - Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia.	34
Figura 5 - Plano de coleta dos dados.....	36
Figura 6 - Mensuração da $ADM_{máx}$ e do torque passivo.	38
Figura 7 - Imagem de ressonância magnética.....	39
Figura 8 - Rigidez relativizada dos grupos Pouco flexível e Muito flexível.	44

LISTA DE TABELAS

1 - Características da amostra	42
2 - Confiabilidade da medida de rigidez relativizada	43
3 - Dados descritivos da rigidez relativizada	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM - Amplitude de movimento articular
ANOVA - Análise de variância
AST - Área de secção transversa muscular
BIOLAB - Laboratório de biomecânica
CCI - Coeficiente de correlação intraclasses
CENESP - Centro de Excelência Esportiva
CV - Coeficiente de variação
DASYLab - *Data Acquisition System Laboratory*
DP - Desvio padrão
EEFFTO - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG - Eletromiografia
EPM - Erro padrão da medida
GE - *General Electric Company*
HP - Hipótese de pesquisa
IHM - Interface homem-máquina
MQe - Média dos quadrados do erro
MQs - Média dos quadrados da amostra
PASW - *Predictive Analytics SoftWare*
ROM - *Joint range of motion*
SEM - *Standard error of measurement*
TE - Tamanho de efeito
UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais
UMT - Unidade musculotendínea

SUMÁRIO

1	Introdução	15
1.1	Objetivo	25
1.2	Hipóteses da pesquisa	26
1.2.1	Hipótese 1	26
1.2.2	Hipótese 2	26
2	Métodos	27
2.1	Amostra	27
2.2	Instrumentação	29
2.2.1	Flexmachine.....	29
2.2.2	Eletromiografia.....	32
2.2.3	Medidas antropométricas.....	34
2.2.4	Imagem de ressonância magnética	35
2.3	Procedimentos.....	35
2.3.1	Protocolos de coleta dos dados	37
2.3.2	Descrição das variáveis	40
2.4	Análise estatística.....	41
3	Resultados	42
4	Discussão.....	45
5	Conclusões	54
	Referências.....	55
	Apêndices	65
	Anexos	71

1 INTRODUÇÃO

Flexibilidade muscular pode ser definida como a habilidade de um músculo em alongar-se, permitindo que uma ou mais articulações alcancem determinada amplitude de movimento (BANDY, IRION e BRIGGLER, 1997). A capacidade física flexibilidade é rotineiramente treinada na preparação física (CHAN, HONG e ROBINSON, 2001) e na reabilitação de lesões musculoesqueléticas (MCNAIR *et al.*, 2002; MAGNUSSON, 1998). Essa prática é fundamentada no senso comum de que há relação entre: a) flexibilidade muscular e desempenho atlético (GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON, 1998; TAYLOR, BROOKS e RYAN, 1997); b) flexibilidade muscular e índice de lesões musculoesqueléticas (REID e MCNAIR, 2004; HUNTER e SPRIGGS, 2000; HALBERTSMA, VAN BOLHUIS e GOEKEN, 1996); e c) flexibilidade muscular e dor muscular tardia após atividade física (HALBERTSMA *et al.*, 1999; MCHUGH *et al.*, 1999; MAGNUSSON, 1998). Contudo, essas relações ainda não estão completamente estabelecidas na literatura. Nesses estudos, os procedimentos de mensuração e os protocolos de treinamento da flexibilidade são heterogêneos, os métodos utilizados para medir o desempenho atlético são diferentes e as lesões relacionadas com a prática esportiva são variadas (AQUINO *et al.*, 2006; HUNTER, COVENEY e SPRIGGS, 2001; MCHUGH *et al.*, 1999). Portanto, o real impacto da flexibilidade muscular na ocorrência de lesões e no desempenho funcional ainda precisa ser investigado (AQUINO *et al.*, 2006).

Diversos pesquisadores mensuraram a flexibilidade muscular por meio da amplitude de movimento articular (ADM) (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 2000; MAGNUSSON *et al.*, 1997), de forma que uma alteração na ADM após um treinamento específico representa alteração na flexibilidade muscular (ROBERTS e WILSON, 1999; BANDY, IRION e BRIGGLER, 1998; BANDY e IRION, 1994). Contudo, a medida isolada da ADM não oferece informações relevantes sobre as propriedades passivas musculares, pois não considera a resistência passiva oferecida pelos músculos esqueléticos durante um alongamento (MAGNUSSON, 1998). Fatores psicológicos podem interferir na mensuração da ADM máxima, como a tolerância individual a dor e o desejo dos indivíduos de

demonstrar progresso nessa medida (TOFT *et al.*, 1989). Além do mais, as medidas de ADM poderiam representar apenas mudanças no comprimento muscular (GAJDOSIK *et al.*, 2005), sem informações adicionais sobre as propriedades biomecânicas da unidade musculotendínea (UMT). De outro lado, o torque medido durante um alongamento passivo é uma medida da resistência passiva do grupo muscular que está sendo alongado (MAGNUSSON *et al.*, 1996b; MAGNUSSON *et al.*, 1995). Entretanto, apenas a medida torque não considera a quantidade de deformação ocorrida na UMT. Por isso, uma alternativa mais completa de mensurar a resposta da UMT à deformação é o registro simultâneo da ADM e do torque que, por sua vez, permite o cálculo de outras variáveis, como a rigidez.

A rigidez é uma resposta mecânica do tecido biológico que depende do estresse aplicado e da deformação ocorrida (LATASH, 1993). Estresse é a força resistiva interna de um corpo à deformação dividida pela sua área de secção transversa (MAGNUSSON, 1998). Deformação é a mudança no comprimento de um corpo dividido pelo seu comprimento inicial (MAGNUSSON, 1998). De acordo com a Lei de *Hooke*, quando se aumenta o estresse aplicado em um tecido biológico, a deformação tecidual também aumenta (MAGNUSSON, 1998). A magnitude dessa deformação depende das características mecânicas desse tecido (AQUINO *et al.*, 2006). A rigidez é uma estimativa da resistência passiva que a UMT oferece em resposta à mudança no seu comprimento (BLACKBURN *et al.*, 2004a). É classificada como: a) “ativa”, quando o alongamento ocorre com atividade eletromiográfica significativa do músculo alongado; e b) “passiva”, quando o alongamento ocorre sem atividade eletromiográfica significativa do músculo alongado (GAJDOSIK, 2001; HUNTER e SPRIGGS, 2000). A rigidez é calculada por meio da inclinação da curva estresse passivo – deformação (MAGNUSSON *et al.*, 2000) ou da inclinação da curva torque passivo – ADM (MAGNUSSON, AAGAARD e NIELSON, 2000; MAGNUSSON, 1998). A curva torque passivo – ADM pode ser dividida em três porções: a) primeiro terço; b) segundo terço, e c) terceiro terço (FIG. 1). A rigidez passiva comumente é calculada no terceiro terço dessa curva (MAGNUSSON *et al.*, 1996b), devido ao fato do seu coeficiente de variação ser baixo (CV= 5,8 a 14,5%) enquanto no primeiro terço o CV varia entre 20-28% (MAGNUSSON, 1998).

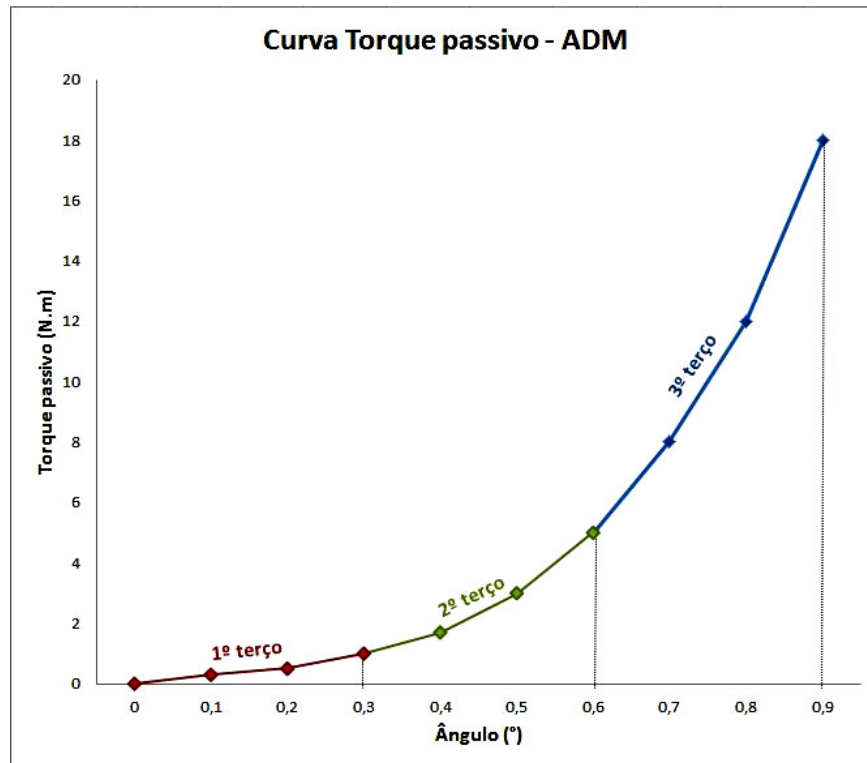


Figura 1 - Curva torque passivo – ADM.

Fonte: Elaboração própria.

O torque é resultado da somatória entre as propriedades viscoelásticas musculares e a ativação das miofibrilas. O estado de ativação das miofibrilas depende da excitabilidade dos motoneurônios alfa, que, por sua vez, têm a sua responsividade influenciada pelos motoneurônios gama (PEARSON e GORDON, 2000). O ajuste contínuo da rigidez muscular envolve a ação dos mecanorreceptores periféricos (articulares, musculares e cutâneos) e dos motoneurônios alfa e gama sobre o sistema fuso-muscular-gama. A alta responsividade do motoneurônio gama faz dele um mecanismo que ajusta a rigidez muscular continuamente, preparando a articulação para possíveis perturbações (FONSECA, OCARINO e SILVA, 2004). A mensuração do torque passivo, utilizado no cálculo da rigidez, é realizada durante um alongamento passivo lento, para impedir ou minimizar o reflexo de alongamento. O movimento lento também é utilizado para padronizar a resposta viscoelástica muscular à carga de alongamento e para minimizar os efeitos da inércia sobre o momento articular (BLACKBURN *et al.*, 2004a). Além disso, utiliza-se o registro da atividade eletromiográfica basal de repouso para minimizar a influência das miofibrilas ativas na mensuração do torque passivo.

A resistência passiva ao alongamento origina-se das estruturas anatômicas posicionadas dentro e ao redor das articulações, como músculos, tendões, pele, tecidos subcutâneos, fâscias, ligamentos, cápsulas articulares, cartilagens e ossos (RIEMANN *et al.*, 2001; HALBERTSMA *et al.*, 1999; LIEBER e SHOEMAKER, 1992). Essa resistência depende da quantidade e do arranjo estrutural das fibras colágenas nos tecidos conjuntivos presentes no músculo (MAGNUSSON *et al.*, 2000; GRIFFITHS, 1991; TAYLOR *et al.*, 1990). Da resistência passiva total, 41% derivam do tecido muscular (JOHNS e WRIGHT, 1962). Os músculos, incluindo os seus envoltórios, são as estruturas anatômicas que mais contribuem para a resistência passiva. De acordo com Gajdosik (2001), durante um alongamento passivo os fatores musculares que derivam a resistência passiva são: a) alongamento das pontes-cruzadas ativas entre os miofilamentos actina e miosina; b) alongamento das proteínas não contráteis do citoesqueleto do sarcômero; e c) deformação dos tecidos conjuntivos localizados dentro e ao redor do ventre muscular. As ligações estáveis entre actina e miosina geram ativamente um nível muito baixo de tensão em repouso, que podem contribuir para a resistência passiva durante o alongamento do sarcômero (GAJDOSIK, 2001).

Dentre as proteínas não contráteis do citoesqueleto do sarcômero, a titina (ou conectina) é considerada a principal responsável pela força de tensão passiva do sarcômero (SCHLEIP *et al.*, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 2000; PATEL e LIEBER, 1997; HOROWITS e PODOLSKY, 1987). Ela é uma proteína gigante que interconecta a miosina e os discos Z do sarcômero (OCHI, NAKAZATO e ISHII, 2007; WANG *et al.*, 1991). O modelo mecânico que descreve a titina é o de duas molas em série, em que a mola mais rígida se localiza na banda A e a mola menos rígida está presente na banda I do sarcômero (LABEIT e KOLMERER, 1995). Assim, quando um sarcômero se alonga, a titina também se alonga, possibilitando uma deformação homogênea do sarcômero nas duas extremidades da miosina, mantendo-a centralizada e permitindo um posicionamento adequado dos miofilamentos (HOROWITS e PODOLSKY, 1987). Além da titina, a desmina (ou esqueletina) é outro constituinte do citoesqueleto do sarcômero que também contribui para a resistência passiva (GAJDOSIK, 2001). A desmina é uma proteína que conecta transversalmente os discos Z de sarcômeros em paralelo (GAJDOSIK, 2001) e os discos Z aos costâmeros (PATEL e LIEBER, 1997), promovendo maior

estabilização mecânica e melhor redistribuição da força tênsil entre os sarcômeros (GAJDOSIK *et al.*, 2005; PATEL e LIEBER, 1997).

Outro fator que influencia a resistência passiva muscular é a deformação dos envoltórios musculares: endomísio, perimísio e epimísio (GAJDOSIK, 2001; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001b). Embora esses três envoltórios colaborem para a resistência passiva, a maior contribuição é atribuída ao perimísio (ROWE, 1981). O perimísio reveste os fascículos musculares e conecta-se ao epimísio e ao endomísio (TROTTER e PURSLOW, 1992; ROWE, 1981). Por ser em maior quantidade no músculo, as funções do perimísio são: redistribuir a força tênsil de maneira uniforme entre os demais componentes musculares; e prevenir um alongamento muscular excessivo (MAGNUSSON, 1998). Além disso, no perimísio podem ser encontrados miofibroblastos que respondem prontamente aos estímulos mecânicos, podendo aumentar consideravelmente a rigidez passiva (SCHLEIP *et al.*, 2006). No perimísio, as fibras colágenas apresentam o formato ondular que se retificam quando o músculo é alongado (GAJDOSIK, 2001; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001b). A organização estrutural específica da matriz conjuntiva do perimísio possibilita maior deformação deste tecido (ROWE, 1981). A quantidade de ligações cruzadas (*cross-links*) entre as fibras de colágeno da matriz conjuntiva do perimísio determina a sua taxa de deformação (VIIDIK, 1973). Assim, tecidos com diferentes organizações estruturais da matriz conjuntiva apresentam diferentes resistências à deformação (GOSSELIN *et al.*, 1998; PURSLOW, 1989; VIIDIK, 1973). Gosselin *et al.*, (1998) demonstraram que o tecido conjuntivo de ratos senescentes apresenta maior rigidez passiva que o de ratos jovens, por apresentar mais ligações cruzadas entre as moléculas de colágeno.

Quanto maior for a rigidez de um tecido biológico, maior será a sua habilidade de absorver energia cinética, minimizando a susceptibilidade de lesões (LATASH, 1993). Um tecido mais rígido se deforma menos com a aplicação de uma força externa, podendo armazenar mais energia elástica (BLACKBURN *et al.*, 2004b; MAGNUSSON *et al.*, 2000). Por esse motivo, uma rigidez passiva aumentada significa uma maior resistência à deformação, diminuindo os movimentos bruscos e descontrolados (LAMBERTZ *et al.*, 2003), o que é importante para o controle motor e para a redução da incidência de lesões (MAGNUSSON, 1998). Em contrapartida, músculos mais rígidos foram relacionados com mais sintomas de lesões musculares

que músculos menos rígidos após um treinamento de força com ações musculares excêntricas (MCHUGH *et al.*, 1999). Um músculo menos rígido pode apresentar respostas mais adequadas para a prevenção de lesões porque ele tem a capacidade de se estender a um comprimento maior. Ele pode armazenar mais energia elástica em resposta a uma deformação (MCNAIR *et al.*, 2001), reduzindo a possibilidade de lesionar as miofibrilas (MCHUGH *et al.*, 1999). Em meio às contraposições, o mais importante não é ter uma rigidez muscular aumentada ou diminuída. O ideal é ter uma rigidez muscular apropriada para a absorção de forças de impacto e para o armazenamento de energia elástica (KUITUNEN *et al.*, 2002), que será reutilizada em movimentos subsequentes (AQUINO *et al.*, 2006; MAGNUSSON, AAGAARD e NIELSON, 2000), uma vez que as demandas mecânicas durante as diferentes tarefas esportivas ou, mesmo, do dia a dia, são específicas. Assim, a rigidez passiva e a absorção de energia elástica são respostas da UMT que podem ajudar não somente na prevenção de lesões musculares (AQUINO *et al.*, 2006; MAGNUSSON, 1998), mas também no aumento do desempenho durante os movimentos (WILSON, MURPHY e PRYOR, 1994). Todavia, a relação ótima entre rigidez, lesões musculoesqueléticas e desempenho funcional ainda não é conhecida.

Diversos autores estudaram a relação entre flexibilidade muscular e rigidez passiva, tendo encontrado resultados divergentes (AQUINO *et al.*, 2006; BLACKBURN *et al.*, 2004b; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001a). Como a flexibilidade muscular é geralmente medida por meio da variável ADM (AQUINO *et al.*, 2006; MCHUGH *et al.*, 1998) e a rigidez passiva é calculada por meio da razão entre a variação do torque passivo e a variação da ADM (GAJDOSIK, 1995), teoricamente há uma relação inversa entre a rigidez e a flexibilidade (AQUINO *et al.*, 2006). Magnusson *et al.* (2000) compararam a rigidez passiva nos últimos dez graus da curva torque – ADM de indivíduos que apresentavam restrição da ADM de extensão do joelho (pouco flexíveis) com aqueles sem restrição da ADM de extensão do joelho (flexibilidade normal). Os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maior rigidez que aqueles com flexibilidade normal (MAGNUSSON *et al.*, 2000). Porém, Magnusson *et al.* (2000) não calcularam o coeficiente de correlação entre a rigidez passiva e a ADM máxima. Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2001b) calcularam esse coeficiente e encontraram uma correlação negativa significativa ($r = -0.78$, $R^2 = 0.60$; $p < 0,001$), em que a rigidez passiva foi

considerada como índice de flexibilidade. De outro lado, Aquino *et al.* (2006) encontraram uma correlação inversa significativa entre a rigidez passiva e a flexibilidade muscular, porém com um coeficiente de determinação baixo ($r = -0.48$, $R^2 = 0.23$; $p = 0,005$). Os resultados de Blackburn *et al.* (2004a) corroboram com os de Aquino *et al.* (2006), mostrando correlação significativa e moderada entre a ADM ativa e a rigidez passiva ($r = 0.515$, $R^2 = 0.265$; $p = 0,05$). Dessa forma, os valores dessa correlação dependem da metodologia utilizada para mensurar a flexibilidade e a rigidez passiva, pois no estudo de Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2001b) as medidas foram realizadas no músculo tríceps sural, ao passo que nos estudos de Blackburn *et al.* (2004a) e Aquino *et al.* (2006) as medidas foram realizadas nos músculos posteriores da coxa. O baixo coeficiente de determinação demonstrado por Blackburn *et al.* (2004) e Aquino *et al.* (2006) sugere que outros fatores influenciam a rigidez passiva além da flexibilidade, como a área de secção transversa muscular.

Como mencionado, um importante fator que influencia a rigidez passiva é a área de secção transversa das estruturas anatômicas que geram o torque passivo (MCHUGH *et al.*, 1992). A rigidez passiva se correlaciona 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, 2001b). O aumento da massa muscular gera o aumento na rigidez passiva por três mecanismos: a) mais pontes cruzadas entre os miofilamentos actina e miosina (BLACKBURN *et al.*, 2004b); b) aumento da força tênsil sobre o endomísio e perimísio ao redor dos músculos (CHLEBOUN *et al.*, 1998); e c) maior quantidade de tecido conjuntivo em série e em paralelo (GAJDOSIK, VANDER LINDEN e WILLIAMS, 1999). Desse modo, a espessura muscular medida por meio da área de secção transversa é um importante componente da resistência passiva. Em comparação aos homens, as mulheres geralmente possuem menor rigidez passiva, por possuírem menor massa muscular (BLACKBURN *et al.*, 2004b), sendo que o índice de 84% da variância comum da rigidez é explicado pela massa muscular (CHLEBOUN *et al.*, 1997). A maior rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa de homens decorre da maior massa muscular dos membros inferiores (GAJDOSIK, GIULIANI e BOHANNON, 1990). Quando os valores da rigidez passiva de homens e mulheres foram relativizados pela massa corporal (GAJDOSIK, GIULIANI e

BOHANNON, 1990) ou pela massa da coxa (BLACKBURN *et al.*, 2004b), não houve diferença significativa entre os sexos.

A maioria das pesquisas que calcularam a rigidez passiva em diferentes situações experimentais utilizou apenas os valores absolutos do torque passivo, não considerando a área de secção transversa dos músculos que estão sendo alongados. Dessa forma, é possível que a rigidez absoluta e a rigidez relativizada pela área de secção transversa apresentem valores individuais distintos, o que muda completamente a análise dos resultados. A rigidez relativizada pela área de secção transversa, ou simplesmente rigidez relativizada, representa a rigidez de uma unidade de área muscular, ao invés da rigidez absoluta total do músculo. Nesse contexto, os estudos que realizaram comparações entre diferentes grupos experimentais e que não consideraram esse aspecto apresentam limitação metodológica que dificulta a interpretação dos resultados. McHugh *et al.* (1999) alocaram 21 indivíduos em três grupos, de acordo com a medida da rigidez passiva: a) grupo “complacente” - 6 mulheres e 1 homem; b) grupo “normal” - 4 homens e 2 mulheres; e c) grupo “rígido” - 6 homens e 1 mulher. Se esses autores tivessem relativizado a rigidez passiva pela área de secção transversa muscular, a alocação dos indivíduos nos grupos e, possivelmente, os resultados e as conclusões dessa pesquisa seriam diferentes. Portanto, a rigidez relativizada parece ser mais apropriada para analisar a resistência passiva que um músculo oferece em resposta a uma mudança no seu comprimento durante um alongamento que a rigidez absoluta (MAGNUSSON *et al.*, 2000).

Uma forma direta e confiável de mensurar a área de secção transversa de um músculo “*in vivo*” contempla o uso de ultrassonografia, tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que fornecem imagens precisas do músculo a ser analisado (AHTIAINEN *et al.*, 2010; TOTHILL e STEWART, 2002; MITSIOPOULOS *et al.*, 1998; MAUGHAN, WATSON e WEIR, 1983). A ressonância magnética é considerada o exame “padrão ouro” para medir a espessura de qualquer músculo (BEMBEN, SATO e ABE, 2005; TOTHILL e STEWART, 2002), pois permite clara diferenciação entre os tecidos biológicos (NARICI *et al.*, 1989), devido ao alto contraste entre gordura, ligamentos, vasos e músculos (HOUSH *et al.*, 1995; NARICI, ROI e LANDONI, 1988). O CV para a medida da área de secção transversa por meio da imagem de ressonância magnética varia entre 0,3% a 2,1% (ABE,

KEARNS e FUKUNAGA, 2003; NARICI *et al.*, 1989). As maiores desvantagens da imagem por ressonância magnética prendem-se a seu custo elevado e à contra-indicação para as pessoas que sofrem de claustrofobia (TOTHILL e STEWART, 2002). Devido às suas vantagens sobre os demais exames por imagem, a ressonância magnética é o exame mais utilizado na literatura para avaliar a área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa (BEMBEN, SATO e ABE, 2005; TOTHILL e STEWART, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 1997; NARICI *et al.*, 1989).

Outro fator que modifica a rigidez passiva é a velocidade com que se realiza o alongamento muscular, geralmente controlada por meio da velocidade angular da articulação (SINGER *et al.*, 2003; DUNNE, SINGER e ALLISON, 2003; MCNAIR *et al.*, 2002). A UMT exhibe propriedades viscoelásticas caracterizadas por um comportamento viscoso e elástico, que depende da velocidade e da força utilizadas no alongamento (MCHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990). Em materiais com o comportamento viscoelástico, maiores estresses são alcançados em maiores velocidades de deformação (TAYLOR *et al.*, 1990). A resposta viscoelástica dos tecidos biológicos depende da quantidade de colágeno, água e polissacarídeos, e do arranjo estrutural desses constituintes (MCNAIR *et al.*, 2001). Um alongamento realizado em uma velocidade lenta permite a redistribuição desses fluidos sem aumentos significativos da resistência passiva. Com o aumento gradual da velocidade, essa resistência aumenta rapidamente (MCNAIR *et al.*, 2002).

A dependência da velocidade de alongamento é explicada pela quantidade de relaxamento viscoelástico ao estresse tênsil que ocorre nos tecidos biológicos para um dado intervalo de tempo (TAYLOR *et al.*, 1990). Quanto maior a velocidade de alongamento, mais rápida será a redistribuição de água e polissacarídeos (MAHIEU *et al.*, 2007). Isso aumenta o atrito entre esses constituintes, devido à grande demanda para reorganizá-los dentro da matriz colagenosa, acarretando o aumento da resistência passiva (FIG. 2). Singer *et al.* (2003) demonstraram que o componente viscoelástico foi o maior responsável pelo aumento da resistência passiva, ao compararem a velocidade 25%/s com a 5%/s de alongamento, e que a resistência passiva não se relacionou com a atividade contrátil muscular medida pela eletromiografia. Outros aspectos também podem influenciar a resistência passiva durante um alongamento rápido, como: morfologia muscular, tensão de repouso dos miofilamentos finos e grossos e fricção devido ao deslizamento entre os

miofilamentos (SINGER *et al.*, 2003). McNair *et al.*, (2002), ao investigarem diferenças nas variáveis viscoelásticas associadas com diferentes velocidades de alongamento (5%/s e 25%/s), verificaram um aumento na resistência passiva máxima e na rigidez passiva com o aumento da velocidade, em concordância com os resultados de Lamontagne, Malouin e Richards (1997).

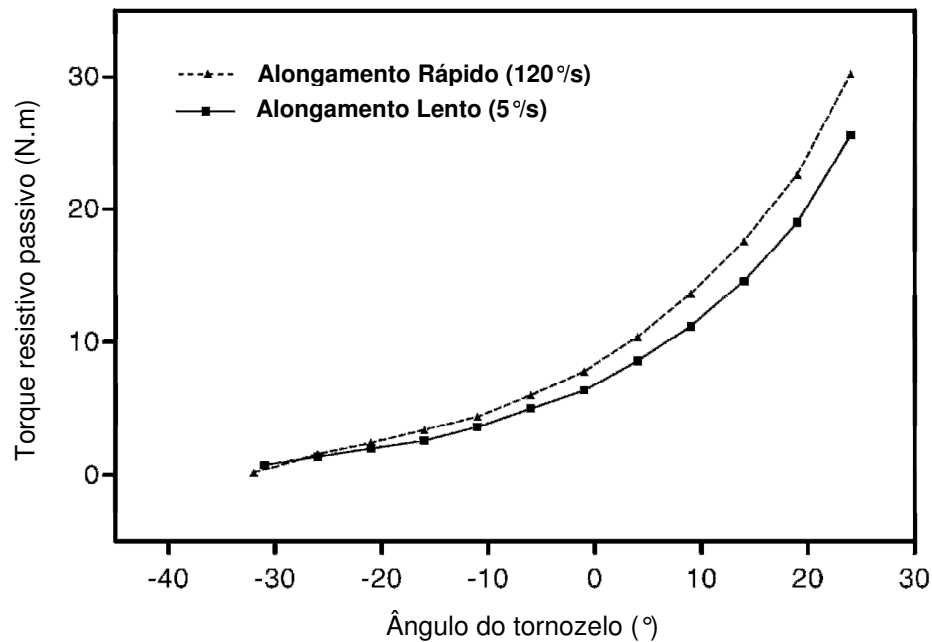


Figura 2 - Comparação da rigidez muscular passiva em duas velocidades de alongamento.

Fonte: modificado de GAJDOSIK *et al.*, 2005, p.135.

Durante um alongamento, a velocidade com que a UMT absorve energia é diferente da velocidade com que a energia é dissipada. Essa diferença de energia é dissipada em forma de calor e/ou empregada para modificar a estrutura interna do músculo, predispondo-o a lesões (TAYLOR *et al.*, 1990). As lesões por estiramento muscular ocorrem frequentemente em esportes que demandam ações rápidas de aceleração e desaceleração, como futebol, salto, corrida, basquete, esqui e ginástica, pois são realizados em grandes amplitudes de movimento e/ou em altas velocidades de alongamento (LIN, CHANG e CHANG, 1999). Durante o chute, no futebol, a velocidade angular de flexão-extensão do quadril varia entre 171.9%/s e 286.5%/s; a flexão do joelho, entre 745%/s e 860%/s; e a flexão plantar alcança 860%/s

(KELLIS e KATIS, 2007). Na marcha de indivíduos adultos normais, durante a fase de impulsão, a velocidade angular do quadril alcança 182°/s e a do joelho, 322°/s (PIAZZA e DELP, 1996).

Na revisão da literatura foram encontrados apenas os estudos de Magnusson *et al.* (2000) e Magnusson *et al.* (1997) que relativizaram o torque passivo pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa para o cálculo da rigidez passiva. Contudo, eles não investigaram a influência de diferentes velocidades de alongamento sobre a rigidez relativizada. Concomitantemente, os estudos que mensuraram o torque em diferentes velocidades de alongamento passivo não levaram em consideração a sua relativização (NORDEZ *et al.*, 2009; NORDEZ *et al.*, 2008; GAJDOSIK *et al.*, 2005; DUNNE, SINGER e ALLISON, 2003; SINGER *et al.*, 2003; MCNAIR *et al.*, 2002; LAMONTAGNE, MALOUIN e RICHARDS, 1997). Portanto, é importante conhecer a resposta da rigidez relativizada em diferentes velocidades de alongamento para diferentes populações, pois ela fornece informações importantes para o entendimento da base mecânica do alongamento muscular. A adequada compreensão dos mecanismos envolvidos no alongamento muscular é necessária para a maximização do desempenho esportivo e para o diagnóstico de fatores de risco de lesões musculoesqueléticas.

1.1 Objetivo

O objetivo deste estudo consistiu em analisar o efeito das velocidades de alongamento 5°/s e 50°/s na rigidez passiva relativizada pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa de indivíduos muito flexíveis e indivíduos pouco flexíveis.

1.2 Hipóteses da pesquisa

1.2.1 Hipótese 1

A rigidez relativizada na velocidade 50%/s é maior que a rigidez relativizada na velocidade 5%/s, independente do grupo experimental.

1.2.2 Hipótese 2

A rigidez relativizada do grupo Pouco flexível é maior que a rigidez relativizada do grupo Muito flexível, independente da velocidade de alongamento.

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 da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG) e de contatos pessoais com eles. 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 34 amostras por grupo experimental. Devido à possibilidade de desistência ou exclusão de alguns indivíduos, optou-se por utilizar um n de 36 amostras, nove homens e nove mulheres por grupo experimental.

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 *Flexmachine*. Aqueles indivíduos que tiveram uma ADM média de extensão do joelho entre 50° a 90° foram alocados no grupo Pouco flexível e aqueles que tiveram uma ADM média de extensão do joelho entre 95° a 135° foram alocados no 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 amostral. Assim, totalizaram-se 36 unidades amostrais por grupo experimental provenientes de 18 indivíduos.

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 dos 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 dos 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 3 pertencentes ao grupo Pouco flexível, 2 indivíduos pertencentes ao grupo Muito flexível e 26 que ficaram na faixa de ADM entre 90° e 95°, restando 36 indivíduos. Destes, 2 (5,5%) treinavam e 34 (94,5%) não treinavam flexibilidade periodicamente no grupo Pouco flexível; e 12 (33,3%) treinavam e 24 (66,7%) não treinavam flexibilidade periodicamente no grupo Muito flexível.

Todos os indivíduos receberam as informações quanto aos objetivos e ao processo metodológico desta pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A) concordando em participar voluntariamente 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-UFMG, e na Clínica ECOAR Medicina Diagnóstica, unidade Santo Antônio, Belo Horizonte.

2.2 Instrumentação

2.2.1 *Flexmachine*

O aparelho isocinético denominado *Flexmachine*, desenvolvido no BIOLAB-EEFFTO-UFMG, foi utilizado para mensurar a amplitude de extensão passiva do joelho e o torque passivo (BERGAMINI, 2008; MAGALHÃES *et al.*, 2007; PEIXOTO, 2007).

Esse aparelho consiste em duas cadeiras conectadas a um braço mecânico. Cada cadeira possui um ajuste vertical, um encosto com inclinação de 95° e um assento com desnível de 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 a 45° de flexão de quadril em relação ao solo (FIG. 3A e FIG. 3B). De acordo com Magnusson *et al.* (1996b), esse posicionamento permite o alongamento dos músculos flexores do joelho sem a participação de estruturas anatômicas que limitam 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 feito por dois botões de um controle remoto: um para elevá-lo e outro para abaixá-lo. A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada por um potenciômetro localizado em seu eixo de rotação. Para garantir a segurança dos indivíduos, o ângulo máximo do braço mecânico é controlado por uma interface homem-máquina (IHM), que o restringe a valores configurados previamente (FIG. 3C). O valor do ângulo máximo do braço mecânico foi programado para 140°.

A calibração do potenciômetro foi realizada com o auxílio de um esquadro (precisão de 0,5°) 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.

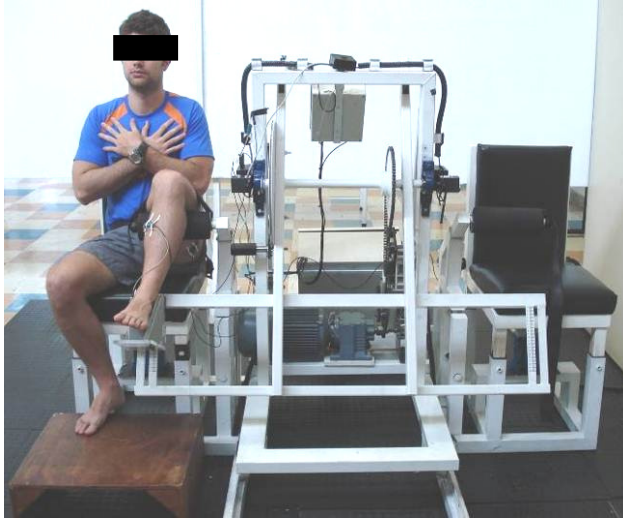
Na porção distal do braço mecânico, há uma plataforma de força (*Refitronic®*, *Schmitt*, *Germany*) cujo posicionamento é ajustável individualmente ao comprimento da perna (FIG. 3B). A acomodação mecânica da plataforma de força foi examinada durante 20 segundos, pesando-se um objeto de massa igual a 5,6kg. Esse objeto foi posicionado sobre ela três vezes, e a média dos valores obtidos nos dois segundos iniciais foi comparada com a média dos dois segundos finais. O teste-*t* pareado não apontou diferença significativa entre as medidas dos segundos iniciais e dos segundos finais.

O potenciômetro e a plataforma de força foram conectados a um box 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*.

2.2.1.1 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 um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados de forma que o quadril ficasse fletido a 45° em relação ao solo. O calcanhar foi posicionado sobre a plataforma de força, que possui um suporte de acrílico disposto lateralmente, para se evitar uma rotação externa do joelho e quadril homolateral. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, de modo a deixar toda a região plantar apoiada (FIG. 3A e FIG. 3B).

A



B



C



Figura 3 - *Flexmachine*. A) vista anterior; B) vista lateral; e C) vista posterior.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

Por fim, a cadeira e a base do braço mecânico eram ajustados de forma que o epicôndilo lateral femoral do membro inferior testado fosse alinhado com o eixo do braço mecânico. De tal modo, o centro de rotação do joelho foi alinhado com o centro de rotação do braço mecânico. O posicionamento de um indivíduo foi fotografado e apresentado nas Figuras 3A, 3B e 3C.

2.2.2 Eletromiografia

A captação da atividade eletromiográfica (EMG) foi realizada utilizando 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. Eles foram colocados longitudinalmente, no sentido das fibras musculares dos músculos semitendinoso e gastrocnêmio medial de cada membro inferior, com o eletrodo de referência posto sobre o maléolo medial (DE LUCA, 1997).

Os locais de posicionamento dos eletrodos foram previamente tricotomizados, higienizados com álcool a 96° e marcados com caneta hidrocor. A distância intereletrodos foi aproximadamente de 3cm. Com o indivíduo deitado 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 posto no ponto médio dessa linha e o segundo eletrodo imediatamente superior ao primeiro, nessa mesma linha (FIG. 4). Logo após, pediu-se uma contração isométrica de flexão do joelho para conferir se os locais de colocação dos eletrodos estavam corretos. 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. Em seguida, outros dois eletrodos foram colocados no ventre muscular do gastrocnêmio medial, aproximadamente a 15cm distal da fossa poplíteia (FIG. 4) (CORNWELL, NELSON e SIDAWAY, 2002).

Os dados brutos da EMG foram analisados utilizando 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. A EMG foi coletada com frequência de amostragem de 1000Hz e com filtro *Butterworth* de 2ª ordem com passa-baixo de 15Hz.

O valor máximo da ADM e do torque passivo foi determinado por meio da EMG, para evitar a influência de uma possível contração muscular sobre essas variáveis durante o teste de flexibilidade. Esse processo ocorreu nas seguintes etapas: 1ª) as atividades eletromiográficas dos músculos semitendinoso e gastrocnêmio foram gravadas durante os dois segundos iniciais do teste de flexibilidade; 2ª) a atividade eletromiográfica basal foi a média somada a dois desvios padrão; 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_{emg} e do torque para o momento exato em que o limiar foi excedido. Dessa forma, os valores da ADM_{emg} e do torque passivo foram determinados pela eletromiografia e utilizados para a análise estatística. Em cada tentativa um novo valor basal foi criado.



Figura 4 - Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

2.2.3 Medidas antropométricas

A massa corporal e a 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 adquiridas por um profissional médico radiologista com dez 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. Cada imagem foi obtida no plano transversal de ambas as coxas no início do terço distal do fêmur, cujo comprimento foi mensurado com uma fita métrica universal entre a prega inguinal e a borda superior da patela. De acordo com Narici *et al.* (1988), é no terço distal do fêmur que se encontra a maior AST dos músculos posteriores da coxa.

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. Após o esclarecimento das perguntas referentes aos procedimentos metodológicos, foram realizadas as medidas antropométricas.

A massa da perna, utilizada para a correção do seu peso em relação à gravidade, foi mensurada 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. Esse procedimento foi repetido por três vezes em cada membro inferior, e a média dos dois últimos valores foi usada para a análise. Em seguida, os 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 após a familiarização, cientes de que todo o procedimento levaria entre 30 a 45 minutos. O intervalo entre as sessões 1, 2 e 3 foi de 24 a 48 horas e a sessão 4 foi realizada em torno de 15 dias após a sessão 3 (FIG. 5). A sessão 2 e a sessão 3 foram realizadas no mesmo horário do dia para cada voluntário. Os indivíduos foram instruídos a não realizar treinamentos de força e/ou flexibilidade durante o período da pesquisa.

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 posicionados. Em seguida, os indivíduos foram devidamente posicionados no *Flexmachine*, repetindo-se as instruções dadas anteriormente durante a familiarização. Cada indivíduo realizou três repetições válidas para mensurar as variáveis ADM e torque passivo em dois dias, um para cada velocidade de alongamento. O desenho esquemático do protocolo experimental está demonstrado na Figura 5.

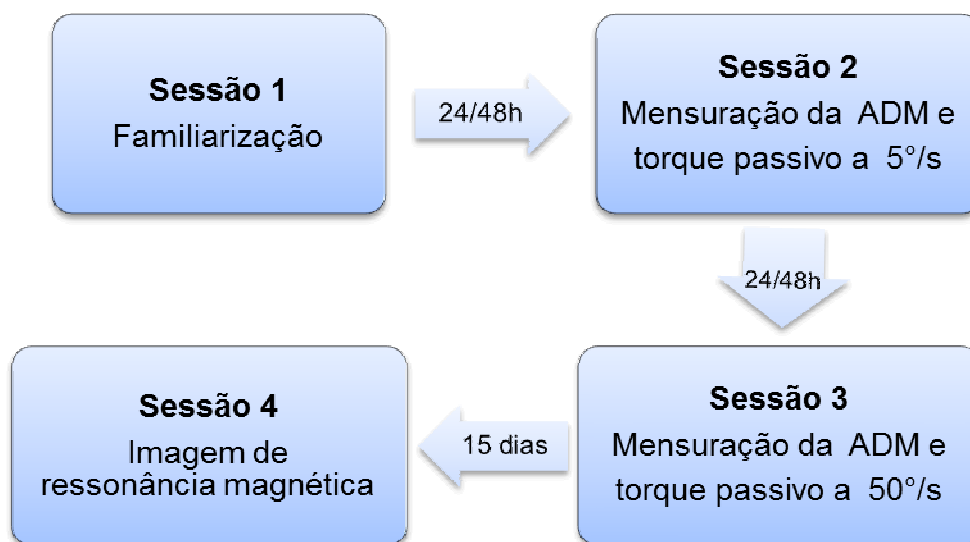


Figura 5 - Plano de coleta dos dados

Fonte: Elaboração própria.

2.3.1 Protocolos de coleta dos dados

2.3.1.1 Mensuração da ADM e torque passivo

O método de mensuração da ADM e do torque passivo adotado nesta pesquisa foi similar ao utilizado em estudos prévios (BERGAMINI, 2008; PEIXOTO, 2007; MAGNUSSON *et al.*, 2000; MAGNUSSON *et al.*, 1997).

- Padronização para o teste: realizaram-se três tentativas válidas para cada membro inferior. Em cada tentativa, o joelho foi estendido pelo braço mecânico do *Flexmachine* na velocidade 5%/s até alcançar a ADM máxima ($ADM_{m\acute{a}x}$), determinada individualmente pela percepção máxima de desconforto ao alongamento (sessão 2). Imediatamente após atingir a $ADM_{m\acute{a}x}$, retornou-se à posição inicial. Um intervalo de 20 segundos entre cada tentativa, aproximadamente, foi necessário para ajustar o DASyLab. Após 24 a 48 horas, repetiu-se este procedimento, com velocidade 50%/s. Porém, a $ADM_{m\acute{a}x}$ na velocidade 50%/s não foi determinada pelos indivíduos, mas pelo *Flexmachine* mediante o valor calculado (90% da $ADM_{m\acute{a}x}$ mensurada na velocidade 5%/s) e digitado no IHM (sessão 3). Nos testes feitos previamente utilizando várias velocidades, a de 50%/s foi escolhida por dois motivos: 1º) foi a maior velocidade em que a vibração do braço mecânico não influenciou na medida do torque passivo; e 2º) não incitou um reflexo de alongamento, captado pela eletromiografia (EMG), nas ADM iniciais durante a aceleração do braço mecânico. As velocidades médias mensuradas (\pm desvio padrão) foram de $4,6 \pm 0,1\%$ na velocidade 5%/s e $46,5 \pm 1,4\%$ na velocidade 50%/s.

O método de mensuração da $ADM_{m\acute{a}x}$ e do torque passivo na velocidade 5%/s foi realizado antes do método de mensuração da $ADM_{m\acute{a}x}$ e do torque passivo na velocidade 50%/s, por quatro motivos: 1º) já estão bem descritas na literatura as respostas fisiológicas e biomecânicas das variáveis $ADM_{m\acute{a}x}$ e torque passivo na velocidade 5%/s; 2º) como a velocidade 5%/s é considerada baixa, a familiarização e a confiança dos voluntários no *Flexmachine* puderam ser maximizadas; 3º) o valor da

$ADM_{m\acute{a}x}$ na velocidade 5%/s foi utilizado para calcular a $ADM_{m\acute{a}x}$ da velocidade 50%/s; e 4º) utilizando um método similar ao deste estudo, pesquisas prévias demonstraram que, após 24 horas, os valores da $ADM_{m\acute{a}x}$ e do torque passivo na velocidade 5%/s já haviam retornado aos seus valores basais (BERGAMINI, 2008; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; MAGNUSSON *et al.*, 1996b), fato não conhecido para a velocidade 50%/s no *Flexmachine*.

- Execução do teste: com o indivíduo devidamente posicionado no aparelho, ao comando do pesquisador, ele apertava o botão do controle remoto de acionamento do motor, iniciando a subida do braço mecânico que acarretava na extensão do joelho a 5%/s (FIG. 6). Ao alcançar a $ADM_{m\acute{a}x}$, o indivíduo soltava o botão de subida e imediatamente acionava o botão responsável pela descida do braço mecânico até que esse retornasse à posição inicial. Na velocidade 50%/s, todos os procedimentos foram idênticos aos da velocidade 5%/s, com exceção da parada do braço mecânico na $ADM_{m\acute{a}x}$, que foi determinada pelo valor digitado no IHM.

Variáveis registradas: A $ADM_{m\acute{a}x}$ e o torque passivo foram as variáveis registradas pelo DASyLab durante os procedimentos da sessão 2 e da sessão 3.



Figura 6 - Mensuração da $ADM_{m\acute{a}x}$ e do torque passivo.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

2.3.1.2 Mensuração da área de secção transversa 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. 7).

A confiabilidade intraexaminador e o erro padrão da medida de AST total foram calculados utilizando 20 amostras, com um intervalo de 30 dias para o teste-reteste (TAB. 2).

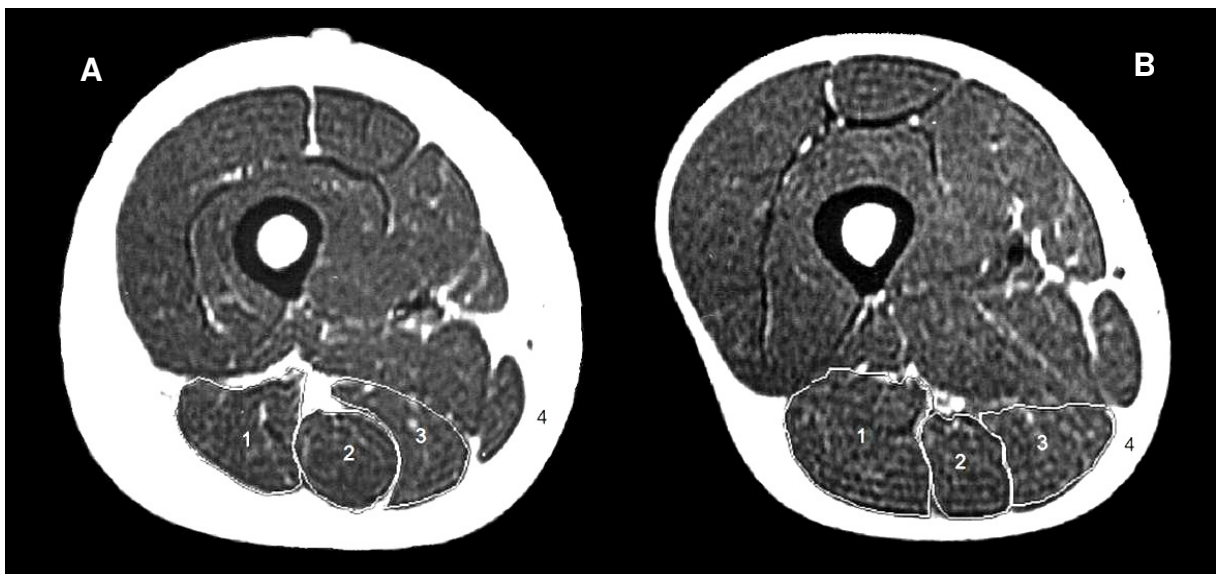


Figura 7 - Imagem de ressonância magnética no plano transverso no terço distal da coxa esquerda de um indivíduo do sexo feminino (A) e do sexo masculino (B). 1- músculo bíceps femoral (cabeças longa e curta); 2- músculo semitendinoso; 3- músculo semimembranoso; e 4- tecido adiposo.

Fonte: Arquivo de imagens do BIOLAB.

2.3.1.3 Cálculo da rigidez relativizada

O estresse de tensão (N.m/cm^2) sobre os músculos posteriores da coxa decorrente do alongamento muscular foi calculado dividindo o valor do torque passivo (N.m) pela AST muscular (cm^2), assumindo que a distribuição do estresse é uniforme entre esses músculos (MAGNUSSON *et al.*, 2000b). 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 pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa, operacionalmente definida por “rigidez relativizada” ($\text{N.m.cm}^{-2}/^\circ$), 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} de cada velocidade foram comparadas na mesma ADM_{emg} . A ADM_{emg} utilizada para o corte nas duas curvas de cada tentativa individual foi sempre a da velocidade 50%/s porque ela apresentou aumento significativo na atividade eletromiográfica em menores ADM_{emg} do que a 5%/s.

A confiabilidade intraexaminador e o erro padrão da medida foram calculados utilizando todas as 72 amostras, com um intervalo de 24 a 48 horas para o teste-reteste (TAB. 2).

2.3.2 Descrição das variáveis

As variáveis registradas $\text{ADM}_{\text{máx}}$, torque passivo, AST e EMG, e as variáveis calculadas ADM_{emg} , estresse passivo e rigidez relativizada estão apresentadas e descritas no Apêndice B.

2.4 Análise estatística

Inicialmente, foi realizada a análise descritiva, o teste de normalidade (*Shapiro-Wilk*) e o teste de homogeneidade das variâncias (*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.)* e *PASW Statistics 18 (SPSS, Inc.)*. O coeficiente de correlação intraclasse e o erro padrão da medida foram calculados para as variáveis área de secção transversa e rigidez relativizada.

O teste-*t* para amostras independentes foi utilizado para comparar, entre os dois grupos experimentais (Pouco flexíveis e Muito flexíveis), as variáveis idade, massa corporal, estatura, amplitude de movimento articular e área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa. A rigidez relativizada nas duas velocidades de alongamento e nos dois grupos experimentais foi analisada utilizando a análise de variância (ANOVA) fatorial com *post hoc Scheffé*.

3 RESULTADOS

3.1 Características da amostra

Os dados referentes a idade, massa corporal, estatura, amplitude de movimento articular e área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa dos 36 indivíduos estão descritos na tabela 1. O teste-*t* para amostras independentes apontou diferença estatística ($p < 0,00001$) entre os grupos somente para a variável amplitude de movimento articular, com alto tamanho de efeito ($TE = 3,5$).

TABELA 1
Características da amostra

	Pouco flexível		Muito 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} (°)	76,1* \pm 10,1	55,6 - 89,3	112,0 \pm 8,5	97,0 - 129,0
AST (cm²)	27,3 \pm 8,9	17,5 - 44,0	27,4 \pm 6,0	18,4 - 43,0

DP - desvio padrão; ADM_{emg} – amplitude de movimento articular determinada pela eletromiografia na velocidade 5%*s*; AST - área de secção transversa total dos músculos posteriores da coxa. A amplitude refere-se aos valores mínimos e máximos de cada variável. A amostra para as variáveis idade, massa corporal e estatura foi de 18 indivíduos por grupo. A amostra para as variáveis ADM_{emg} e AST foi de 36 medidas por grupo. * Diferente do grupo Muito flexível ($p < 0,00001$).

3.2 Confiabilidade 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 a rigidez relativizada estão descritos na Tabela 2.

TABELA 2
Confiabilidade da medida de rigidez relativizada

Velocidade	Pouco flexível (n = 36)			Muito flexível (n = 36)		
	CCI	EPM	%	CCI	EPM	%
5 %s	0,92	0,20	8,3	0,98	0,11	6,5
50 %s	0,91	0,26	10,3	0,98	0,12	6,5

CCI - coeficiente de correlação intraclasse; EPM - erro padrão da medida (N.m.cm⁻²/°);
% - percentual de correspondência do EPM na média.

3.3 Rigidez relativizada

Os dados descritivos referentes à rigidez relativizada estão apresentados na Tabela 3.

TABELA 3
Dados descritivos da rigidez relativizada

Velocidade	Pouco flexível (n = 36)		Muito flexível (n = 36)	
	Média (± DP)	Amplitude	Média (± DP)	Amplitude
5 %s	2,45 ± 0,72	0,81 - 4,11	1,71 ± 0,86	0,30 - 4,48
50 %s	2,58 ± 0,93	0,90 - 4,69	1,83 ± 1,02	0,11 - 4,09

DP - desvio padrão. A amplitude refere-se aos valores mínimos e máximos da rigidez relativizada (N.m.cm⁻²/°).

A ANOVA fatorial demonstrou que o único fator de variação com significância estatística foi “grupo” ($F = 18,3599$; $p = 0,00003$). Não houve significância estatística para o fator “velocidade” ($F = 0,6293$; $p = 0,42896$) e nem para a interação “grupo*velocidade” ($F = 0,4407$; $p = 0,50788$).

A rigidez relativizada foi 5% maior no grupo Pouco flexível e 7% maior no grupo Muito flexível na velocidade 50%/s em relação à velocidade 5%/s. Porém, essas diferenças não foram estatisticamente diferentes. A rigidez relativizada para o grupo Pouco flexível foi maior que a rigidez relativizada para o grupo Muito flexível tanto na velocidade 5%/s ($p = 0,00062$) quanto na velocidade 50%/s ($p = 0,00058$) (FIG. 8).

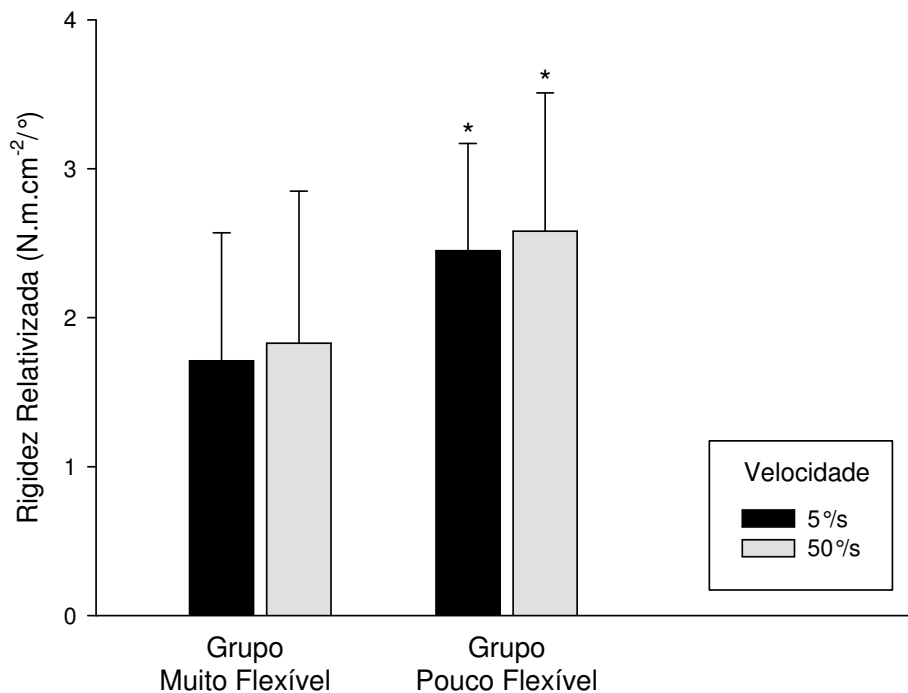


Figura 8 - Rigidez relativizada do grupo Pouco flexível e do grupo Muito flexível. * Diferença significativa entre os dois grupos para a mesma velocidade (5%/s, $p = 0,00062$; 50%/s, $p = 0,00589$).

4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo consistiu em analisar o efeito das velocidades de alongamento passivo 5%/s e 50%/s na rigidez relativizada de indivíduos pouco flexíveis e indivíduos muito flexíveis.

A primeira hipótese de pesquisa (HP₁) postulou que a rigidez relativizada na velocidade 50%/s seria maior que a rigidez relativizada na velocidade 5%/s nos dois grupos experimentais. A ANOVA fatorial demonstrou que a rigidez relativizada na velocidade 50%/s não se diferiu estatisticamente da rigidez relativizada na velocidade 5%/s, tanto para o grupo Muito flexível quanto para o grupo Pouco flexível. Esses resultados não confirmam a HP₁.

A segunda hipótese de pesquisa (HP₂) postulou que a rigidez relativizada no grupo Pouco flexível seria maior que no grupo Muito flexível, tanto na velocidade 5%/s quanto na velocidade 50%/s. A HP₂ foi confirmada, como mostrado na Tabela 3 e na Figura 8.

Estudos anteriores indicaram que a velocidade com que se realiza o alongamento influencia o torque passivo utilizado no cálculo da rigidez passiva (SINGER *et al.*, 2003; MCNAIR *et al.*, 2002), devido ao comportamento viscoelástico da UMT (MCHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990). A viscoelasticidade da UMT depende da quantidade de colágeno, água e polissacarídeos, e do arranjo estrutural desses constituintes (MCNAIR *et al.*, 2001). Com o aumento na velocidade de alongamento, a redistribuição de água e polissacarídeos nos tecidos intra-articulares e periarticulares deve ser realizada de forma mais rápida (MAHIEU *et al.*, 2007), aumentando a resistência passiva, devido ao predomínio do comportamento viscoso na UMT. O aumento do torque passivo em decorrência ao aumento da velocidade também pode ser explicado pelo aumento do atrito entre os tecidos intra-articulares e periarticulares durante o alongamento (NORDEZ, CASARI e CORNU, 2008). Contudo, neste estudo, a rigidez relativizada na velocidade 50%/s foi estatisticamente igual à rigidez relativizada na velocidade 5%/s em ambos os grupos experimentais.

Foram encontrados poucos estudos que analisaram o torque passivo ou a rigidez passiva em várias velocidades de alongamento, sendo que a maioria investigou este tema na articulação do tornozelo. Lamontagne, Malouin e Richards (1997) mediram

o torque passivo de dorsiflexão de indivíduos sem lesões neurológicas nas velocidades 5%/s, 10%/s, 20%/s, 40%/s, 60%/s, 120%/s e 180%/s, tendo detectado um aumento significativo no torque passivo a partir da velocidade de 60%/s. Singer *et al.* (2005) avaliaram a rigidez passiva de dorsiflexão de indivíduos normais e espásticos nas velocidades 5%/s e 25%/s, tendo encontrado maior rigidez passiva na velocidade 25%/s em ambos os grupos. Da mesma forma, Gajdosik *et al.* (2005) avaliaram a rigidez passiva de dorsiflexão de mulheres jovens e idosas nas velocidades 5%/s e 120%/s, tendo encontrado maior rigidez na velocidade 120%/s em ambos os grupos. Entretanto, dentre os estudos encontrados, apenas o de Nordez *et al.* (2008) analisou o efeito de diferentes velocidades de alongamento no torque passivo da articulação do joelho. Esses autores mensuraram o torque de extensão do joelho nas velocidades 5%/s, 30%/s, 60%/s, 90%/s e 120%/s, tendo constatado que com aumento da velocidade o torque passivo aumentou significativamente. No presente estudo, assim como nos estudos supracitados, esperava-se que a velocidade 50%/s de extensão de joelho, dez vezes maior que a velocidade 5%/s, induzisse um aumento significativo na rigidez relativizada. De fato, a análise percentual mostra que a rigidez relativizada na velocidade 50%/s foi 5% maior no grupo Pouco flexível e 7% maior no grupo Muito flexível em relação à velocidade 5%/s. Porém, essas diferenças não foram estatisticamente diferentes. Como foi encontrado somente o estudo de Nordez *et al.* (2008) que investigou diferentes velocidades de alongamento na articulação do joelho, necessita-se de mais estudos sobre as propriedades mecânicas passivas dos músculos posteriores da coxa de humanos em diferentes velocidades. Recomenda-se que novas pesquisas utilizem a metodologia deste estudo com velocidades de alongamento maiores que 50%/s para verificar se a rigidez relativizada aumenta significativamente ou não.

Uma possível explicação para a rejeição da HP_1 neste estudo está no método utilizado para a determinação da rigidez relativizada. Como o objetivo aqui proposto foi comparar o efeito de duas velocidades na rigidez relativizada de indivíduos pouco flexíveis e de indivíduos muito flexíveis, fez-se necessário comparar as curvas estresse passivo – ADM_{emg} de cada velocidade na mesma ADM_{emg} . A ADM_{emg} utilizada para o corte nas duas curvas foi sempre a da velocidade 50%/s porque ela apresentou aumento significativo na atividade eletromiográfica mais precoce. Por exemplo, se um indivíduo alcançasse uma ADM_{emg} de 100° na velocidade 5%/s, a

sua ADM_{emg} na velocidade 50%/s foi de aproximadamente 85° e o corte das duas curvas estresse passivo – ADM_{emg} foi feito em 85°. O terceiro terço da curva estresse passivo – ADM_{emg} é o mais indicado para calcular a rigidez por apresentar um menor CV (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). É provável que, ao fazer o corte na curva estresse passivo- ADM_{emg} na velocidade 5%/s pela ADM_{emg} da velocidade 50%/s a rigidez relativizada na velocidade 5%/s não tenha sido realmente calculada no terceiro terço da curva, e sim no segundo terço, que é uma região de maior CV. Assim, esta forma de calcular a rigidez relativizada pode justificar a sua igualdade estatística nas duas velocidades. Uma variável com um grande CV apresenta intervalo de confiança grande, aumentando a possibilidade de ocorrer o erro estatístico tipo II na comparação de médias entre os grupos experimentais (THOMAS, NELSON e SILVERMAN, 2005).

Além de analisar o efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada, este estudo também analisou a rigidez relativizada em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Diversos estudos compararam a rigidez passiva em vários grupos experimentais, como: indivíduos normais *versus* espásticos, jovens *versus* idosas e homens *versus* mulheres. Segundo Lee *et al.* (2002), espasticidade é um aumento do tônus muscular que depende da velocidade do movimento, provocando uma hiper-reflexia. Essa hipertonia aumenta a resistência passiva ao alongamento, devido à contração muscular anormal e às mudanças reológicas na UMT (SINGER *et al.*, 2003). De tal modo, os indivíduos espásticos apresentaram maior rigidez que os indivíduos normais (SINGER *et al.*, 2003; LEE *et al.*, 2002). Gajdosik e colaboradores compararam as propriedades passivas musculares de mulheres jovens e idosas e concluíram que as mulheres jovens possuem maior rigidez passiva que as idosas, ao considerarem as suas respectivas $ADM_{máx}$ (GAJDOSIK, 2006; GAJDOSIK *et al.*, 2005). Contudo, ao considerar uma ADM comum aos dois grupos, as pessoas idosas apresentaram maior rigidez passiva, possivelmente devido às modificações morfológicas inerentes ao envelhecimento, como sarcopenia e aumento de tecido conjuntivo e tecido adiposo nos membros inferiores. Na comparação entre sexos, as mulheres possuem menor rigidez passiva que os homens porque, proporcionalmente, possuem menos tecido muscular e mais tecido adiposo na coxa (BLACKBURN *et al.*, 2004b; GAJDOSIK, GIULIANI e BOHANNON, 1990). No presente estudo, a rigidez passiva foi relativizada pela AST e utilizou-se

somente a rigidez de cada unidade de área muscular (cm²). Dessa forma, a influência da diferença morfológica entre os sexos nos valores da rigidez relativizada foi minimizada. Adicionalmente, a alocação de cada indivíduo em cada grupo experimental foi balanceada pelo sexo; ou seja, nove homens e nove mulheres por grupo.

Todavia, existem poucos estudos que analisaram a rigidez passiva em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Magnusson *et al.* (1997) avaliaram a rigidez passiva de indivíduos com flexibilidade normal e de indivíduos pouco flexíveis. Magnusson *et al.* (2000) investigaram indivíduos muito flexíveis e pouco flexíveis para calcular a rigidez relativizada. Nesses dois estudos, os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maior rigidez ao serem comparados na mesma ADM comum aos dois grupos. Os dados deste estudo confirmam esse achado. A rigidez passiva da UMT pode ser influenciada por diferentes fatores, dentre eles a atividade eletromiográfica, a quantidade de tecido muscular, o arranjo estrutural do tecido conjuntivo e o desconforto ao alongamento.

No presente estudo, a contribuição da atividade eletromiográfica foi minimizada com o método de determinação da ADM_{emg}. A AST foi similar nos dois grupos experimentais, sendo improvável que a quantidade de tecido muscular influenciou diferentemente o cálculo da rigidez relativizada de cada indivíduo. Contudo, uma diferenciação exata da quantidade de tecido contrátil e conjuntivo entre os indivíduos não foi possível com o método utilizado neste estudo. Outro fator importante neste contexto diz respeito às características estruturais do tecido conjuntivo (GOSSELIN *et al.*, 1998; PURSLOW, 1989; VIIDIK, 1973). Como a AST não foi estatisticamente diferente entre os grupos e como se controlou a influência da atividade eletromiográfica, especula-se que as diferenças estruturais da UMT entre os indivíduos pertencentes a cada grupo sejam diferentes (VIIDIK, 1973). Viidik (1973) descreveu que diferenças qualitativas nas moléculas de colágeno do tecido conjuntivo podem justificar diferenças na rigidez passiva. Gosselin *et al.* (1998) submeteram ratos jovens e senescentes ao programa de treinamento aeróbico de 10 semanas em uma esteira de corrida, a 70% do consumo máximo de oxigênio, 45 minutos por dia, 5 dias por semana. Após o protocolo de treinamento, houve uma redução significativa da rigidez passiva e do número de ligações cruzadas entre as moléculas de colágeno dos ratos senescentes em comparação ao grupo controle,

sem alterar a quantidade de colágeno. Esse estudo demonstrou que as características estruturais do tecido conjuntivo são alteradas por meio de estímulos mecânicos e que as ligações cruzadas entre as moléculas de colágeno afetam a rigidez passiva, alterando o torque passivo para determinado comprimento muscular. Como o desenho experimental do atual estudo não permitiu verificar diferenças nas características estruturais da UMT entre os indivíduos, essa é uma pressuposição que necessita ser comprovada em futuros estudos.

Os dados deste estudo confirmam que os indivíduos pouco flexíveis e indivíduos muito flexíveis apresentaram, respectivamente, maior e menor rigidez relativizada, sugerindo uma alta relação entre estas variáveis. Contudo, os dados sobre a relação entre rigidez passiva e ADM apontam controvérsias no nível de variância comum. Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2001b) encontraram uma correlação negativa significativa ($r = -0.78$, $R^2 = 0.60$; $p < 0,001$) entre a rigidez passiva e a ADM. Por outro lado, Aquino *et al.* (2006) encontraram uma correlação negativa significativa, porém com um coeficiente de determinação baixo ($r = -0.48$, $R^2 = 0.23$; $p = 0,005$). No presente estudo também houve uma correlação negativa significativa entre a ADM_{emg} e a rigidez relativizada com um coeficiente de determinação baixo ($r = -0.31$, $R^2 = 0.09$; $p = 0,007$), corroborando com o resultado de Aquino *et al.* (2006). Dessa forma, esses resultados reforçam a ideia de que somente uma pequena parcela da variância (9,6%) relativa à flexibilidade (ADM_{emg}) é explicada por aspectos comuns àqueles relacionados com a rigidez relativizada, indicando que outros fatores são responsáveis pelos 90,4% restantes.

Um importante tópico que deve ser considerado nos estudos que investigaram a rigidez passiva da UMT é o método de mensurar a variável ADM. A mensuração da flexibilidade muscular por meio da ADM é um procedimento utilizado na prática clínica e desportiva (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 2000). O desempenho individual em um teste de mensuração da ADM indica o grau de flexibilidade muscular (ROBERTS e WILSON, 1999; BANDY, IRION e BRIGGLER, 1998; BANDY e IRION, 1994). Toft *et al.* (1989) apresentaram alguns fatores que podem influenciar na medida da ADM, como a tolerância individual à dor e o desejo dos indivíduos em demonstrar progresso nessa medida. Para atenuar a influência desses fatores, é necessário empregar estratégias na mensuração da $ADM_{máx}$ para a comparação equitativa entre grupos experimentais. Neste estudo,

utilizou-se a atividade elétrica muscular, mensurada pela eletromiografia, como critério de determinação da $ADM_{m\acute{a}x}$. A ADM final não foi determinada pela tolerância máxima do indivíduo ao alongamento ($ADM_{m\acute{a}x}$), mas pelo aumento significativo da atividade eletromiográfica em relação ao valor basal de repouso, denominada “ ADM_{emg} ”. Esse procedimento visou minimizar os possíveis efeitos de fatores que influenciam na medida da $ADM_{m\acute{a}x}$.

Neste estudo, o valor médio da ADM_{emg} representou 98,3% na velocidade 5%/s e 85,1% na velocidade 50%/s em relação à $ADM_{m\acute{a}x}$ mensurada na velocidade 5%/s. Deste modo, a ADM_{emg} na velocidade 50%/s foi 13,2% menor que na velocidade 5%/s. Provavelmente, a menor ADM_{emg} observada na velocidade 50%/s decorre do aumento na frequência de disparo dos fusos musculares captados pela eletromiografia. Os fusos musculares são mecanorreceptores sensoriais que detectam a variação no comprimento muscular e a velocidade do alongamento muscular (HAMILL, 2010). Em movimentos rápidos, a brusca variação no comprimento das fibras intrafusais aumenta a frequência de disparo dos fusos musculares, originando um reflexo de alongamento (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000). A contração muscular precoce que ocorre em maiores velocidades de alongamento pode ser um mecanismo fisiológico de proteção aos tecidos biológicos, ao impedir que grandes $ADM_{m\acute{a}x}$ sejam alcançadas (MCHUGH *et al.*, 1999; MAGNUSSON, 1998). Assim, a eletromiografia foi um instrumento primordial na determinação da ADM_{emg} , aspecto importante na metodologia empregada no atual estudo. Portanto, a força de resistência ao alongamento da UMT registrada até a ADM_{emg} foi essencialmente passiva para cada indivíduo.

Uma limitação metodológica prévia a este estudo era o critério usado para alocar os indivíduos nos grupos experimentais, pois não existiam valores de referência para a classificação individual quanto ao nível de flexibilidade no *Flexmachine*. Adotou-se a ADM_{emg} de extensão do joelho direito na velocidade 5%/s como referência para alocação dos indivíduos nos grupos. O teste-*t* para amostras independentes apontou diferença estatística para os valores de ADM_{emg} nos dois grupos ($p < 0,00001$; TE = 3,5), garantindo que a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa no grupo Pouco flexível era menor que a flexibilidade no grupo Muito flexível (TAB. 1). A média da ADM_{emg} (\pm erro padrão) de todos os 36 indivíduos foi de $94,1 \pm 3,4^\circ$. As amplitudes de extensão do joelho próximas de 94° podem ser consideradas como

referência para a definição operacional de flexibilidade normal dos músculos posteriores da coxa no *Flexmachine*. Dos 67 indivíduos avaliados inicialmente, 26 indivíduos (38,8%) ficaram faixa de ADM_{emg} entre 90° e 95°, 21 indivíduos (31,3%) ficaram na faixa de 56° a 89° e 20 indivíduos (29,9%) na faixa de 96° a 131°. Logo, os indivíduos classificados como “pouco flexíveis” e “muito flexíveis” foram aqueles que apresentaram, respectivamente, os menores e os maiores valores de ADM_{emg} , em relação à faixa de ADM_{emg} que operacionalmente refere-se à flexibilidade normal.

Além da alocação adequada dos indivíduos nos grupos experimentais, é fundamental que os instrumentos de medida sejam confiáveis. O teste-*t* para amostras independentes mostrou que os indivíduos dos dois grupos experimentais tinham as mesmas características antropométricas. Partindo dessa informação, se houvesse alguma diferença significativa na rigidez relativizada na velocidade 50%/s em relação à velocidade 5%/s, esta deveria ser atribuída à mudança da velocidade ou ao erro embutido no valor de cada medida. Para verificar um possível erro nas medidas da rigidez relativizada e na AST, foram utilizados dois testes estatísticos: CCI e EPM. O CCI é uma medida relativa de confiabilidade que depende da variabilidade entre os indivíduos (ATKINSON e NEVILL, 1998) e o EPM é um índice absoluto de confiabilidade que permite verificar se a diferença nas medidas entre os indivíduos é verdadeira ou devido ao erro de medida (WEIR, 2005). Weir (2005) recomenda o uso do CCI juntamente com o EPM para examinar a heterogeneidade dos indivíduos e a precisão nas medidas individuais em um teste.

O CCI foi calculado usando a equação $CCI = (MQs - MQe)/MQs$, em que MQs é a média dos quadrados dos indivíduos e MQe é a média dos quadrados do erro. Neste estudo, o CCI para a AST foi de 0,98, concordando com os resultados de outras pesquisas que também avaliaram a AST pela imagem de ressonância magnética e encontraram um CCI de 0,86 (HOUSH *et al.*, 1995) e 0,96 (KNAPIK, STAAB e HARMAN, 1996). Para a rigidez passiva, os valores de CCI demonstrados na Tabela 2 corroboram com os resultados de outros estudos que utilizaram o *Flexmachine*, como Peixoto (2007) e Bergamini (2008), que apresentaram um CCI de 0,88 e 0,86, respectivamente. O CCI de 0,98 para a AST e de 0,91 a 0,98 para a rigidez relativizada indica que as medidas teste-reteste foram realizadas com alta confiabilidade de acordo com os valores de referência de Atkinson e Nevill (1998).

O EPM foi calculado usando a equação $EPM = DP\sqrt{1-CCI}$, em que DP é o desvio padrão da amostra. Não há consenso na literatura quanto aos valores de referência do EPM (ATKINSON e NEVILL, 1998). Como esse índice não foi calculado em todos os estudos usados como referência literária, fez-se necessário calculá-lo para comparar os valores deste estudo com os da literatura. Housh *et al.* (1995) mensuraram a AST dos músculos posteriores da coxa pela imagem de ressonância magnética a 50% do comprimento total do fêmur, e os seus resultados apresentaram um percentual de 6,8% em relação à média. De modo semelhante a Housh *et al.* (1995), Knapik, Staab e Harman (1996) utilizaram um método de mensuração da AST pela imagem de ressonância magnética e os seus resultados apresentaram um percentual de 7,0% em relação à média. O EPM da AST encontrado no presente estudo gerou um percentual de 2,1%, inferior aos valores descritos na literatura. Em relação à rigidez passiva, Magnusson *et al.* (1997) e Magnusson *et al.* (2000) a mensuraram na velocidade 5%/s utilizando um método semelhante ao apresentado no atual estudo. Magnusson *et al.* (1997) encontraram um percentual de 14,5% para indivíduos com flexibilidade normal e 15,3% para indivíduos pouco flexíveis. Magnusson *et al.* (2000) encontraram um percentual de 13,9% para indivíduos pouco flexíveis e 15,4% para indivíduos muito flexíveis. Os resultados de Magnusson *et al.* (1997) e Magnusson *et al.* (2000). demonstraram um percentual da rigidez passiva em relação à média superior aos valores encontrados no presente estudo. Assim, um percentual entre 2,1% e 10,3% em relação à média de cada grupo experimental está em concordância com os resultados de outros estudos que mensuraram a AST e a rigidez passiva. Desse modo, a confiabilidade dos métodos utilizados na mensuração da AST e na rigidez relativizada está em conformidade com a confiabilidade dos métodos descritos na literatura.

Este estudo propôs uma metodologia diferente de avaliação das propriedades mecânicas passivas da UMT ao aliar a relativização da rigidez passiva pela AST com diferentes velocidades de alongamento dos músculos posteriores da coxa. Ao longo do processo de análise dos dados e da redação desta dissertação, vários questionamentos surgiram, os quais necessitam ser investigados, no intuito de aumentar o entendimento teórico sobre os mecanismos fisiológicos e biomecânicos envolvidos no alongamento muscular e a aplicação prática no campo das ciências do esporte, para promover o aumento do rendimento esportivo, e das ciências da

reabilitação, para favorecer a prevenção e/ou o tratamento de lesões musculares. De acordo com a máxima “Não são as respostas que movem a ciência, e sim as perguntas”, as seguintes questões ficam como sugestões para novos estudos: 1^a) Já que a rigidez relativizada é mais adequada para avaliar as propriedades passivas musculares que a rigidez absoluta e que a velocidade de alongamento pode influenciá-la, qual seria o efeito de uma intervenção, como o treinamento de flexibilidade ou de fortalecimento muscular, sobre a rigidez relativizada em diferentes velocidades de alongamento?; 2^a) Se a rigidez relativizada explica pouco a variância comum da ADM_{eng} , que outras variáveis biomecânicas e fisiológicas podem influenciá-la?; e 3^a) Qual seria o resultado deste estudo se a rigidez relativizada fosse calculada utilizando diferentes métodos e/ou em outras velocidades?

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo demonstraram que os procedimentos utilizados para mensurar a área de secção transversa muscular e a rigidez relativizada apresentaram alta confiabilidade; o aumento da velocidade de alongamento de 5°/s para 50°/s não alterou significativamente a rigidez relativizada em ambos os grupos; e os indivíduos pouco flexíveis apresentaram maiores valores de rigidez relativizada, sendo que este resultado não foi influenciado pela velocidade de alongamento.

REFERÊNCIAS

ABE, T.; KEARNS, C. F.; FUKUNAGA, T. Sex differences in whole body skeletal muscle mass measured by magnetic resonance imaging and its distribution in young Japanese adults. **Br. J. Sports Med.**, v. 37, n. 5, p. 436-440, 2003.

AHTIAINEN, J. P.; HOFFREN, M.; HULMI, J. J.; PIETIKAINEN, M.; MERO, A. A.; AVELA, J. et al. Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 108, n. 2, p. 273-279, 2010.

AQUINO, C. F.; GONÇALVES, G. G. P.; FONSECA, S. T.; MANCINI, M. C. Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. **Bras. J. Sports Med.**, v. 12, n. 4, p. 175-179, 2006.

ATKINSON, G.; NEVILL, A. M. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. **Sports Med.**, v. 26, n. 4, p. 217-238, 1998.

BANDY, W. D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. **Phys. Ther.**, v. 74, n. 9, p. 845-850, 1994.

BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Phys. Ther.**, v. 77, n. 10, p. 1090-1096, 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.

BEMBEN, M. G.; SATO, Y.; ABE, T. The use of anthropometry for assessing muscle size. **Int. J. Kaatsu Train. Res.**, v. 1, p. 33-36, 2005.

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

BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A.; RIEMANN, B. L.; GUSKIEWICZ, K. M. 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.

BLACKBURN, J. T.; RIEMANN, B. L.; PADUA, D. A.; GUSKIEWICZ, K. M. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clin. Biomech.**, v. 19, p. 36-43, 2004b.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v. 11, n. 2, p. 81-86, 2001.

CHLEBOUN, G. S.; HOWELL, J. N.; CONATSER, R. R.; GIESEY, J. J. 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.

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.

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

DUNNE, J. W.; SINGER, B. J.; ALLISON, G. T. Velocity dependent passive muscle stiffness. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, v. 74, n. 2, p. 283. 2003.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P. Ajuste da rigidez muscular via sistema fuso-muscular-gama: implicações para o controle da estabilidade articular. **Rev. bras. fisioter.**, v. 8, n. 3, p. 187-195, 2004.

GAJDOSIK, R. L. Flexibility or muscle length? **Phys. Ther.**, v. 75, n. 3, p. 238-239, 1995.

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

_____. 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.

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.; VANDER LINDEN, D. W.; MCNAIR, P. J.; RIGGIN, T. J.; ALBERTSON, J. S.; MATTICK, D. J. 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.; 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.

GOSSELIN, L. E.; ADAMS, C.; COTTER, T. A.; MCCORMICK, R. J.; THOMAS, D. P. Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, n. 3, p. 1011-1016, 1998.

GRIFFITHS, R. I. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. **J. Physiol.**, v. 436, p. 219-236, 1991.

HALBERTSMA, J. P.; MULDER, I.; GOEKEN, L. N.; EISMA, W. H. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 80, n. 4, p. 407-414, 1999.

HALBERTSMA, 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.

HAMILL, O. P. A new stretch for muscle spindle research. **J. Physiol.**, v. 588, n. 4, p. 551-552, 15-2-2010.

HOROWITS, R.; PODOLSKY, R. J. The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: evidence for the role of titin filaments. **J. Cell Biol.**, v. 105, n. 5, p. 2217-2223, 1987.

HOUSH, D. J.; HOUSH, T. J.; WEIR, J. P.; WEIR, L. L.; JOHNSON, G. O.; STOUT, J. R. Anthropometric estimation of thigh muscle cross-sectional area. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 27, n. 5, p. 784-791, 1995.

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.

JOHNS, R. J.; WRIGHT, V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. **J. Appl. Physiol.**, v. 17, p. 824-828, 1962.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of neural science**. 4th. ed. New York: McGraw-Hill, Health Professions Division, 2000. 1414 p.

KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **J. Sports Sci. and Med.**, v. 6, p. 154-165, 2007.

KNAPIK, J. J.; STAAB, J. S.; HARMAN, E. A. Validity of an anthropometric estimate of thigh muscle cross-sectional area. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 28, n. 12, p. 1523-1530, 1996.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. **J. Physiol.**, v. 536, n. 2, p. 649-655, 2001a.

_____. 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, 2001b.

_____. 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.

KUITUNEN, S.; AVELA, J.; KYROLAINEN, H.; NICOL, C.; KOMI, P. V. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 88, n. 1-2, p. 107-116, 2002.

LABEIT, S.; KOLMERER, B. Titins: giant proteins in charge of muscle ultrastructure and elasticity. **Science**, v. 270, n. 5234, p. 293-296, 1995.

LAMBERTZ, D.; MORA, I.; GROSSET, J. F.; PEROT, C. Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. **J. Appl. Physiol.**, v. 95, n. 1, p. 64-72, 2003.

LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C. L. Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v. 26, n. 5, p. 244-252, 1997.

LATASH, M. L. **Control of human movement**. 1st. ed. Chicago, Ill: Human Kinetics Publishers, 1993. 380 p.

LEE, H. M.; HUANG, Y. Z.; CHEN, J. J.; HWANG, I. S. Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, v. 72, n. 5, p. 621-629, 2002.

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.

LIN, R.; CHANG, G.; CHANG, L. Biomechanical properties of muscle-tendon unit under high-speed passive stretch. **Clin. Biomech.**, v. 14, n. 6, p. 412-417, 1999.

MAGALHÃES, F. A., PEIXOTO, G. H. C., MOREIRA JÚNIOR, L. A., MENZEL, H. J., PERTENCE, A. E. CHAGAS, M. H. 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

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.; AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; BOJSEN-MOLLER, F. 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.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; BOESEN, J.; JOHANNSEN, F.; KJAER, M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v. 7, n. 4, p. 195-202, 1997.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; DYHRE-POULSEN, P.; MCHUGH, M. P.; KJAER, M. 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.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; MORITZ, U.; KJAER, M. Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. **Acta Physiol. Scand.**, v. 155, n. 4, p. 377-386, 1995.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J. Physiol.**, v. 497, p. 291-298, 1996b.

MAHIEU, N. N.; MCNAIR, P.; DE, Muynck M.; STEVENS, V.; BLANCKAERT, I.; SMITS, 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.

MAUGHAN, R. J.; WATSON, J. S.; WEIR, J. Relationships between muscle strength and muscle cross-sectional area in male sprinters and endurance runners. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol**, v. 50, n. 3, p. 309-318, 1983.

MCHUGH, M. P.; CONNOLLY, D. A.; ESTON, R. G.; KREMENIC, I. J.; NICHOLAS, S. J.; GLEIM, G. W. 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.

MCHUGH, M. P.; KREMENIC, I. J.; FOX, M. B.; GLEIM, G. W. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 30, n. 6, p. 928-932, 1998.

MCHUGH, M. P.; MAGNUSSON, S. P.; GLEIM, G. W.; NICHOLAS, J. A. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 24, n. 12, p. 1375-1382, 1992.

MCNAIR, P. J.; DOMBROSKI, E. W.; HEWSON, D. J.; STANLEY, S. N. Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 33, n. 3, p. 354-358, 2001.

MCNAIR, P. J.; HEWSON, D. J.; DOMBROSKI, E.; STANLEY, S. N. 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.

MITSIPOULOS, N.; BAUMGARTNER, R. N.; HEYMSFIELD, S. B.; LYONS, W.; GALLAGHER, D.; ROSS, R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, n. 1, p. 115-122, 1998.

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.

NARICI, M. V.; ROI, G. S.; LANDONI, L.; MINETTI, A. E.; CERRETELLI, P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, v. 59, n. 4, p. 310-319, 1989.

NORDEZ, A.; CASARI, P.; CORNU, C. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 103, n. 2, p. 243-250, 2008.

NORDEZ, A.; MCNAIR, P.; CASARI, P.; CORNU, C. Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. **Int. J. Sports Med.**, v. 29, n. 5, p. 414-418, 2008.

NORDEZ, A.; MCNAIR, P. J.; CASARI, P.; CORNU, C. The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. **Clin. Biomech.**, v. 24, n. 1, p. 77-81, 2009.

OCHI, E.; NAKAZATO, K.; ISHII, N. Effects of eccentric exercise on joint stiffness and muscle connectin (titin) isoform in the rat hindlimb. **J. Physiol. Sci.**, v. 13, n. 3, p. 218-224, 2007.

PATEL, T. J.; LIEBER, R. L. Force transmission in skeletal muscle: from actomyosin to external tendons. **Exerc. Sport Sci. Rev.**, v. 25, p. 321-363, 1997.

PEARSON, K; GORDON, J. Spinal Reflexes. In: KANDEL E. R.; SCHWARTZ J. H.; JESSELL T. M. (Ed.). **Principles of Neral Science**, The McGraw-Hill Companies, 2000.cap.36, p.713-736.

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

PIAZZA, S. J.; DELP, S. L. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. **J. Biomech.**, v. 29, n. 6, p. 723-733, 1996.

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

REID, D. A.; MCNAIR, P. J. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 36, n. 11, p. 1944-1948, 2004.

RIEMANN, B. L.; DEMONT, R. G.; RYU, K.; LEPHART, S. M. The Effects 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.

ROBERTS, J. M.; WILSON, K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. **Br. J. Sports Med.**, v. 33, n. 4, p. 259-263, 1999.

ROWE, R. W. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. **Tissue Cell**, v. 13, n. 4, p. 681-690, 1981.

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

SCHLEIP, R.; NAYLOR, I. L.; URSU, D.; MELZER, W.; ZORN, A.; WILKE, H. J.; LEHMANN-HORN, F.; KLINGLER, W. Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. **Med. Hypotheses**, v. 66, n. 1, p. 66-71, 2006.

SINGER, B. J.; DUNNE, J. W.; SINGER, K. P.; ALLISON, G. T. Velocity dependent passive plantarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. **Clin. Biomech.**, v. 18, n. 2, p. 157-165, 2003.

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.; DALTON, J. D., Jr.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E., Jr. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am. J. Sports Med.**, v. 18, n. 3, p. 300-309, 1990.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Research methods in physical activity**. 5th ed. ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2005. 455 p.

TOFT, E.; ESPERSEN, G. T.; KALUND, S.; SINKJAER, T.; HORNEMANN, B. C. Passive tension of the ankle before and after stretching. **Am. J. Sports Med.**, v. 17, n. 4, p. 489-494, 1989.

TOTHILL, P.; STEWART, A. D. Estimation of thigh muscle and adipose tissue volume using magnetic resonance imaging and anthropometry. **J. Sports Sci.**, v. 20, n. 7, p. 563-576, 2002.

TROTTER, J. A.; PURSLOW, P. P. Functional morphology of the endomysium in series fibered muscles. **J. Morphol.**, v. 212, n. 2, p. 109-122, 1992.

VIIDIK, A. Functional properties of collagenous tissues. **Int. Rev. Connect. Tissue Res.**, v. 6, p. 127-215, 1973.

WANG, K.; MCCARTER, R.; WRIGHT, J.; BEVERLY, J.; RAMIREZ-MITCHELL, R. Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: a test of the

segmental extension model of resting tension. **Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.**, v. 88, n. 16, p. 7101-7105, 1991.

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

WILSON, G. J.; MURPHY, A. J.; PRYOR, J. F. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. **J. Appl. Physiol.**, v. 76, n. 6, p. 2714-2719, 1994.

APÊNDICES

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho por meio deste convidá-lo(a) a participar da pesquisa intitulada " Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco 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 Fabrício Anício de Magalhães (mestrando).

Eu, voluntariamente concordo em participar desta pesquisa, realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - UFMG - que investigará o efeito de uma sessão de alongamento passivo-estático na rigidez relativizada pela área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa nas velocidades de alongamento de 5% e 50%.

Estou ciente da minha participação em mensurações da rigidez muscular passiva 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 posterior da perna para a colocação de eletrodos de superfície.

Por se 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

Subcoordenador do Laboratório de Biomecânica/ CENESP-UFMG

Tel.: 3409-2360 (Contato: Fabrício Anício de Magalhães)

8827-3070 (Contato: Fabrício Anício de Magalhães)

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 – Descrição das variáveis

Variável	Descrição
$ADM_{m\acute{a}x}$ (°)	Ângulo máximo de extensão do joelho.
ADM_{emg} (°)	Ângulo de extensão do joelho determinado pela eletromiografia.
Torque passivo (N.m)	Força de resistência ao alongamento multiplicada pela distância entre o apoio do calcanhar na plataforma de força e o eixo de rotação do braço mecânico.
AST (cm ²)	Área de secção transversa dos músculos posteriores da coxa no início do terço distal do fêmur.
Estresse passivo (N.m/cm ²)	Torque passivo dividido pela AST dos músculos posteriores da coxa.
Rigidez relativizada (N.m.cm ⁻² /°)	Inclinação da curva estresse passivo – ADM_{emg} . A curva foi dividida em três terços iguais e somente o terceiro terço foi analisado.
EMG (mV)	Atividade elétrica dos músculos semitendinoso e gastrocnêmio medial.

Quadro 1 – Descrição das variáveis

Fonte: Elaboração própria.

APÊNDICE C - Folha de coleta

Nome: _____

Idade: _____ Telefone: _____ E-mail: _____

Dominância MI: () Direita () Esquerda () Bilateral

PADRONIZAÇÃO FLEXMACHINE

Data: ____/____/09

Hora: ____:____

	ESQUERDA	DIREITA
CADEIRA		
ESPUMA		
BRAÇO		
FLEXMACHINE		
PLATAFORMA		
Comprimento perna		
Peso perna		

VELOCIDADE 5°/s

Data: ____/____/ 09
Hora: ____:____

MI	Condição		ADM máx	TORQUE máx	ADM emg	TORQUE emg
ESQUERDO	PRÉ-TESTE	1				
		2				
		3				
	PÓS-TESTE	1				
		2				
		3				
DIREITO	PRÉ-TESTE	1				
		2				
		3				
	PÓS-TESTE	1				
		2				
		3				

VELOCIDADE 50°/s

Data: ____/____/ 09
Hora: ____:____

MI	Condição		ADM máx	TORQUE máx	ADM emg	TORQUE emg
ESQUERDO	PRÉ-TESTE	1				
		2				
		3				
	PÓS-TESTE	1				
		2				
		3				
DIREITO	PRÉ-TESTE	1				
		2				
		3				
	PÓS-TESTE	1				
		2				
		3				

ANEXOS

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.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Maria Teresa Marques Amaral', is written over a horizontal line.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG