Renato Henrique Chagas Silva

RELAÇÃO ENTRE FLEXIBILIDADE E PERCEPÇÃO SUBJETIVA DO DESCONFORTO AO ALONGAMENTO PASSIVO DINÂMICO

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2011

Renato Henrique Chagas Silva

RELAÇÃO ENTRE FLEXIBILIDADE E PERCEPÇÃO SUBJETIVA DO DESCONFORTO AO ALONGAMENTO PASSIVO DINÂMICO

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

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2011

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus que sempre guiou os meus passos para o melhor caminho em minha vida.

Aos meus pais e irmãos que são tudo em minha vida. Graças a eles tive uma ótima educação e bons ensinamentos que são bem utilizados por mim.

Agradeço também aos meus amigos que sempre me apóiam em qualquer dificuldade, principalmente à galera de Bambuí.

Aos professores que me apoiaram e influenciaram muito em minha formação acadêmica: Pedro Américo, o famoso “Pedrinho” que deu oportunidades para mim no CEPODE; Mauro Heleno Chagas, foi acolhedor ao me ingressar no BIOLAB, além de ser meu orientador de iniciação científica e monografia; e a todos professores que fizeram diferença na minha formação.

Não posso deixar de citar meus grandes amigos durante todo o período de faculdade: MARCELINO, RONALDO e WILLIAM. Grandes pessoas que sempre que precisei estavam ao meu lado.

E a todos que me ajudaram em minhas dificuldades, trabalhos, pesquisas, dentre outros; tantos os colegas de sala quanto os funcionários da escola (principalmente Wanda do Cenex e Rose da Sessão de Ensino).

Obrigado!

RESUMO

O objetivo desse estudo foi verificar o nível de correlação entre Percepção Subjetiva do Desconforto ao Alongamento e Amplitude de Movimento máxima, que representa a capacidade flexibilidade. A amostra foi composta por 18 sujeitos (9 homens e 9 mulheres), sendo todos estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO/UFMG). Para realização da pesquisa os indivíduos deveriam estar livres de qualquer tipo de patologia que impedisse ou comprometesse a realização dos testes propostos e apresentar amplitude de extensão do joelho na faixa de 90º a 95º no *Flexmachine*. Os testes foram realizados em duas etapas: 1ª) familiarização; 2ª) medida da ADM máxima e PSDA na velocidade de 5º/s nos músculos posteriores da coxa. Ambos os membros inferiores foram utilizados, totalizando 36 amostras. Os resultados mostraram um r = 0,629 com um índice de significância de 0,05. Dessa forma, o coeficiente de determinação foi de r^2 = 0,395, indicando que 39,5% é a relação das variáveis analisadas, ou seja, a variância comum. Portanto, pode-se concluir que o nível de correlação dessas variáveis foi significativo e é moderado segundo os valores de referência, sendo a PSDA responsável por aproximadamente 40% do aumento da ADM máxima.

Palavras-chave: Amplitude de movimento máxima. Percepção subjetiva do desconforto ao alongamento. Músculos posteriores da coxa. Flexibilidade.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM – Amplitude de Movimento

BIOLAB – Laboratório de Biomecânica

CENESP – Centro de Excelência Esportiva

DASYLab – Data Acquisition System Laboratory

DF – Dorsiflexão

EEFFTO – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

EMG – Eletromiografia

FNP – Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

IHM – Interface Homen-Máquina

PSDA – Percepção Subjetiva do Desconforto ao Alongamento

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

UMT – Unidade Musculotendínea

ΔF – Variação de Força

ΔL – Variação de Comprimento

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....7

2. OBJETIVO.....10

3. REVISÃO DE LITERATURA.....11

3.1. Flexibilidade.....11

3.2. Variáveis relacionadas com o alongamento muscular 12

3.2.1. Teorias sensorais e a alteração da ADM 14

3.3. Relação entre flexibilidade e variáveis relativas ao alongamento muscular 16

3.4. Correlação.....17

4. MÉTODOS.....20

4.1. Amostra.....20

4.2. Instrumentação.....21

4.2.1. *Flexmachine*.....21

4.2.1.1. Posicionamento dos Indivíduos.....22

4.2.2. Medidas antropométricas.....24

4.3. Procedimentos.....24

4.3.1. Protocolos de coleta dos dados.....25

4.3.1.1. Mensuração da ADM máxima.....25

4.3.1.2. Mensuração da PSDA_ADM.....26

4.3. Análise Estatística.....27

5. RESULTADOS.....28

5.1. Características da Amostra.....28

5.2. Correlação de Pearson.....28

5.3. Gráfico de Dispersão.....29

6. DISCUSSÃO 30

7. CONCLUSÃO.....32

8. REFERÊNCIAS.....33

9. APÊNDICES.....39

1. INTRODUÇÃO

A capacidade flexibilidade é comumente mensurada por meio da variável amplitude de movimento (ADM) (MAGNUSSON *et al.*, 2000; MAGNUSSON *et al.*, 1997; BANDY, IRON e BRIGGLER, 1998). Por isso, o desempenho nessa capacidade física é representado pela ADM articular alcançada em um determinado movimento. Neste contexto, durante o registro da ADM articular em um determinado movimento, espera-se que ocorra uma alteração do comprimento muscular. Contudo, vários autores têm considerado que durante a alteração do comprimento muscular, outras variáveis poderiam ser registradas para além da ADM articular (MAGNUSSON, 1998; GAJDOSIK, 1991; GUISSARD e DUCHATEAU, 2004). Algumas dessas variáveis são o torque passivo máximo (MAGNUSSON *et al.,* 1996; REID e MCNAIR, 2004), a rigidez (MAGNUSSON *et al.,* 1996a, MAGNUSSON *et al.*, 1996b; TOFT *et al.,* 1989) e a percepção subjetiva do desconforto ao alongamento (HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994).

Estudos anteriores investigaram a relação de algumas destas variáveis com a ADM articular. No estudo de McHUGH *et al.* (1996) foi verificado a correlação da rigidez muscular com a ADM máxima dos músculos posteriores da coxa e os autores concluíram que a ADM máxima apresentou uma alta correlação com a rigidez passiva dos tecidos moles no início do movimento de extensão do joelho. Neste caso, a flexibilidade poderia ser caracterizada pela rigidez passiva muscular em medições *in vivo*.

O estudo de OTT *et al.* (1998) analisou a ADM, a tensão passiva e a percepção de intensidade depois de 4 semanas de um programa de alongamento, sendo que os sujeitos foram divididos em 3 grupos com técnicas de alongamento diferentes (estática, dinâmica e técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva - FNP). Todos os grupos obtiveram ganhos significativos na ADM nas semanas 1 e 2, porém os ganhos foram estabilizados nas semanas 3 e 4. No entanto, as correlações entre tensão passiva e ADM e entre tensão passiva e percepção de intensidade não foram significativas e o nível de correlação foi baixo entre essas variáveis.

KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA (2001) calcularam o coeficiente de correlação entre rigidez e ADM máxima dos músculos responsáveis pela flexão plantar. Os resultados mostraram uma correlação significativa e negativa de $r = -0,78$, $r^2 = 0,60$

para um $p < 0,001$. No estudo de BLACKBURN *et al.* (2004) foi encontrado uma correlação significativa moderada entre ADM e rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa ($r = 0,515$, $r^2 = 0,265$; $p = 0,05$). Porém, AQUINO *et al.* (2006) encontraram um coeficiente de correlação negativo, baixo e significativo ($r = - 0,48$) entre essas duas variáveis nos músculos posteriores da coxa. Estudos têm mostrado que a relação da rigidez passiva com a flexibilidade (ADM) é baixa a moderada, como mostra os estudos acima.

Estudos que investigaram a resposta de diferentes variáveis relacionadas ao comprimento muscular (BLACKBURN *et al.*, 2004; KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2001; MAGNUSSON, 1998; REID e MCNAIR, 2004) não relataram informações sobre o nível da relação entre a ADM e PSDA. Caso fosse verificada uma correlação entre percepção subjetiva do desconforto ao alongamento (PSDA) e ADM, a expectativa seria encontrar uma correlação positiva e com um nível de coeficiente moderado a alto. Isso poderia ser esperado que houvesse uma relação significativa entre estas duas variáveis, uma vez que a ADM máxima representa o máximo de desconforto tolerável pelo indivíduo e a PSDA seria também uma variável relacionada com a capacidade flexibilidade.

Existem muitas teorias que podem explicar o aumento do comprimento muscular observado após um programa de alongamento, dentre elas, a teoria mecânica e a sensorial. Alguns pesquisadores propuseram a teoria mecânica para testar os efeitos do alongamento pelos aspectos biomecânicos, tais como: deformação viscoelástica, deformação plástica, aumento dos sarcômeros em série e relaxamento neuromuscular. Contudo, os resultados com relação ao ganho de extensibilidade muscular a longo prazo após alongamento são conflitantes, considerando os aspectos biomecânicos (WEPPLER e MAGNUSSON, 2010).

Ainda segundo WEPPLER e MAGNUSSON (2010), diferente da teoria mecânica, a teoria sensorial sugere a modificação da sensação ao alongamento ao invés do aumento do comprimento muscular. Se o aumento do comprimento muscular observado após o alongamento fosse devido ao aumento do comprimento dos músculos causados por várias explicações mecânicas, deveria ser uma mudança duradoura na curva ângulo/torque passivo. Ao invés disso, a única mudança observada na curva ângulo/torque passivo foi o aumento na ADM final articular e o torque aplicado. Por causa da percepção subjetiva máxima no ponto de maior ADM

nesse alongamento ou o ponto de tolerância máxima. Esses resultados dizem respeito à percepção subjetiva do desconforto ao alongamento.

Então, uma variável importante para o aumento do comprimento muscular ou que esteja relacionada a esse mecanismo em seres humanos *in vivo* é a percepção subjetiva do desconforto ao alongamento. Alguns autores vêm sugerindo explicações agudas e crônicas para a alteração do comprimento muscular a partir da alteração da PSDA ou tolerância do indivíduo ao alongamento, ou seja, a modificação dos mecanismos sensoriais.

No estudo de MAGNUSSON (1998) a resposta aguda do alongamento foi atribuída a fatores neurofisiológicos (sensoriais) e mecânicos. Sendo que a explicação neurofisiológica sugere que o fator limitante durante o alongamento é a resistência muscular e a atividade reflexa. De acordo com isso, o objetivo do alongamento é inibir a atividade reflexa para reduzir a resistência e, assim, aumentar a ADM. Paradoxicamente, a maioria das técnicas é efetiva para aumentar de forma aguda a ADM, mas algumas delas estão associadas com um aumento da atividade eletromiográfica e não diminuição. No entanto, tem sido proposto que as adaptações agudas podem ser atribuídas ao aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento, mais que a mudança da atividade eletromiográfica.

Embora as pesquisas venham fornecendo importantes informações e proporcionando um aumento no entendimento dos mecanismos mecânicos e sensoriais relativos ao aumento da tolerância ao alongamento, ainda são escassos os estudos que tenham investigado o nível da relação entre a ADM máxima e a variável PSDA. Por este motivo, a realização de estudos que investiguem o nível da correlação entre as variáveis PSDA e ADM máxima é considerada relevante. Os resultados dessas pesquisas podem contribuir para um maior entendimento da capacidade flexibilidade.

2. OBJETIVO

O objetivo do presente estudo é verificar o nível de correlação entre a percepção subjetiva do desconforto ao alongamento e amplitude de movimento máxima.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Flexibilidade

A flexibilidade muscular pode ser definida como a habilidade de um músculo ser alongado, permitindo uma ou mais articulações alcançar uma determinada amplitude de movimento (BANDY, IRON, BRIGGLER; 1997). Segundo ZAKHAROV (1992) *apud* CARVALHO e BORGES (2001) a definição de flexibilidade seria o grau de extensão da amplitude do movimento de uma articulação ou a "amplitude máxima de movimento voluntário em uma ou mais articulações, sem lesioná-las" (ACHOUR JR., 1998 *apud* CARVALHO e BORGES, 2001).

Para POLACHINI *et al.* (2005) a flexibilidade é considerada como a capacidade de uma unidade músculotendínea alongar um segmento corporal ou movimentar articulações por meio de uma amplitude de movimento livre de dor e restrições. Já VOIGT *et al.* (2007) definem a flexibilidade como a capacidade do tecido muscular estender, permitindo a articulação de se mover através de toda amplitude de movimento.

A partir desses conceitos pode-se observar que a flexibilidade está comumente associada com a ADM, pois a definição se resume na capacidade física de um músculo alongar-se em uma ou mais articulações através de uma amplitude de movimento voluntária. Sendo que a ADM foi citada em todos os conceitos de flexibilidade dos estudos analisados como a palavra-chave. Além disso, vários autores têm estudado e mensurado a flexibilidade através da ADM e encontrado resultados como a alteração da flexibilidade após um programa de treinamento específico, sendo que a ADM também foi modificada com o treino proposto (ROBERTS e WILSON, 1999; BANDY, IRION e BRIGGLER, 1998; BANDY e IRION, 1994).

Dessa forma, o entendimento da flexibilidade será a partir da variável ADM, ou seja, qualquer alteração dessa variável acarretará mudanças nessa capacidade física.

3.2. Variáveis relacionadas com o alongamento muscular

No entanto, existem algumas variáveis que estão relacionadas ao alongamento muscular e que têm sua importância quando a capacidade flexibilidade é modificada. As variáveis mais investigadas são: a ADM máxima (BANDY e IRION, 1994), o torque passivo máximo (MAGNUSSON *et al.,* 1996 REID e MCNAIR, 2004), a rigidez (MAGNUSSON *et al.,* 1996a, MAGNUSSON *et al*., 1996b; TOFT *et al.,* 1989) a energia (AQUINO, 2005; MAGNUSSON *et al.,* 1996a, MAGNUSSON, 1996b) e a percepção subjetiva do alongamento (HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994).

A ADM máxima é definida como a maior amplitude de movimento suportada pelo voluntário. O torque passivo máximo refere-se ao torque passivo obtido ao final da fase dinâmica do alongamento (MAGNUSSON *et al.,* 1996a). Ambos os parâmetros são registrados com o auxílio da eletromiografia (EMG) por identificar a contribuição significativa dos elementos contráteis na resistência ao alongamento o que torna o procedimento mais seguro com relação às respostas desses parâmetros. O parâmetro da ADM medido de forma isolada não oferece informações relevantes sobre as propriedades passivas musculares, por não considerar a resistência passiva oferecida pelos músculos esqueléticos durante um alongamento (MAGNUSSON, 1998). Fatores psicológicos assim como a tolerância individual a dor e o desejo dos indivíduos em demonstrar progresso nessa medida (TOFT *et al.*, 1989) também podem ser relacionados com esse parâmetro. A ADM, portanto, representa apenas as mudanças no comprimento muscular (GAJDOSIK *et al.*, 2005), sem informações adicionais sobre as propriedades biomecânicas da unidade musculotendínea. Em contrapartida, o torque pode informar a resistência passiva do grupo muscular que está sendo alongado (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; MAGNUSSON *et al.*, 1995). Porém, apenas a medida do torque não considera a quantidade de deformação ocorrida na UMT. Uma forma 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 de um músculo é uma propriedade mecânica relacionada à capacidade desse tecido de resistir a deformações e pode ser representada graficamente pela inclinação da curva de comprimento-tensão (AQUINO, 2006; FONSECA, 2004). A área abaixo da curva representa a quantidade de energia

(histerese) absorvida pelo músculo quando este é alongado seja em repouso ou contraído (AQUINO, 2006). Dados clínicos e de pesquisadores sugerem que a rigidez é inversamente relacionada com a flexibilidade muscular, ou seja, um músculo mais rígido pode ser invariavelmente menos flexível, ao contrário, menor rigidez muscular passiva pode apresentar maior flexibilidade. Esses dados são baseados em uma fórmula matemática que define a rigidez, expressa como a variação de força (ΔF) dividida pela variação de comprimento (ΔL) (AQUINO, 2006).

Além dessas variáveis, WEPPLER e MAGNUSSON (2010) citam outras propriedades musculares importantes que podem ser determinadas na avaliação do comprimento muscular. Dessa forma, propriedades como complacência, estresse, relaxamento sob tensão e creep, além das propriedades abordadas acima, podem ser alteradas.

De acordo com WEPPLER e MAGNUSSON (2010), o número de sarcômeros em série pode ser mudado pela imobilização prolongada numa posição extrema. Isto é, quando o músculo é imobilizado em uma posição completamente estendida, existe um aumento no número de sarcômeros em série. Embora esse comportamento possa ser comparado ao alongamento, os músculos analisados em estudos, não mostraram nenhuma mudança no seu comprimento, devido ao aumento no número de sarcômeros em série que foram compensados por uma diminuição simultânea do comprimento do sarcômero (TABARY *et al*., 1972; GOLDSPINK *et al*., 1974; WILLIAMS e GOLDSPINK, 1978 *apud* WEPPLER e MAGNUSSON, 2010). Não existem estudos que avaliaram histologicamente o nível do número de sarcômeros em série durante exercícios de alongamento, porém pode ser um mecanismo que auxilia na alteração do comprimento muscular.

A resistência passiva ao alongamento é um dos mecanismos que pode estar relacionado ao aumento do comprimento muscular. As estruturas como tendões, músculos, ossos, pele, tecidos subcutâneos, fáscias, ligamentos, cápsulas articulares e cartilagens (RIEMANN *et al.*, 2001; HALBERTSMA *et al.*, 1999; LIEBER e SHOEMAKER, 1992 *apud* MAGALHÃES, 2010) são responsáveis pela resistência passiva ao alongamento muscular. Com o aumento da resistência ao alongamento, a unidade músculotendínea sofre uma alteração em seu comprimento.

No entanto, outras variáveis como PSDA podem ser abordadas em relação ao aumento do comprimento muscular. Um estudo que analisou essa variável é o de HALBERTSMA e GÖEKEN (1994) em que observaram que em 4

semanas de alongamento dos músculos posteriores da coxa houve alteração da sensação do início da dor ou da tolerância ao alongamento com o aumento dos torques, o que resultou em aumentos da extensibilidade muscular e, simultaneamente, nenhum deslocamento ocorreu na curva ângulo/torque.

Segundo HALBERTSMA *et al.* (1999) e MAGNUSSON *et al.* (1996a), a percepção subjetiva do alongamento corresponde à primeira sensação de dor durante o alongamento. Para essa mensuração, os indivíduos nesses respectivos estudos, receberam um dispositivo que sinalizava o momento em que eles percebiam a primeira sensação de desconforto, e este sinal era associado à ADM articular naquele instante. A PSDA ou tolerância ao alongamento parece ser uma propriedade importante para o aumento da ADM, porém o mecanismo que altera essa percepção ao alongamento é desconhecido.

3.2.1. Teorias sensorais e a alteração da ADM

Segundo o artigo de revisão de WEPPLER e MAGNUSSON (2010), estudos sugerem que o aumento na extensibilidade muscular observada imediatamente após alongamento em curto período de tempo (3 a 8 semanas) no programa de flexibilidade é devido somente a alteração da sensação de desconforto ao alongamento e não a um aumento no comprimento muscular, portanto, a curva ângulo/torque não é alterada. A hipótese que estende essa adaptação ao alongamento pode ser um fenômeno periférico ou central ou a combinação teórica que resta para ser estabelecida. É possível que fatores psicológicos também possam ter uma relação com o aumento da extensibilidade muscular.

MAGNUSSON *et al.* (1996a) investigaram o efeito do alongamento dos músculos posteriores da coxa durante 3 semanas usando dois protocolos, um com alongamento passivo seguido de contração voluntaria máxima afim de determinar as mudanças nas propriedades teciduais e o outro protocolo foi administrado para determinar a tolerância ao alongamento através da percepção da sensação do desconforto que o individuo sentia ao permitir que o dinamômetro passivo fosse aumentando a amplitude de movimento. Verificou-se que no primeiro protocolo

houve declínio do torque durante a fase de sustentação do alongamento, entretanto não houve diferença significativa na atividade eletromiográfica, rigidez, energia e no pico do torque articular do joelho. No segundo protocolo, houve ganho da amplitude de movimento da articulação do joelho. Foi observado um aumento no pico do torque e energia. A atividade eletromiográfica também foi insignificante e não afetou o treinamento. A atividade eletromiográfica, portanto, mostrou não limitar a amplitude de movimento durante o alongamento de baixa velocidade e o aumento da ADM alcançado no treinamento foi devido à tolerância ao alongamento sem que haja uma relação nas propriedades mecânicas ou viscoelásticas do músculo. É possível que as terminações nervosas livres nas articulações e músculos possam ter relação com o mecanismo que altera a tolerância ao alongamento. Esse estudo reforça que a adaptação aguda ao alongamento aumenta apenas a ADM máxima, o torque, energia e a tolerância ao alongamento.

Segundo JESSELL e KJELLY (2003), a Teoria do Portão do Controle da Dor, pode ser uma abordagem para o esclarecimento da tolerância ao alongamento, o que contribui para o aumento da PSDA por meio de mecanismos neurofisiológicos. De acordo com essa teoria, a estimulação de terminações nervosas nociceptivas presentes nas articulações e músculos tende a inibir a transmissão de sinais nociceptivos, alterando a percepção da dor. Isso pode ser explicado pela ativação do portão de controle da dor em intensidades máximas de alongamento, aumentando assim a tolerância ao alongamento durante o treinamento de flexibilidade e, com isso, um aumento da ADM final em comparação a intensidades submáximas de alongamento.

No artigo de revisão de WEPPLER e MAGNUSSON (2010) os autores verificaram que o efeito de programas de alongamento de longa duração (maior que 8 semanas) e um rigoroso programa de alongamento crônico sobre a curva ângulo/torque passivo ainda não foi avaliada. Por isso, os efeitos em longo prazo da tolerância ao alongamento são desconhecidos.

Segundo os estudos analisados neste trabalho, a PSDA é alterada sem que haja um aumento do comprimento muscular, explicando a modificação da capacidade flexibilidade. No entanto, a ADM quando modificada é devido a fatores sensoriais como o aumento da tolerância ao alongamento observada nos estudos, como o de MAGNUSSON *et al.* (1996a).

3.3. Relação entre flexibilidade e variáveis relativas ao alongamento muscular

No estudo de BLACKBURN *et al.* (2004) 30 voluntários (15 homens e 15 mulheres) realizaram as seguintes avaliações em separado: extensibilidade ativa dos músculos flexores do joelho, rigidez passiva dos músculos flexores do joelho e rigidez ativa dos músculos flexores do joelho; para relacionar a extensibilidade ativa e rigidez passiva com a rigidez ativa. Os resultados encontrados foram correlações positivas baixa e moderada da extensibilidade ativa e rigidez passiva com rigidez ativa. Outro encontrado foi que a extensibilidade ativa e rigidez passiva quando combinadas de forma linear representam aproximadamente ¼ da variação da rigidez ativa.

GAJDOSIK e WILLIAMS (2002) correlacionaram o ângulo de dorsiflexão máxima do tornozelo e o torque passivo máximo neste ângulo com a rigidez passiva elástica em 81 mulheres de 20 – 84 anos de idade. Foi encontrada uma correlação moderada do torque passivo máximo com a rigidez na amplitude completa do alongamento ($r = 0,69$) e alta correlação com a rigidez na metade da amplitude completa do alongamento ($r = 0,84$). Já o ângulo de dorsiflexão máxima apresentou uma baixa correlação com a rigidez na amplitude completa do alongamento ($r = 0,27$) e na metade da amplitude completa do alongamento ($r = 0,36$).

Outro estudo realizado por GAJDOSIK (2002) relacionou as propriedades passivas dos músculos da panturrilha com as características do torque concêntrico isocinético dos mesmos músculos, através de um modelo de envelhecimento em mulheres ativas de 20 – 84 anos de idade. Foi utilizado um dinamômetro isocinético Kin-Com com a eletromiografia. Dessa forma, as propriedades passivas foram realizadas com o alongamento dos músculos flexores plantares com um ângulo de dorsiflexão máxima (DF) a uma taxa de 5º/s (0,087 rad/s) com o mínimo bruto de atividade EMG ($p < 0,05$ mV). E o torque máximo concêntrico foi testado ao máximo do ângulo de DF em 4 velocidades (30, 60, 120 e 180º/s) escolhidas de maneira aleatória. Os coeficientes de correlação mostraram ser postivos e ter uma ordem hierárquica de alta para moderada entre 4 propriedades passivas e torque concêntrico para todas as velocidades analisadas. Para essas propriedades, a variação dos coeficientes foi de 0,50 a 0,78 ($p < 0,001$) e os coeficientes de

determinação para o torque máximo de DF foi de r^2 = 0,50 – 0,62; extensibilidade muscular foi de r^2 = 0,40 – 0,49; comprimento muscular máximo (r^2 = 0,28 – 0,41); e rigidez passiva elástica na última metada da faixa de extensão completa da articulação (r^2 = 0,25 – 0,31).

3.4. Correlação

A correlação é uma técnica estatística utilizada para encontrar a relação de duas ou mais variáveis (THOMAS, NELSON e SILVERMAN, 2007), ou de acordo com PAGANO e GAUVREAU (2004) “é definida como a quantificação do grau em que duas variáveis aleatórias estão relacionadas, desde que a relação seja linear”. Existem vários tipos de correlação, como a correlação de Spearman em que é realizada para uma distribuição não-paramétrica dos dados e a correlação produto-momento de Pearson, sendo esta de interesse para o estudo devido à distribuição paramétrica dos dados e por haver uma variável critério (ou dependente) e outra preditora (ou independente), presumindo uma relação linear entre as variáveis (THOMAS, NELSON e SILVERMAN, 2007).

No entanto é utilizado o coeficiente de correlação para medir o grau de associação ou de intensidade entre duas variáveis quantitativas e é representado pela letra “r”, como propôs Karl Pearson em 1896 (CALLEGARI-JACQUES, 2003). É bom lembrar que o coeficiente de correlação mede uma associação e não uma relação de causa e efeito. Os valores de r podem variar de -1 a +1, sendo que a correlação positiva significa os valores das variáveis serem diretos, ou seja, quando o valor de uma variável aumenta a outra também é aumentada, e a correlação negativa ocorre quando uma variável aumenta seu valor e a outra diminui ou vice-versa, sendo caracterizada como correlação inversa. Não há correlação quando o coeficiente é igual a 0 e a correlação é perfeita para valores iguais a -1 ou +1.

É preciso entender os resultados da correlação, para isso, existem várias formas de interpretar o r e será utilizado apenas o índice de significância. Desse modo, o que indicaria a correlação ser significativa seria replicar a pesquisa e encontrar os mesmos valores da correlação, isto é, a probabilidade de recorrência do mesmo resultado estatístico, sendo que o índice de significância dessa pesquisa

é igual a 0,01. A significância estatística serve para verificar se os dados justificam ou não a existência de correlação, seja ela forte, moderada ou fraca de acordo com o valor de r. De acordo com SOUNIS (1975) o coeficiente de correlação possui diferentes graus de associação:

r < 0,15.....Desprezível
0,15 < r < 0,29.....Baixo
0,29 < r < 0,49.....Apreciável
r > 0,50.....Acentuado

Além dessa associação de intensidade, CALLEGARI-JACQUES (2003) propõe outra mais detalhada:

r = 0.....Nula
0 < r < 0,3.....Fraca
0,3 < r < 0,6.....Regular
0,6 < r < 0,9.....Forte
0,9 < r < 1.....Muito forte
1.....Perfeita

Observa-se que os graus de associação de SOUNIS (1975) considera acima de 0,50 como grau acentuado de correlação, diferente de CALLEGARI-JACQUES (2003) que considera outros níveis de associação de 0,50 até o valor máximo 1. Porém, serão utilizados os graus de associação de PORTNEY e WATKINS (2000), conforme os dados abaixo:

0 < r < 0,25.....Pouca ou nenhuma relação
0,25 < r < 0,50.....Grau razoável de relação
0,50 < r < 0,75.....Relação moderada ou boa
r > 0,75.....Relação boa a excelente

Com os valores de correlação já identificados de acordo com a intensidade da associação, o próximo passo é utilizar o coeficiente de determinação para a interpretação da significação do coeficiente de correlação (THOMAS,

NELSON e SILVERMAN, 2007). Dessa forma, é representado pelo quadrado do coeficiente de correlação (r^2) e segundo THOMAS, NELSON e SILVERMAN (2007) “indica a porção da variância total em uma medida, que pode ser explicada ou considerada pela variância em outra medida”, ou seja, esse coeficiente determina a porção da associação que é comum aos fatores influenciadores das duas variáveis. O valor do coeficiente de correlação é elevado ao quadrado e depois multiplicado por 100 para obter dados em percentagem (CALLEGARI-JACQUES, 2003). Então, o valor encontrado em percentagem representa a variância comum das variáveis analisadas e é a porção que pode ser explicada pela variância em outra medida. Deve sempre considerar que outras variáveis podem determinar os níveis das duas variáveis correlacionadas.

A representação dos dados obtidos é feita por um gráfico de dispersão, em que cada ponto do gráfico representa um indivíduo e o valor para x e y é marcado nos pontos correspondentes (CALLEGARI-JACQUES, 2003).

4. MÉTODOS

4.1. Amostra

A amostra foi composta por 18 sujeitos (9 homens e 9 mulheres), sendo todos estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO/UFMG). Os sujeitos foram recrutados por avisos afixados nos murais da EEFFTO e através de contatos pessoais.

Para realização da pesquisa os indivíduos deveriam estar livres de qualquer tipo de patologia que impedisse ou comprometesse a realização dos testes propostos e apresentar amplitude de extensão do joelho na faixa de 90º a 95º no *Flexmachine*. Levando em consideração 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. Então, para 18 indivíduos haveria 36 unidades amostrais.

Os critérios de exclusão do indivíduo foram: por livre e espontânea vontade, ter praticado exercícios de alongamento e/ou de força muscular durante o período de coleta dos dados, não ter comparecido nos dias de coleta no horário e data estabelecidos, algum tipo de enfermidade e/ou patologia que comprometesse a coleta dos dados, e não apresentar a faixa de amplitude de extensão do joelho no *Flexmachine* exigida para o grupo de indivíduos.

As informações referentes aos objetivos e ao processo metodológico da pesquisa foram transmitidas para os indivíduos e estes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A), concordando em participar de forma voluntária do estudo. Além disso, os voluntários foram informados a respeito do abandono da pesquisa a qualquer momento caso necessário, sem necessidade de justificativa.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG, parecer número ETIC 246/08. Para realização da pesquisa, os experimentos aconteceram no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP), localizado na EEFFTO/UFMG.

4.2. Instrumentação

4.2.1. *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).

O *Flexmachine* consiste em duas cadeiras que estão ligadas a um braço mecânico. Cada cadeira possui ajuste de altura, um encosto com 95° em relação ao assento e este com desnível de 3 cm em sua região posterior para minimizar a báscula posterior. Foram utilizadas 2 cintas de velcro, uma fixada no terço distal da coxa do membro testado e a outra nas espinhas ilíacas anterossuperiores para reduzir movimentos compensatórios nos membros inferiores e pelve. Há um suporte com ajuste horizontal para cada cadeira, com o objetivo de manter o membro inferior testado em uma angulação de 45° de flexão de quadril em relação ao solo (figuras 1A e 1B) para melhor posicionamento do indivíduo, o que permite maior alongamento dos músculos flexores do joelho (MAGNUSSON *et al.* 1996a). O braço mecânico é movimentado por um motor de indução (SEW Eurodrive, Belo Horizonte, Brasil) cujo acionamento é feito por um controle remoto que possui um botão para elevá-lo e outro para abaixá-lo. A ADM do braço mecânico é registrada por um potenciômetro localizado em seu eixo de rotação que possui um ângulo programado para 140º. Esse ângulo é controlado por uma interface homem-máquina (IHM), podendo o homem limitar a angulação a valores previamente conhecidos (figura 1C). Além disso, o *Flexmachine* foi regulado a uma velocidade de 5º/s.

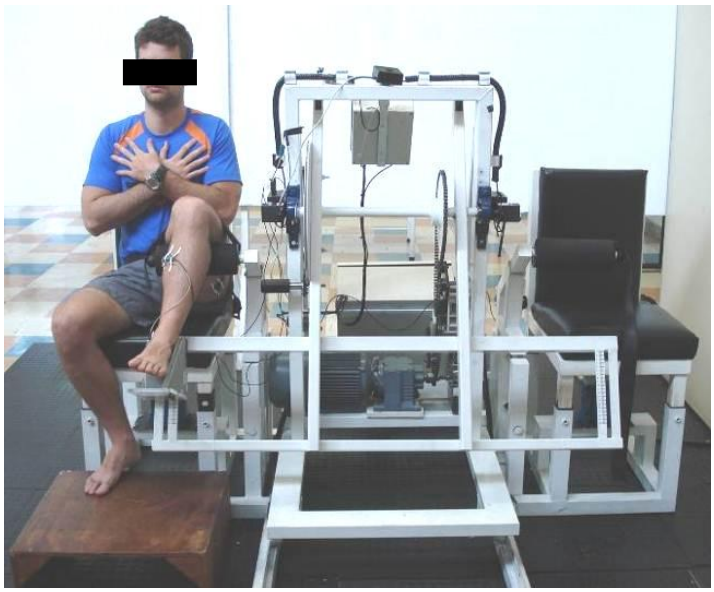
O potenciômetro foi conectado a um box de 16 canais (*Biovision*), interligado ao computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation* (*DT BNC Box USB 9800 Series*). A coleta e a análise dos sinais (ADM máxima e PSDA) foram realizadas no programa DASYLab 9.0.

4.2.1.1. Posicionamento dos Indivíduos

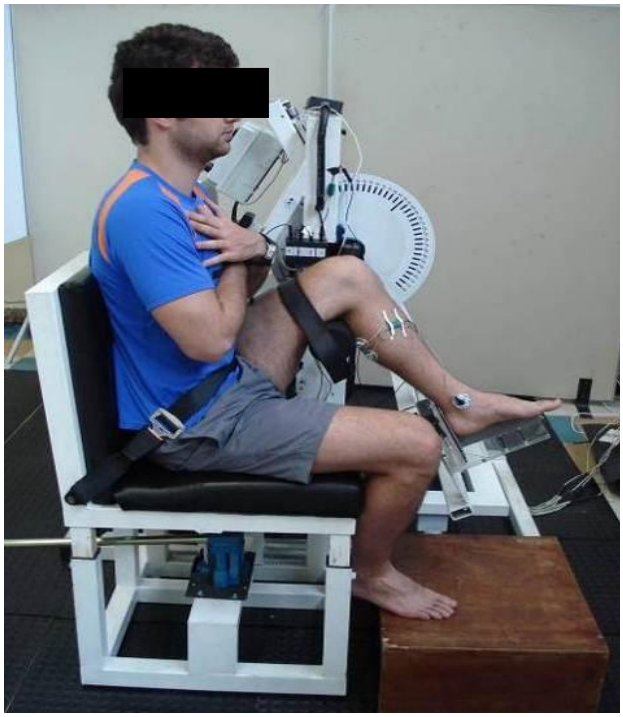
Cada indivíduo sentou-se no *Flexmachine* com o terço distal da coxa do membro inferior examinado apoiado sobre o suporte com ajuste horizontal. Utilizando um goniômetro digital (*Bosch, DWM* 40 *L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados de forma que o quadril ficasse fletido 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 (figuras 1A e 1B).

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 1A, 1B e 1C.

A)



B)



C)

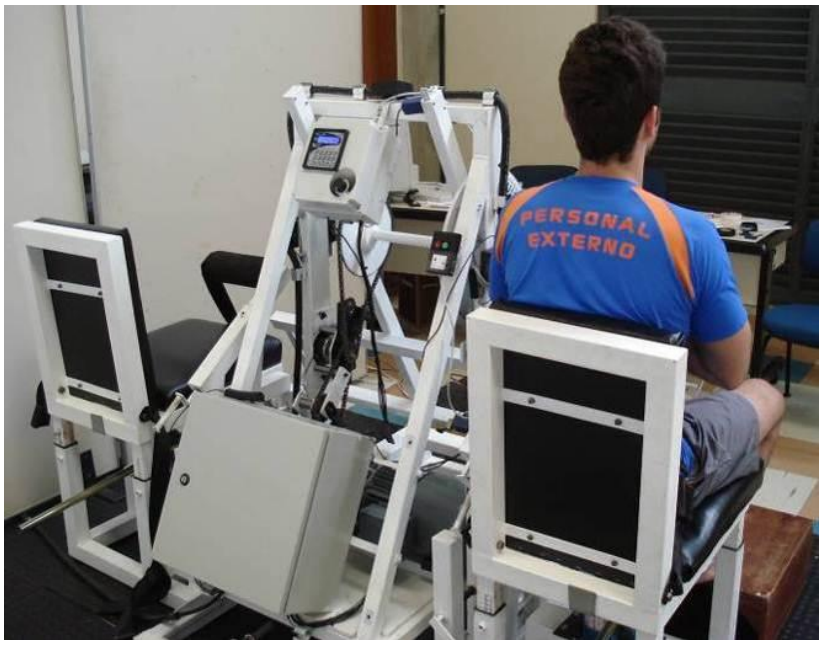


Figura 1: *Flexmachine.* A) Vista anterior; B) Vista lateral; C) Vista posterior.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

4.2.2. 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.

4.3. 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.

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 e 2 foi de 24 a 48 horas. Os indivíduos foram instruídos a não realizar treinamentos de força e/ou flexibilidade durante o período da pesquisa.

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 PSDA. O desenho esquemático do protocolo experimental está demonstrado na Figura 2.

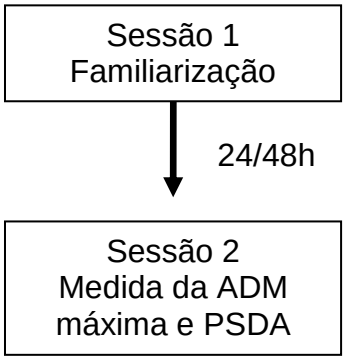


Figura 2: Modelo esquemático dos procedimentos.

4.3.1. Protocolos de coleta dos dados

4.3.1.1. Mensuração da ADM máxima

O método de mensuração da ADM 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* até alcançar a ADM máxima, determinada individualmente pela percepção máxima de desconforto ao alongamento. Imediatamente após atingir a ADM máxima, retornou-se à posição inicial. Um intervalo de 20 segundos entre cada tentativa, aproximadamente, foi necessário para ajustar o DASYLab.
- 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 (Figura 3). Ao alcançar a ADM máxima, 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.
- Variáveis registradas: A ADM máxima e a PSDA foram as variáveis registradas pelo DASYLab durante os procedimentos da sessão 2.

Figura 3: Mensuração da ADM máxima.

Fonte: Arquivos de fotos do BIOLAB.

4.3.1.2. Mensuração da PSDA_ADM

Para mensuração da PSDA foi utilizado um dispositivo que era segurado por uma das mãos do voluntário. No entanto, o voluntário segurava em uma mão o controle remoto de acionamento do motor para a subida e descida do braço mecânico e na outra mão segurava o dispositivo para mensuração da PSDA_ADM. Dessa forma, o indivíduo deveria acionar o botão do dispositivo no momento em que sentisse a primeira sensação de desconforto ao alongamento enquanto o braço mecânico do *Flexmachine* subia, fazendo a extensão do joelho. Desta forma, a PSDA no presente estudo foi definida de maneira operacional como sendo a primeira sensação de desconforto ao alongamento. Após toda extensão do joelho suportada pelo indivíduo, o braço mecânico descia para a posição inicial, de acordo com o comando do voluntário.

4.3. Análise Estatística

Foi realizada a análise descritiva dos dados das características dos sujeitos e das variáveis investigativas (ADM máxima e PSDA_ADM) e o cálculo do coeficiente de correlação produto-momento de Pearson foi realizado para as variáveis analisadas, utilizando o software SPSS versão 10.0. O índice de significância utilizado foi de $p < 0,05$.

5. RESULTADOS

5.1. Características da Amostra

Foi realizada a análise descritiva dos dados caracterizando os 18 sujeitos em relação à idade, massa e estatura, e também a análise descritiva das variáveis investigativas o que pode ser observado na tabela 1.

Tabela 1

Características da Amostra (N=18).

	Mínimo	*Máximo*	*Média*	*Desvio Padrão*
Massa (Kg)	47	90	67,1	12,8
Estatura (cm)	150	188	167,4	12,0
Idade (anos)	18	30	24,0	3,4
ADM máx (º)	84	110	94,2	5,6
PSDA_ADM (º)	58,5	100	75,4	9,1

ADM máxima – amplitude de movimento máxima na articulação; PSDA_ADM – percepção subjetiva do desconforto ao alongamento registrada pela ADM.

5.2. Correlação de Pearson

O coeficiente de correlação foi de r = 0,629 com um índice de significância de 0,05. De acordo com PORTNEY e WATKINS (2000), essa correlação foi classificada como moderada ou boa, em que o r varia de 0,50 a 0,75; sendo os outros graus de associação com variação do r de 0 a 0,25 (pouca ou nenhuma relação), 0,25 a 0,50 (grau razoável de relação) e r > 0,75 (relação boa a excelente). Dessa forma, o coeficiente de determinação foi de r^2 = 0,396, indicando que 39,6% de relação entre as variáveis analisadas, ou seja, de variância comum entre as variáveis. Esses dados mostram que 39,6% do desempenho de flexibilidade,

representada pela ADM máxima, pode ser explicado pelos aspectos comuns que explicam a variância da PSDA. Desta forma, outros aspectos explicariam ou seriam responsáveis pelo desempenho da ADM, ou seja, 60,4% da variância relacionada com o desempenho da ADM máxima seria explicado por outros aspectos diferentes da PSDA_ADM. Os dados encontram-se na tabela abaixo.

Tabela 2

Resultados da análise de correlação e do coeficiente de determinação

Variáveis	r	P	r^2 (%)
ADM máxima x PSDA_ADM	0,629	0,05	39,6

p = nível de significância. r = coeficiente de correlação de Pearson, r^2 = coeficiente de determinação, % = percentagem

5.3. Gráfico de Dispersão

Os dados seguem apresentados abaixo em um gráfico de dispersão, no qual compara os pares de valores (ADM máxima e PSDA_ADM) para cada indivíduo.

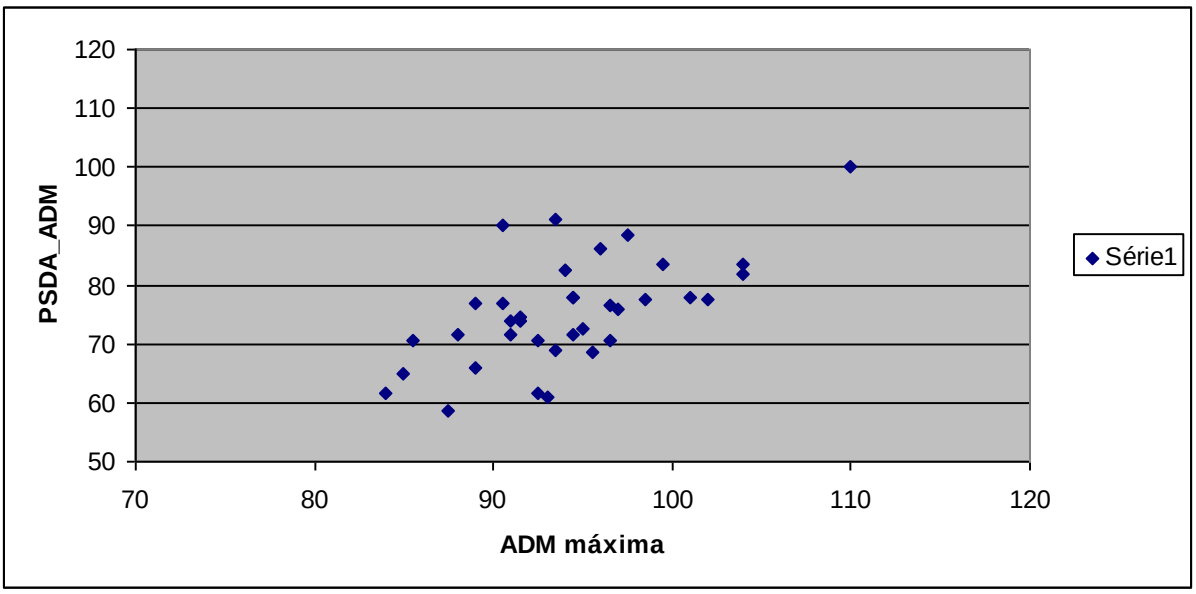


Gráfico 1: Gráfico de Dispersão das variáveis ADM máxima e PSDA_ADM

6. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi verificar o nível de correlação entre as variáveis ADM máxima e PSDA, em que os resultados mostraram um coeficiente de correlação de $r = 0,629$ ($p = 0,05$) e um coeficiente de determinação de $r^2 = 0,396$.

Segundo PORTNEY e WATKINS (2000), o valor de r encontrado apresentou um nível de correlação significativo, com uma classificação de moderada ou boa ($0,50 < r < 0,75$). No entanto, os resultados não confirmaram a hipótese do estudo, que era uma correlação significativa e alta entre as variáveis analisadas.

O coeficiente de determinação interpreta o significado do coeficiente de correlação (r), por isso é representado pelo r ao quadrado, sendo esse resultado multiplicado por 100. Assim os dados podem ser apresentados em porcentagem (THOMAS, NELSON e SILVERMAN, 2007; CALLEGARI-JACQUES, 2003). Dessa forma, o valor encontrado nessa pesquisa ($r^2 = 0,396$) representa a variância comum das variáveis que é de 39,6% ($r^2 = 0,395 \times 100 = 39,6\%$). Isso significa que a ADM máxima é influenciada em 39,6%, por aspectos similares àqueles que explicam a variância das medidas de PSDA, enquanto outros aspectos (60,4%) são responsáveis pela explicação do restante do desempenho da ADM máxima.

Nenhum estudo analisou a relação da ADM máxima e PSDA, assim o nível de correlação moderado pode ser explicado pela homogeneidade do grupo devido à pequena faixa de amplitude (90º - 95º da amplitude máxima da articulação do joelho). Pois se essa faixa é restrita a correlação pode ser alterada, tanto subindo os resultados obtidos ou quanto caindo, porém essa modificação ocorre, frequentemente, para a redução dos valores de r (HOWELL, 1982).

Pelo fato do presente estudo utilizar variáveis antes não correlacionadas, uma comparação com dados prévios de outras pesquisas não pode ser realizada. A discussão se baseia que a ADM máxima e a PSDA representam pontos de um mesmo “continuum” em relação à percepção do desconforto. Pois a ADM máxima seria uma variável determinada subjetivamente pela percepção de desconforto máxima e a PSDA seria também uma variável definida operacionalmente por meio da percepção subjetiva do indivíduo sobre um certo nível de desconforto, em que a PSDA seria uma medida do início da percepção do indivíduo ao desconforto e a ADM máxima o extremo de desconforto tolerável pelo indivíduo. Como obtido nesta

pesquisa, essas variáveis apresentam uma variância comum de 39,6%, o que reforça a argumentação acima.

Contudo, esta relação poderia ser maior, uma vez que no estudo a amostra é composta por sujeitos muito homogêneos (faixa de ADM é muito restrita – 90º a 95º); um dos fatores que pode alterar o nível de correlação segundo HOWELL (1982).

Estudos futuros devem considerar uma amostra mais heterogênea, ou seja, faixa de amplitude de movimento maior, o que poderá refletir em um resultado diferente, bem como um nível de correlação mais forte. Além disso, grupos com outras faixas de ADM, como indivíduos encurtados ou flexíveis, obtivessem relações mais intensas, pois este estudo utilizou sujeitos considerados “normais” de acordo com a faixa de amplitude utilizada.

Estudos posteriores poderiam realizar essa correlação para musculaturas diferentes, o que poderia indicar se esta relação independe ou não das musculaturas e articulações investigadas.

Outra limitação do estudo foi a utilização da velocidade de 5º/s para o alongamento. No entanto, é desconhecida a influência da PSDA na ADM máxima em velocidades maiores. Além disso, o estudo realizou a análise envolvendo homens e mulheres juntos. Caso a pesquisa fosse realizada somente com uma amostra do sexo feminino ou masculino, os resultados poderiam ser diferentes dos encontrados neste estudo.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados deste estudo pode-se concluir que o nível de correlação entre a PSDA_ADM e a ADM máxima é significativo e moderado. A variância comum de aproximadamente 40% reforça a idéia de que estas variáveis apresentam aspectos influenciadores comuns relacionados com a percepção subjetiva ao desconforto.

8. REFERÊNCIAS

ACHOUR JÚNIOR, A. **Flexibilidade:** teoria e prática. Londrina: Atividade Física e Saúde, 1998 *apud* CARVALHO, J.; BORGES, G. A. Exercícios de alongamento e as suas implicações no treinamento de força**. Caderno de Educação Física, Estudos e Reflexões**, v. 3, n. 2, p. 67-78, 2001.

AQUINO, C.F.; GONÇALVEZ, G.G.P.; FONSECA, S.T.; MANCINI, M.C. Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. **Brasilian Journal of Sports Medicine**, Niterói, v. 12, n. 4, p. 175-179, July/August, 2006.

AQUINO, C.F.; VIANA, S.O.; FONSECA, S.T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e a imobilização. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 18, n. 2, p. 35-43, Abril/Junho, 2005.

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

BANDY, W.D.; IRON, J.M.; BRIGGLER, M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 27, n. 4, p. 295-300, April, 1998.

BANDY, W.D.; IRON, J.M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy**, v. 77, n. 10, October 1997.

BERGAMINI, J.C. **Efeito agudo de diferentes durações e intensidades de alongamento no desempenho da flexibilidade.** 2008. 111f. Dissertação (mestrado) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, 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. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 6, p. 683–691, April 2004.

CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística:** Princípios e Aplicações. Porto Alegre: Artmed, 2003. 255p.

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

GAJDOSIK, R.L. Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles**. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 6, p. 250-255, December, 1991.

GAJDOSIK, R.L. Relationship between passive properties of the calf muscles and plantarflexion concentric isokinetic torque characteristics. **European Journal of Applied Phsyology**, v.87, n. 3, p. 220-227, March/May, 2002.

GAJDOSIK, R.L.; VANDER LINDEN, D.W.; MCNAIR, P.J.; RIGGIN, T.J.; ALBERTSON, J.S.; MATTICK, D.J.; WEGLEY, J.C. Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. **European Journal of Applied Phsyology,** v. 95, n. 2-3, p. 131-139, May/July, 2005.

GAJDOSIK, R.L.; WILLIAMS, A.K. Relation of maximal ankle dorsiflexion angle and passive resistive torque to passive-elastic stiffness of ankle dorsiflexion stretch. **Perceptual and Motor Skills**, v. 95, n. 1, p. 323-325, 2002.

GOLDSPINK, G.; TABARY, C.; TABARY, J.C.; *et al*. Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. **Journal of Physiology**, v. 236, p. 733–742, February, 1974 *apud* WEPPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **American Physical Therapy Association**, v. 90, n. 3, p. 438-449, March, 2010.

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

HALBERTSMA, J.P.K.; GÖEKEN, L.N.H., Stretching excercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 75, p. 976-981, September, 1994.

HALBERTSMA, J.P.K.; MULDER, I.; GÖEKEN, L.N.H.; EISMA, W.H. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 80, n. 4, p. 407-414, 1999.

HOWELL, D.C. **Statistical methods for psychology**. Boston: Duxbury Press, 1982.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA; T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **European Journal of Applied Phsyology**, v. 85, n. 3-4, p. 226-232, April/June, 2001.

LIEBER, R.L.; SHOEMAKER, S.D. Muscle, joint, and tendon contributions to the torque profile of frog hip joint. **American Journal of Physiology,** v. 263, n. 3, p. 586-590, September, 1992 *apud* MAGALHÃES, F. A. de; CHAGAS, M. H. **Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis.** 2010. 71 f. Dissertação (mestrado) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

MAGALHÃES, F.A. de; CHAGAS, M.H. **Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis.** 2010. 71 f. Dissertação (mestrado) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

MAGALHÃES, F.A. de; 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. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 8, n. 2, p. 65-77, January, 1998.

MAGNUSSON, S.P.; AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; BOJSEN-MOLLER, F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. **Scandinavian Journal Medicine and Science Sports**, v. 10, n. 6, p. 351-359, June, 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. **Scandinavian Journal Medicine and Science Sports**, v. 7, n. 4, p. 195-202, August, 1997.

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

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v. 497, n. 15, p. 291-298, November, 1996a.

MAGNUSSON, S.P.; *et al.* Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 5, p. 622-628, September, 1996b.

McHUGH, M.P.; KREMENIC, I.J.; FOX, M.B.; GLEIM, G.W.N. The relationship of linear stiffness of human muscle to maximum joint range of motion. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 28, n. 5, May, 1996.

OTT, H.; SCHÖNTHALER, S.; OHLENDORF, K.; SCHMIDTBLEICHER, B.; KINDERMANN, W. Variability of range of motion, passive tension and perception of intensity after a 4 week stretching program. **International Journal Sports of Medicine**, v. 19, 1998.

PAGANO, M.; GAUVREAU, K. **Princípios de Bioestatística.** São Paulo: Pioneira Thomson Learning, 2004. 506p.

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

POLACHINI, L.O.; FUSAZAKI, L.; TAMASO, M.; TELLINI, G.G.; MASIERO, D. Comparative study between three methods for evaluating hamstring shortening. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 9, n. 2, p. 187-193, May, 2005.

PORTNEY, L.G.L.; WATKINS, M.P. **Foundations of clinical research:** applications to practice. 2 ed. New Jersey: Prentice Hall, 2000.

REID, D.A.; MCNAIR, P.J. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. **Medicine & Science in Sports & Exercise,** v. 36, n. 11, p. 1944-1948, November, 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. **Journal of Athletic Training,** v. 37, n. 4, p. 369-377, October-December, 2001 *apud* MAGALHÃES, F. A. de; CHAGAS, M. H. **Efeito da velocidade de alongamento na rigidez relativizada pela área de secção transversa muscular de indivíduos pouco flexíveis e muito flexíveis.** 2010. 71 f. Dissertação (mestrado) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

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

SOUNIS, E. **Bioestatística:** Princípios fundamentais, metodologia estatística, aplicação as ciências biológicas. 2. ed. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1975. 230p.

TABARY, J.C.; TABARY, C.; TARDIEU, C.; *et al*. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. **Journal of Physiology**, v. 224, p. 231–244, July, 1972 *apud* WEPPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **American Physical Therapy Association**, v. 90, n. 3, p. 438-449, March, 2010.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K.; SILVERMAN, S.J. **Métodos de pesquisa em atividade física.** 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2007. 396 p.

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

VOIGT, L.; VALE, R.G.S.; ABDALA, D.W.; FREITAS, W.Z.; NOVAES, J.S.; DANTAS, E. H. M. Effects of a ten seconds repetition of incentive of the static method for the development of the young adult men's flexibility. **Fitness Performance Journal**, v. 6, n. 6, p. 352-356, November/December, 2007.

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

WILLIAMS, P.E.; GOLDSPINK, G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. **Journal Anatomy** V. 127, n. 3, p. 459–468, December, 1978 *apud* WEPPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **American Physical Therapy Association**, v. 90, n. 3, p. 438-449, March, 2010.

ZAKHAROV, A. **Ciência do Treinamento Desportivo.** Rio de Janeiro: Palestra Sport, 1992 *apud* CARVALHO, J.; BORGES, G. A. Exercícios de alongamento e as suas implicações no treinamento de força**. Caderno de Educação Física, Estudos e Reflexões**, v. 3, n. 2, p. 67-78, 2001.

9. APÊNDICES

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho por meio deste convidá-lo(a) a participar da pesquisa intitulada “Relação entre flexibilidade e percepção subjetiva do desconforto ao alongamento passivo dinâmico”, 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 Renato Henrique Chagas Silva (graduando).

Eu, voluntariamente concordo em participar desta pesquisa, realizada no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - UFMG – que investigará a relação da flexibilidade, representada pela a ADM, e percepção subjetiva do desconforto ao alongamento passivo dinâmico em uma velocidade de 5º/s.

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 _____, 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: Renato Henrique Chagas Silva)

8515-7146 (Contato: Renato Henrique Chagas Silva)

COEP - Comitê de Ética em Pesquisa

Av. Antônio Carlos, 6627 Unidade Administrativa II – 2º andar - Sala 2005 Tel.: 3409-4592

APÊNDICE B - Folha de coleta

Nome: _____

Idade:____ Telefone:_____ E-mail:_____

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

PADRONIZAÇÃO FLEXMACHINE

Data: ___/___/___

Hora: ____:____

	ESQUERDA	DIREITA
CADEIRA		
ESPUMA		
BRAÇO		
FLEXMACHINE		
PLATAFORMA		
Comprimento perna		
Peso perna		

VELOCIDADE 5°/s

Data:___/____/___

Hora: ____:____

Membro Inferior	Condição		ADM máx	PSDA
ESQUERDO	PRÉ-TESTE	1		
		2		
		3		
	PÓS-TESTE	1		
		2		
		3		
DIREITO	PRÉ-TESTE	1		
		2		
		3		
	PÓS-TESTE	1		
		2		
		3		