

Rachel Soares Bricio

**Análise da reversibilidade das modificações nas
propriedades mecânicas musculares produzidas pelo
alongamento muscular e fortalecimento em posição
alongada: um estudo de *follow-up***

Belo Horizonte

Faculdade de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2006

Rachel Soares Bricio

**Análise da reversibilidade das modificações nas
propriedades mecânicas musculares produzidas pelo
alongamento muscular e fortalecimento em posição
alongada: um estudo de *follow-up***

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado da Faculdade de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação .

Área de Concentração: Desempenho Motor

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

Faculdade de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2006

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer ao professor Sérgio pela inspiração e ensinamentos. O seu entusiasmo e a sua dedicação pela pesquisa científica me fizeram chegar até aqui. Obrigada professor, pelas oportunidades e pela confiança.

Agradeço aos amigos que fiz durante este processo. Dani, que sempre me ajudou, desde a iniciação científica, agradeço pela infinita disponibilidade e interesse. Paula e Ju pelos exemplos de inteligência e companheirismo. Cecília, que conduziu com perfeição o estudo que precedeu a este, o que permitiu a realização deste trabalho. Aos bolsistas, Poliana, Tetê e Jucélio, pela fundamental ajuda nas coletas de dados e pelo apoio. Lembrarei com saudades dos momentos que passamos juntos.

Agradeço aos meus pais e à minha família pela paciência e amor. E principalmente ao Gabriel que mostrou uma compreensão, acima da esperada, pelas minhas ausências. E sempre me confortou com seu carinho e amor. Obrigada, meu filho, por você existir.

RESUMO

Neste estudo foi investigada a manutenção das mudanças nas propriedades mecânicas musculares ocorridas em função do alongamento estático e do fortalecimento em posição alongada dos isquiotibiais, durante um período de destreinamento. Trinta e quatro indivíduos jovens que participaram, previamente, de programas de alongamento e fortalecimento dos isquiotibiais foram reavaliados quatro e oito semanas após o término das intervenções. Um dinamômetro isocinético foi usado para estender passivamente a articulação do joelho até o ângulo onde os indivíduos relatavam um desconforto pelo alongamento, e para medir o torque máximo de resistência dos isquiotibiais nesta angulação. Estas duas medidas, torque e ângulo, compuseram a variável tolerância ao alongamento. A energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais foi calculada como sendo a área abaixo da curva torque-ângulo. Finalmente, o dinamômetro isocinético foi utilizado para medir o ângulo de torque máximo produzido pelos isquiotibiais. Os resultados mostraram que o destreinamento ocasionou uma perda significativa dos ganhos obtidos com o treinamento na tolerância dos indivíduos ao alongamento e na capacidade de absorção de energia pelos isquiotibiais, após oito semanas no grupo alongamento e após quatro semanas no grupo fortalecimento. Não houve perda significativa dos ganhos no ângulo de torque máximo, observados no grupo fortalecimento, mesmo após oito semanas. Estes resultados sugerem que o fortalecimento muscular em posição alongada é estímulo adequado para produzir ganhos duradouros no comprimento muscular. Oito semanas de destreinamento foram suficientes para que os ganhos de tolerância ao alongamento e energia absorvida pelos isquiotibiais, obtidos através de programas de alongamento e

fortalecimento muscular em posição alongada, voltem aos seus valores pré-intervenção.

Palavras-chave: Destreinamento, reversibilidade, *follow-up*, alongamento, fortalecimento.

**Reversibility of the adaptations in the muscle mechanical properties produced
by stretch and strength training: a follow-up study.**

ABSTRACT

This study investigated the maintenance of alterations in mechanical properties observed after hamstring static stretching and after strengthening exercises in stretched position, during a period of detraining. Thirty-four young individuals who had previously participated in hamstrings stretching and strengthening programs were evaluated at the fourth and eighth weeks after the end of intervention. An isokinetic dynamometer was used to passively extend the knee joint up to the angle where the individual reported a stretching discomfort, as well as to measure the maximum resistance torque offered by hamstrings. These two measures were used to determine stretch tolerance. The energy passively absorbed by the hamstrings was calculated as the area beneath the angle-torque curve. Finally, the isokinetic dynamometer was used to measure the angle at which hamstrings produced the peak active torque. Results demonstrated that at the eighth week for the strengthening group and at the fourth week for the stretching group, detraining caused a significant decrease in stretch tolerance and hamstring energy absorption gains observed after intervention. There were no significant decreases for the gains observed in the strengthening group in peak active torque angle, even after eight weeks. These results suggest that strengthening in stretched position is an adequate stimulus to produce long lasting changes in muscle length. Eight weeks of detraining were sufficient to cause a return to baseline values in the gains stretch tolerance and passive energy absorbed by hamstrings after stretching and muscle strengthening in stretched position programs.

Key words: detraining, reversibility, follow-up, stretch, strength

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 HIPÓTESES DO ESTUDO	11
3 MATERIAIS E MÉTODOS	12
3.1 AMOSTRA	12
3.2 INSTRUMENTOS	13
3.3 PROCEDIMENTOS	15
3.4 REDUÇÃO DOS DADOS	21
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA	22
4 RESULTADOS	24
4.1 ÂNGULO DE PICO DE TORQUE	24
4.2 TOLERÂNCIA AO ALONGAMENTO	25
4.3 ENERGIA ABSORVIDA PASSIVAMENTE PELOS ISQUIOTIBIAIS	27
5 DISCUSSÃO	29
6 CONCLUSÃO	40
APÊNDICE	41
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	41
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44

1 INTRODUÇÃO

Uma importante característica do tecido muscular é a sua natureza dinâmica. O músculo é capaz de se adaptar às mudanças nas demandas funcionais que são impostas sobre ele, alterando suas características funcionais e sua composição estrutural^{1 2 3}. O treinamento físico é um processo no qual um estresse fisiológico é imposto sobre o tecido visando adaptações específicas para que o indivíduo se torne mais tolerante ao mesmo tipo de estresse no futuro⁴. De certo modo, este processo descreve o princípio da especificidade do treinamento⁴. Diversos estudos foram conduzidos com o objetivo de investigar quais estímulos são capazes de promover alterações adaptativas no comprimento, na rigidez e na capacidade de absorção de energia dos músculos esqueléticos^{5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15}. O entendimento da natureza destes estímulos pode fornecer bases teóricas para o planejamento de intervenções terapêuticas. Por outro lado, a interrupção ou a diminuição significativa do treinamento leva a uma diminuição parcial ou completa das adaptações induzidas pelo treinamento, o que descreve o princípio da reversibilidade do treinamento, ou destreino^{16 17 18 19 20 21 22 23}. Tão importante quanto entender o efeito das diferentes intervenções sobre os mecanismos adaptativos do músculo é avaliar qual é o tempo de duração desses efeitos, após o término do período de intervenção.

Intervenções com o objetivo de aumentar o comprimento muscular são comuns tanto no ambiente de reabilitação quanto na prática esportiva^{24 25 26 27}. Porém, ainda não está bem estabelecido o tempo de duração dos efeitos do treinamento nesta propriedade muscular, durante períodos de destreino. O comprimento muscular *in-vivo* não pode ser mensurado diretamente. Dessa forma, a propriedade de flexibilidade é freqüentemente utilizada para inferir sobre o comprimento do músculo. A flexibilidade é definida como a capacidade do tecido

muscular alongar-se, permitindo que a articulação movimente-se através da amplitude de movimento (ADM) ²⁸. Neste sentido, a flexibilidade pode ser operacionalizada como a ADM atingida por uma articulação quando é aplicada uma força capaz de promover o alongamento dos músculos que a atravessam ¹⁰. Assim, aumentos no comprimento do músculo permitem que uma maior ADM seja alcançada quando um torque de mesma magnitude é aplicado sobre o tecido.

A intervenção normalmente utilizada para ganho de flexibilidade muscular é o alongamento da unidade musculotendínea. A maioria dos estudos que investigou a eficácia desta técnica mostrou que após uma única sessão de alongamento, ou após períodos variados de treinamento envolvendo o alongamento muscular, os voluntários apresentaram uma maior ADM articular ^{8 10 12 24 26}. Porém, estes ganhos têm sido associados às características viscoelásticas do tecido ^{9 29 30}. Isto é, quando o tecido muscular é exposto a uma força passiva de alongamento, ele se deforma de acordo com suas propriedades mecânicas. Quando esta força é mantida por um certo período de tempo, ocorre uma deformação adicional do tecido de maneira tempo-dependente ²⁹. Depois de retirada a tensão o tecido retorna ao seu comprimento original, também de maneira tempo-dependente ³⁰. Portanto, o ganho de ADM observado logo após programas de alongamento pode ser explicado pelo seu comportamento viscoelástico que promove aumento transitório do comprimento muscular que é rapidamente recuperável, voltando ao valor pré-intervenção após um curto período de tempo, de 40 min ^{10 30} a 24 horas ¹¹. No entanto, outros estudos relatam ganhos de ADM ocasionados por programas de alongamento dias após a interrupção do treinamento, os quais não podem ser explicados somente pelas propriedades viscoelásticas do tecido ^{8 27 31 32}.

Os ganhos de flexibilidade resultantes de programas de alongamento também

têm sido relacionados a um aumento da tolerância dos indivíduos ao alongamento⁸
^{9 24 31}. A medida da ADM de uma articulação depende do torque imposto sobre o
músculo, e o torque máximo aplicado pelo examinador depende da tolerância do
indivíduo ao alongamento. Existem evidências de que como consequência de
programas de alongamento os indivíduos passam a suportar um torque externo
maior durante o alongamento, conseguindo alcançar uma ADM maior, porém, sem
nenhuma alteração morfológica muscular^{8 24 31 9 33}. Portanto, os aumentos de
flexibilidade, proporcionados pelo aumento da tolerância do indivíduo ao
alongamento, provavelmente, não são acompanhados por adaptações na estrutura
muscular e podem ser somente transitórios^{10 31 30}. Apesar de vários autores terem
observado a presença de ganhos na tolerância após programas de alongamento,
pouco se sabe sobre a duração deste efeito durante o período de destreinamento.
Willy *et al* (2001)³² verificaram que após quatro semanas do término de um
programa de alongamento houve uma perda significativa da tolerância dos
indivíduos ao alongamento. Sendo assim, apesar de haver evidências de que o
alongamento pode aumentar a flexibilidade muscular em curto prazo, o tempo de
duração desse efeito e os mecanismos que levariam a mudanças duradouras no
comprimento muscular precisam ser investigados.

Uma vez que o comprimento muscular *in-vivo* não pode ser mensurado
diretamente, a relação comprimento-tensão ativa do músculo também tem sido
utilizada para informar indiretamente sobre o comprimento muscular. Este
procedimento parece ser mais representativo de alterações do comprimento real do
músculo do que a análise da flexibilidade. A relação comprimento-tensão ativa
expressa a relação entre a capacidade de geração de tensão ativa e o comprimento
muscular². A força ativa máxima é produzida em um comprimento ótimo dado pela

superposição ideal dos filamentos de actina e miosina, e diminui à medida que o músculo é encurtado ou alongado^{34 2}. Ganhos no comprimento real do músculo são secundários a adição de sarcômeros em série (remodelação adaptativa)^{35 6}. Aumentos no número de sarcômeros em série (sarcomerogênese) alteram o ponto ótimo em que o músculo gera tensão para um comprimento maior^{5 7 36 37}. Assim, a análise da relação comprimento-tensão pode ser utilizada para acompanhar as mudanças no comprimento real do músculo que ocorrem durante os períodos de treinamento e destreinamento, sem sofrer influência de alterações na tolerância ao alongamento.

Estímulos capazes de induzir a sarcomerogênese têm sido estudados em modelos animais e em seres humanos^{5 6 7 36 38}. Modelos animais de imobilização em posições específicas demonstraram remodelação adaptativa do número de sarcômeros em série, alterando a relação comprimento x tensão^{35 39}. Dessa forma, a imobilização em posição encurtada desloca a curva comprimento-tensão para a esquerda, indicando diminuição de sarcômeros em série, enquanto a imobilização em posição alongada produz um aumento do número de sarcômeros em série, deslocando a curva comprimento tensão para a direita³⁵. Quando músculos de cobaias foram imobilizados, em posições alongadas e encurtadas, e estimulados eletricamente nestas posições, a magnitude das mudanças no número de sarcômeros foi ainda maior³⁸. Este fato demonstra que a atividade contrátil pode potencializar os efeitos da manutenção do músculo em posições de extremos de amplitude. As adaptações sempre acontecem no sentido de produzir sarcômeros com comprimentos ótimos na posição de imobilização, o que permite concluir que o comprimento no qual o músculo é solicitado a trabalhar é importante na regulação do número de sarcômeros. Apesar de alguns estudos terem verificado a eficácia dos

modelos de imobilização na modificação da curva comprimento tensão do músculo, alguns autores observaram que quando o membro previamente imobilizado foi retirado da órtese de imobilização, o músculo retornou rapidamente a sua relação comprimento x tensão e número de sarcômeros originais ^{35 40}.

Programas de treinamento que priorizam a fase excêntrica do movimento também têm sido relacionados com alterações das propriedades mecânicas relacionadas ao comprimento muscular, promovendo adição de sarcômeros em série, e deslocamento da curva comprimento tensão para a direita ^{5 7}. Segundo Proske e Morgan (2001, 2004) ^{41 42}, as adaptações no número de sarcômeros permitem que estes se mantenham na região ascendente da sua curva comprimento-tensão em todo o comprimento muscular utilizado no exercício, evitando a região descendente da curva onde a capacidade do músculo de gerar tensão diminui pela diminuição da sobreposição dos miofilamento nos sarcômeros, desta forma os sarcômeros se tornam mais instáveis e susceptíveis a lesões. Entretanto, existem evidências de que, mais do que o tipo de contração, o comprimento muscular em que o músculo é solicitado a agir produz o estímulo adequado para a sarcomerogênese ^{43 44 45 46}. Por exemplo, Mc Hugh e Posaikos (2004) ⁴³ observaram que a diminuição da susceptibilidade à lesão proporcionada pelo exercício excêntrico é altamente dependente do comprimento no qual o músculo é exercitado. Portanto, o fortalecimento do músculo em posições onde este se encontra alongado parece ser estímulo adequado para ganhos no número de sarcômeros em série de maior magnitude. Adicionalmente, a observação do efeito protetor contra danos causados por uma segunda sessão de exercícios realizada após longos períodos da primeira sugere que estas adaptações podem ser duradouras ^{47 48}. Entretanto, são necessários estudos para determinar o tempo de

duração do efeito do fortalecimento em posição alongada nas alterações do comprimento muscular.

A melhora na capacidade de absorção de energia pelo músculo também tem sido um objetivo normalmente planejado pelos profissionais da área de reabilitação. Durante o desempenho de atividades funcionais e esportivas grande quantidade de forças mecânicas é aplicada sobre a unidade musculotendínea ⁴⁹. Quando estas forças superam a força produzida pelo músculo, o músculo irá se alongar estando ativo, absorvendo energia ¹⁵. A energia absorvida pelo tecido é representada pela área abaixo da curva força x deformação, a qual é influenciada primordialmente por dois fatores, a rigidez do tecido muscular e o seu comprimento ^{15 29}. A rigidez é determinada pela resistência oferecida pelo tecido à deformação e é representada pela inclinação da curva força x deformação ¹⁰. Estímulos capazes de aumentar a rigidez ou o comprimento do músculo podem ter impacto na sua capacidade de absorção de energia ^{15 29 10}. Magnusson *et al* (1996) ¹⁰ demonstraram que após uma sessão de alongamento houve diminuição da rigidez, do torque máximo de resistência e da energia absorvida pelo músculo. Entretanto, essas alterações parecem ter sido decorrentes das propriedades viscoelásticas do tecido uma vez que essas medidas retornaram aos seus valores basais uma hora após a intervenção ¹⁰. Por outro lado programas de exercícios envolvendo aumentos progressivos de carga são capazes de aumentar o volume muscular, evidenciado pela área de secção transversa do músculo ^{17 19 50}. Existem evidências de uma associação forte entre o volume muscular e a rigidez passiva muscular ⁵¹. Portanto, é esperado que programas de fortalecimento ocasionem um aumento da rigidez muscular passiva ⁵¹ ¹⁴, e conseqüentemente um aumento da capacidade de absorção de energia ^{14 49}. No entanto, as mudanças no trofismo muscular ocasionadas por programas de

fortalecimento parecem ser rapidamente reversíveis^{17 19}.

Foram observados aumentos de e 7%¹⁹ a 10%¹⁷ na área de secção transversa do músculo quadríceps femural após três meses de exercícios com carga, indicando aumento do número de sarcômeros em paralelo. Porém, estes valores voltaram ao seu nível pré-intervenção após o mesmo período sem treinamento. O efeito inverso também foi demonstrado em estudo com modelo animal, após dez dias de suspensão da pata de ratos foi observada uma diminuição da massa muscular de 38%, sendo que a completa restauração da atrofia foi observada após quinze dias de descarga de peso¹³. Adicionalmente, em um estudo realizado em humanos, houve uma diminuição significativa na área de secção transversa do quadríceps femural após duas semanas de imobilização em posição encurtada. Tais perdas mostraram ser 95% recuperáveis após o mesmo período de liberação do movimento normal⁵². Estes experimentos utilizaram amostras de indivíduos sedentários recentemente treinados e a função normal isoladamente promoveu o estímulo adequado para que a área de secção transversa do músculo retornasse aos seus valores pré-intervenção^{17 19 52 13}. Portanto, é possível que o efeito do aumento da rigidez na capacidade de absorção de energia observado em indivíduos recentemente treinados seja apenas transitório. Embora o efeito do destreinamento sobre a área de secção transversa do músculo, a qual reflete o número de sarcômeros em paralelo, tenha sido extensivamente estudado^{16 20 17 21}¹⁹, pouco se sabe sobre o comportamento dos sarcômeros em série após uma intervenção. Estudos de acompanhamento longitudinal de indivíduos submetidos a programas de fortalecimento muscular com objetivo de aumentar o número de sarcômeros em série podem ajudar a verificar o período de retenção dos ganhos no comprimento e na capacidade do músculo de absorver energia produzidos por esta

intervenção durante períodos de destreinamento.

Em suma, o aumento do comprimento do músculo e da capacidade de absorção de energia são objetivos normalmente planejados por profissionais da área de reabilitação. Alterações nestas propriedades foram observadas como consequência de programas de alongamento e fortalecimento muscular. Apesar do alongamento estático ser uma técnica amplamente utilizada na prática clínica com o intuito de ganhar comprimento muscular e prevenir lesões, não existem evidências suficientes da eficácia em longo prazo desta técnica na promoção de ganhos no comprimento muscular^{10 30 31}. Por outro lado o fortalecimento muscular em posição alongada parece ser capaz de induzir remodelação adaptativa no número de sarcômeros em série, promovendo ganhos duradouros no comprimento muscular^{43 42 41 53}. Programas de treinamento com carga também promovem aumentos no trofismo muscular que parecem ter impacto na rigidez passiva, consequentemente aumentando a capacidade de absorver energia pelo músculo¹⁴. No entanto, mesmo as alterações musculares que ocorrem em função da remodelação tecidual podem não ser duradouras se não forem compatíveis com a demanda normalmente imposta sobre o indivíduo, durante as suas atividades habituais^{19 17}. Desta forma, a análise da reversibilidade nas mudanças das propriedades musculares pode contribuir para um melhor entendimento do efeito em longo prazo dos procedimentos clínicos freqüentemente utilizados na área esportiva e na reabilitação para ganho de comprimento muscular e aumento da capacidade de absorção de energia pelo músculo. Este entendimento irá permitir a avaliação da manutenção dos ganhos obtidos, depois que os indivíduos retornam ao seu nível de atividade usual.

A restauração de parâmetros específicos nas propriedades mecânicas musculares, flexibilidade, e melhora da capacidade de absorção de energia são

comumente considerados como parâmetro de alta na área de reabilitação. Por trás deste comportamento está o pressuposto de que os ganhos obtidos com o treinamento serão permanentes. No entanto, existem evidências de que os efeitos do treinamento são rapidamente reversíveis^{19 23 32}. A perda destes efeitos pode contribuir para a dificuldade em observar o impacto do treinamento nas metas clínicas de longo prazo como mudanças posturais, diminuição da incidência de lesões e melhora do desempenho esportivo e funcional^{54 55 56 57 58 59}. Portanto a determinação do grau de retenção das mudanças proporcionadas pelos diversos tipos de treinamento pode contribuir para o entendimento do estímulo necessário para que ocorram mudanças de longo prazo sobre o tecido.

Um estudo de intervenção, realizado previamente no laboratório de performance humana da UFMG, avaliou a eficácia do fortalecimento dos isquiotibiais em amplitudes iniciais do movimento de flexão do joelho, onde estes se encontram alongados, na modificação das propriedades mecânicas musculares⁶⁰. Além disso, este estudo comparou os efeitos do programa de fortalecimento com os efeitos de um programa de alongamento estático nestas propriedades. Neste estudo 45 voluntários saudáveis, de ambos os sexos, foram divididos aleatoriamente em três grupos. O primeiro grupo se submeteu a um programa de fortalecimento dos isquiotibiais em amplitudes iniciais de movimento e o segundo grupo passou por um programa de alongamento estático dos isquiotibiais. Ambos os programas de treinamento foram realizados três vezes por semana, em dias alternados por um período de oito semanas. O terceiro grupo não foi submetido a programas de treinamento e serviu como controle.

O estudo acima citado revelou que somente o fortalecimento dos isquiotibiais em amplitudes iniciais de movimento foi capaz de promover uma mudança do ângulo

de pico de torque deste músculo, com o deslocamento da curva comprimento-tensão para a direita, sugerindo a presença de um processo de remodelação tecidual. Um aumento da capacidade de absorção de energia foi observado após os dois programas de intervenção, mas o fortalecimento induziu um acréscimo de maior magnitude quando comparado ao alongamento muscular. Não houve modificação significativa da rigidez passiva em nenhum grupo. Ambos os programas de intervenção produziram um aumento da tolerância dos indivíduos ao alongamento, porém não apresentaram aumento da flexibilidade dos isquiotibiais, medida utilizando-se o mesmo torque da avaliação realizada antes do início do programa de intervenção (pré-teste). Essas mudanças foram observadas entre a avaliação do pré-teste e a avaliação realizada uma semana após o término do período de intervenção (pós-teste).

O objetivo do presente estudo foi verificar a manutenção das mudanças ocorridas em função do alongamento estático e do fortalecimento em amplitudes finais de movimento dos isquiotibiais, em indivíduos saudáveis, na tolerância ao alongamento, no ângulo de torque máximo e na energia absorvida, quatro e oito semanas após o término do período de intervenção. Além disso, o estudo objetivou comparar a perda produzida pela interrupção do treinamento entre os grupos que fizeram alongamento estático e fortalecimento muscular em posição alongada. Desta forma, este estudo consistiu em um acompanhamento longitudinal, quatro e oito semanas após o término do período de intervenção, de indivíduos que foram submetidos a programas de fortalecimento dos isquiotibiais em posição alongada ou de alongamento estático desse grupo muscular.

2 HIPÓTESES DO ESTUDO

H1- Em ambos os grupos os ganhos decorrentes do treinamento nas variáveis dependentes tolerância ao alongamento e energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais serão menores após quatro semanas do término do período de treinamento do que ao final da intervenção.

H2- Em ambos os grupos os ganhos decorrentes do treinamento nas variáveis dependentes tolerância ao alongamento e energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais serão menores após oito semanas do término do período de treinamento do que ao final da intervenção.

H3- Os ganhos no ângulo de torque máximo no grupo fortalecimento se manterão inalterados após quatro e oito semanas do término do período de intervenção.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 AMOSTRA

Quarenta e cinco indivíduos, que participaram de um estudo de intervenção desenvolvido previamente no Laboratório de Performance Humana da UFMG, foram contatados pessoalmente e solicitados a retornar para duas reavaliações realizadas quatro e oito semanas após a data da última avaliação da pesquisa inicial. Estes indivíduos eram saudáveis, de ambos os sexos, com idade variando de 18 e 30 anos. No estudo de intervenção os voluntários foram agrupados por sexo e alocados aleatoriamente em três grupos, cada um composto por 13 homens e duas mulheres. Os indivíduos alocados no primeiro grupo foram submetidos a um protocolo de fortalecimento dos isquiotibiais nas amplitudes iniciais do movimento de flexão do joelho, onde esses músculos encontram-se em posição alongada. No segundo grupo, os indivíduos foram submetidos a um programa de alongamento estático dos isquiotibiais. Os participantes do terceiro grupo serviram como controle e não realizaram exercícios de fortalecimento ou de alongamento muscular. Os dois protocolos (fortalecimento e alongamento) foram realizados bilateralmente, três vezes por semana em dias alternados durante oito semanas e sob supervisão de um examinador treinado. As especificações destes protocolos seguiram as recomendações do *American College of Sports Medicine*^{61 62}.

Os critérios de exclusão deste estudo foram o não comparecimento ao laboratório para uma das duas reavaliações ou a ocorrência de lesão músculoesquelética dos membros inferiores no período entre o término do estudo de intervenção e a reavaliação de oito semanas. Dos 45 voluntários previamente avaliados, nove indivíduos foram excluídos por não comparecerem à primeira

reavaliação de quatro semanas e 2 por não retornarem para a segunda reavaliação de oito semanas. Essas ausências foram favorecidas pelo fato das avaliações terem ocorrido no período de férias escolares, já que a amostra era composta por estudantes universitários. A maior ausência no grupo controle, seis indivíduos, pode ter sido um reflexo do menor engajamento deste grupo no estudo anterior, uma vez que estes participantes só compareceram ao laboratório duas vezes, em oposição aos participantes dos grupos que sofreram intervenção que tiveram que comparecer três vezes por semana durante oito semanas. Nenhum dos voluntários relatou a ocorrência de lesão músculoesquelética no período do estudo. Os 34 indivíduos restantes compuseram a amostra deste estudo. Destes indivíduos, 12 pertenciam ao grupo que realizou fortalecimento em amplitudes iniciais de movimento (grupo fortalecimento), 13 pertenciam ao grupo que realizou alongamento estático (grupo alongamento) e 9 pertenciam ao grupo controle. As características referentes à idade, massa corporal e altura de cada grupo estão apresentadas na TABELA 1. Estes participantes não sofreram nenhuma restrição em relação ao nível ou tipo de atividade no período entre avaliações e ficaram livres para voltar a sua rotina normal.

TABELA 1

Médias (desvios-padrão) das características referentes à idade, massa corporal e altura dos participantes dos grupos fortalecimento, alongamento e controle.

Características	Grupos		
	Controle N = 9	Fortalecimento N = 12	Alongamento N = 13
Idade (anos)	22,20 (1,40)	21,25 (1,76)	22,54 (1,94)
Massa Corporal (kg)	54,03 (6,65)	53,60 (6,68)	57,93 (9,36)
Altura (m)	1,65 (0,07)	1,63 (0,05)	1,63 (0,05)

3.2 INSTRUMENTOS

Um dinamômetro isocinético (*Biodex Medical System Inc., Shirley, NY*) foi

utilizado no modo passivo de operação para avaliação da tolerância ao alongamento, da energia absorvida durante o alongamento e do torque passivo dos isquiotibiais. Um aferidor de nível foi utilizado para posicionar a alavanca do dinamômetro na posição horizontal, como forma de determinar a posição zero grau da alavanca. O dinamômetro também foi utilizado no modo ativo para avaliar o desempenho muscular isocinético dos isquiotibiais. Esta última medida, juntamente com o torque passivo dos isquiotibiais foi utilizada para determinação do ângulo articular do joelho em que o torque máximo desse músculo era obtido (ângulo de torque máximo).

Durante a realização dos testes da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais, tolerância ao alongamento e registro do torque passivo dos isquiotibiais foi utilizado um eletromiógrafo MP150WSW (Biopac System Inc., Goleta, CA) com dois amplificadores ligados a um microcomputador para monitorar a atividade eletromiográfica produzida pelos músculos vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF). Esse equipamento tem capacidade para frequência de coleta de até 200 kHz, com impedância de entrada de 2 M Ω e com capacidade de Rejeição do Modo Comum de 1000 db. Para a captação dos sinais eletromiográficos do VL e BF, foram utilizados dois pares de eletrodos ativos de superfície, com diâmetro de 11,4 mm e distância intereletrodos de 20 mm (TSD150A, Biopac System Inc., Goleta, CA). Um eletrodo "terra" do tipo passivo (LEAD110A, Biopac System Inc. Goleta., CA) foi utilizado sobre uma superfície óssea (acrômio).

A medida da massa corporal foi realizada com uma balança comercial. Esta medida foi necessária para o cálculo posterior da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais e tolerância ao alongamento.

3.3 PROCEDIMENTOS

Inicialmente, os participantes assinaram termo de consentimento livre esclarecido (APÊNDICE A) concordando em submeter-se às avaliações dessa pesquisa e tiveram seus direitos assegurados de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG. Os testes seguiram os mesmos protocolos utilizados no estudo de intervenção realizado previamente. As avaliações foram realizadas no membro inferior não dominante, que foi aquele submetido ao tratamento. O membro considerado dominante foi aquele escolhido pelo participante para chutar uma bola. Como forma de minimizar a variabilidade das medidas decorrente do ritmo circadiano⁶³, as avaliações após quatro e oito semanas foram coletados em horários próximos, com uma diferença máxima aceitável de 1 hora, das realizadas no estudo prévio. Os indivíduos foram recomendados a não realizar atividade física nas 24 horas que antecedessem a avaliação.

Avaliação da tolerância ao alongamento e da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais

Com o intuito de garantir que os indivíduos estivessem totalmente relaxados durante os testes passivos de tolerância ao alongamento e energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais, os dados eletromiográficos do VL e BF do membro inferior não dominante foram registrados, o que permitiu monitorar a atividade desses músculos. Pares de eletrodos ativos de superfície foram colocados sobre a área de maior ventre muscular do VL e BF, seguindo a orientação das fibras. Um eletrodo “terra” foi posicionado sobre o acrômio do ombro ipsilateral. Os sinais eletromiográficos foram coletados a uma frequência de 1000 Hz. Inicialmente, foi registrada a atividade eletromiográfica de repouso (silêncio basal), com os voluntários na posição de teste, solicitando que estes se mantivessem relaxados. A

atividade eletromiográfica durante cada teste foi comparada com o silêncio basal através de um programa de computador desenvolvido no software Matlab[®]. Somente foram aceitos para análise valores que não excedessem dois desvios padrão acima da média dos valores encontrados no silêncio basal⁶³. As comparações eram feitas a cada intervalo de 50ms para capturar picos isolados de ativação, evitando que estes fossem diluídos na media total do sinal durante todo o período do teste. Sendo assim, em uma medida de energia com duração de 10 segundos, 200 comparações de diferentes partes do sinal eletromiográfico com o valor médio do repouso foram realizadas. O programa era aplicado logo após cada medida, durante o intervalo entre as repetições, permitindo-se então descartar ou aceitar o teste. Quando o programa detectava a presença de atividade muscular o teste era descartado e o voluntário era solicitado a permanecer mais relaxado durante a realização de um novo teste.

Para compor a variável tolerância ao alongamento foram feitas duas medidas independentes, o ângulo de desconforto relatado pelo participante e o torque de resistência passiva oferecido pela a articulação, medido neste ângulo. Para a realização destas medidas, o indivíduo foi posicionado sentado no dinamômetro isocinético, com a pélvis e a porção distal da coxa estabilizadas e o tronco perpendicular ao assento (FIG 1). O posicionamento do aparelho foi exatamente igual àquele registrado nas avaliações pré e pós-intervenção, com o objetivo de permitir a reprodução exata do posicionamento do voluntário nas reavaliações de quatro semanas e oito semanas. A coxa do membro inferior não dominante foi apoiada em um suporte colocado na região proximal do joelho para que se posicionasse a articulação do quadril a 110 graus de flexão. Esse posicionamento foi utilizado previamente com o objetivo de evitar que os participantes conseguissem

alcançar a amplitude completa de extensão do joelho durante a avaliação da tolerância ao alongamento e energia absorvida. Foi garantido o alinhamento do eixo articular do joelho com o eixo de rotação do dinamômetro e o braço de alavanca posicionado dois centímetros proximalmente ao maléolo lateral. Antes de cada coleta de dados, foi determinada a posição zero grau, sendo esta correspondente ao ângulo onde a alavanca estava posicionada na horizontal (paralelo ao solo), o que foi verificado por um aferidor de nível. Posições acima da horizontal foram indicadas com valores negativos dos ângulos articulares.



Figura 1: Posicionamento dos voluntários para a realização das medidas da tolerância ao alongamento e capacidade de absorver energia passivamente pelos isquiotibiais.

O ângulo de desconforto foi definido como a posição da articulação do joelho na qual o indivíduo relatava uma sensação desconfortável pelo alongamento da musculatura posterior da coxa⁸. Para a determinação do ângulo de desconforto o membro inferior não dominante do participante foi deslocado passivamente pelo examinador no sentido da extensão do joelho até que o indivíduo relatasse uma sensação de desconforto similar a um alongamento da musculatura posterior da coxa. O ângulo em que o indivíduo relatava o desconforto foi registrado e utilizado

para se determinar o torque máximo de resistência.

A medida do torque máximo de resistência foi realizada através do deslocamento passivo da articulação do joelho, a uma velocidade de 5°/s, utilizando-se o modo passivo do isocinético. A amplitude de movimento foi delimitada entre a flexão máxima permitida pelo aparelho com o voluntário na posição de teste e o ângulo de desconforto, medido no dia. Os participantes foram orientados a não resistirem voluntariamente ao deslocamento da alavanca durante o teste. Foram realizadas cinco medidas para a acomodação do tecido e para que o indivíduo pudesse experimentar o movimento a ser realizado. Em seguida, foram realizadas cinco repetições do teste para avaliação do torque máximo de resistência com intervalo de um minuto entre elas, para que o programa de verificação da atividade muscular durante o teste fosse aplicado. Foi utilizada para análise a média aparada dos valores obtidos nessas medidas, descartando, assim, os valores máximo e mínimo obtidos na avaliação. Durante a movimentação passiva, o software do dinamômetro isocinético realizava o registro do torque de resistência da articulação, sem corrigir pelos efeitos dos torques das massas da alavanca e dos segmentos perna e pé sobre os valores obtidos. Ao final desta avaliação, foi realizada uma repetição completa do movimento da alavanca do dinamômetro no sentido da extensão, sem o membro inferior do participante estar apoiado, com o objetivo de registrar o torque produzido pela massa da alavanca para posterior correção do efeito deste torque sobre a medida da rigidez dos isquiotibiais.

A partir da avaliação da tolerância ao alongamento, foram extraídas informações relacionadas à rigidez do tecido e à variação do seu comprimento, necessárias para a determinação da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais até o ponto de tolerância máxima suportada pelo indivíduo ¹⁵.

As medidas de ângulo de desconforto, torque máximo de resistência e energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais apresentaram valores de ICC de 0,934, 0,916 e 0,851, respectivamente, em um estudo piloto realizado antes do início da intervenção.

Avaliação do ângulo de torque máximo

Para compor a variável ângulo de torque máximo foram feitas duas medidas independentes, o desempenho muscular isocinético dos isquiotibiais e o torque passivo oferecido por esse grupo muscular durante a flexão passiva do joelho, ambos a uma velocidade de 60°/s. A curva torque x ângulo passiva representa a força produzida apenas pelos elementos passivos da unidade musculotendínea. Como a força ativa de um músculo, produzida pela interação das proteínas contráteis actina e miosina dos sarcômeros, não pode ser diretamente medida ela é calculada pela subtração das forças passivas da força total medida no isocinético⁶⁴. Para avaliação do ângulo de torque máximo foi retirado o suporte colocado na região proximal do joelho, permitindo que ambos os quadris permanecessem a 70 graus de flexão e os joelhos a 90 graus. O eixo articular do joelho foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro e o braço de alavanca posicionado dois centímetros proximais ao maléolo lateral. A amplitude de movimento foi limitada de 0 a 90 graus para todos os voluntários nas duas avaliações, reproduzindo o protocolo utilizado no estudo de intervenção.

Para a medida do torque passivo, os dados eletromiográficos do VL e BF foram registrados, para monitorar a atividade muscular e assegurar que o teste foi realizado passivamente. Somente foi aceita para análise a medida na qual a atividade de ambos os músculos não excedia a atividade média registrada no repouso acrescida de dois desvios-padrão. O voluntário foi orientado a não resistir

voluntariamente ao deslocamento da alavanca, que iniciava a partir da flexão do joelho até a extensão completa e, em seguida, era feito o retorno passivo à posição de 90 graus de flexão. Durante este retorno, o software do dinamômetro isocinético registrava o torque de resistência ao movimento, o qual foi utilizado para o cálculo posterior do ângulo de pico de torque.

A avaliação do desempenho muscular isocinético dos isquiotibiais foi realizada no modo concêntrico, a uma velocidade de 60°/s, com sete repetições do movimento de flexão e extensão do joelho. Somente os dados referentes à flexão do joelho, onde os isquiotibiais realizavam uma contração concêntrica, foram utilizados para análise. Antes da coleta dos dados, os indivíduos tiveram a oportunidade de praticar três repetições como treinamento. Durante a realização do teste, os participantes foram estimulados verbalmente para obtenção do torque máximo. Após a conclusão da avaliação, os dados fornecidos pelo software sobre o coeficiente de variação da medida de torque dos flexores do joelho durante o teste e sobre o ângulo de torque máximo desses músculos em cada uma das repetições foram analisados. As repetições que apresentaram o maior e o menor valores do ângulo de torque máximo foram descartadas, restando cinco valores para análise. Caso o teste demonstrasse um coeficiente de variação dos dados de torque acima de 10% e os cinco valores restantes do ângulo apresentassem uma variação de mais de 10 graus, a medida era descartada⁶⁵. Este procedimento visava garantir uma avaliação mais consistente dos dados. Os participantes que necessitaram repetir a medida tiveram 10 minutos de descanso para realizarem a nova tentativa. A correção do efeito dos torques produzidos pelas massas dos segmentos perna e pé não foi feita nos testes passivo e ativo, uma vez que o seu efeito seria anulado durante a redução dos dados. A medida do ângulo de pico de torque dos isquiotibiais

apresentou um ICC de 0,894, em um estudo piloto realizado antes do início do estudo de intervenção.

3.4 REDUÇÃO DOS DADOS

Para a análise da tolerância ao alongamento foram utilizados o ângulo de desconforto e o torque de resistência medido neste ângulo. A partir do gráfico, fornecido pelo software do dinamômetro isocinético, foi possível determinar a amplitude final do teste de tolerância, em graus, que corresponde ao ângulo de desconforto, e o torque mensurado neste ângulo, em Nm, que se refere ao torque máximo de resistência. Foi considerado um aumento da tolerância ao alongamento quando um aumento do ângulo de desconforto foi acompanhado por um aumento do torque máximo suportado neste ângulo.

O cálculo da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais foi realizado a partir dos dados obtidos pelo software do dinamômetro isocinético coletados a uma frequência de 100 Hz durante o teste de tolerância ao alongamento. O ângulo articular foi medido em graus e o torque de resistência foi medido em Newton-metros (Nm), sem corrigir os efeitos da gravidade. Os valores de torque e ângulo registrados pelo dinamômetro foram transferidos para um computador para análise dos dados. Os dados foram filtrados com um filtro Butterworth de 4^a ordem, com uma frequência de corte de 1.25Hz. O programa calculou os torques produzidos pelo peso da perna e do pé e pelo peso do pé sobre a perna para toda a amplitude, a partir dos dados sobre a massa corporal medidos nos dias dos testes e o comprimento dos segmentos, de acordo com a tabela antropométrica de Dempster⁶⁶. Os valores destes torques e do torque produzido pelo peso da alavanca em toda a amplitude de movimento foram subtraídos do torque passivo fornecido pelo dinamômetro, com os torques resultantes sendo utilizados para o cálculo da energia absorvida. A medida

em graus do ângulo foi transformada em radianos (rad) e o torque passivo oferecido pelos isquiotibiais foi plotado em função do deslocamento angular. A energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais foi determinada através de um algoritmo que calculava a área abaixo da curva do torque resultante da correção do efeito da gravidade sobre a perna, o pé e a alavanca (Nm) em função do ângulo articular (rad), sendo expressa em Joules (J).

Para o cálculo do ângulo de torque máximo foram utilizados os valores de torque e ângulo obtidos nas avaliações do torque passivo e do torque isocinético à velocidade de 60°/s, coletados a uma frequência de 100 Hz. As curvas de torque x ângulo passivas do movimento de flexão do joelho e as cinco curvas de torque x ângulo ativas mais consistentes foram extraídas do software do dinamômetro isocinético e transferidas para um computador para serem analisadas. Um programa foi desenvolvido no software Matlab® para determinar o ângulo de pico de torque ativo dos isquiotibiais. Os dados de torque foram filtrados com um filtro de Butterworth de 4ª ordem com uma frequência de corte de 1.25Hz. A curva torque x ângulo passiva foi subtraída das curvas torque x ângulo ativas obtidas do mesmo voluntário. A curva restante representou apenas a capacidade de gerar força do elemento contrátil do músculo. O programa, então, forneceu o valor do ângulo de torque máximo dos isquiotibiais para cada uma das cinco repetições, com a média dos valores, em graus, sendo analisada. A análise desse ângulo permitiu avaliar o deslocamento da curva comprimento-tensão dos isquiotibiais durante o estudo.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A magnitude das mudanças em relação aos valores pré-intervenção (ganho) foi calculada no pós-teste, na reavaliação de quatro semanas e na reavaliação de

oito semanas. Análises de variância mista (ANOVA) com um fator de medidas repetidas foram utilizadas para testar o efeito grupo (alongamento, fortalecimento e controle) e o efeito tempo (uma, quatro e oito semanas após o término da intervenção) e a interação grupo x tempo nos ganhos apresentados para as variáveis dependentes ângulo de desconforto, torque de resistência máximo, ângulo de torque máximo e energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais. Quando uma diferença estatisticamente significativa foi estabelecida, contrastes pré-planejados foram utilizados para localizar os pares específicos entre os quais as diferenças ocorreram, de acordo com as hipóteses formuladas. O nível de significância estatística para todas as análises foi estabelecido em $\alpha=0.05$.

4 RESULTADOS

4.1 ÂNGULO DE PICO DE TORQUE

A ANOVA demonstrou diferença significativa entre grupos na magnitude das mudanças ângulo de torque máximo ($F=5,238$, $p=0,011$). Contrastes pré-planejados revelaram que os ganhos no grupo fortalecimento foram significativamente maiores do que os ganhos nos grupos controle e alongamento ($F=4,561$, $p=0,040$ e $F=9,936$, $p=0,003$, respectivamente). Os grupos controle e alongamento não foram diferentes entre si ($F=0,545$, $p=0,466$). Não houve diferença significativa entre os tempos ($F=2,659$, $p=0,78$) ou na interação grupo x tempo ($F=0,016$, $p=0,999$). Os valores de médias e desvios-padrão do ganho do ângulo de torque máximo em cada um dos grupos nas três avaliações realizadas estão reportados no GRÁFICO 1.

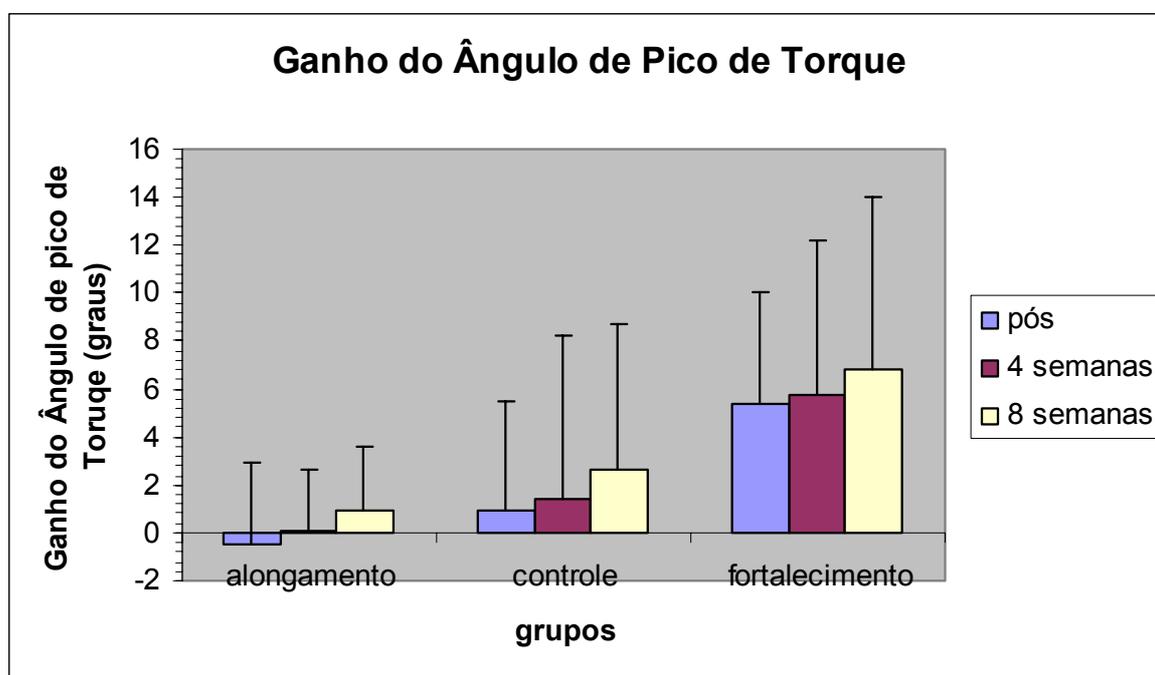


GRÁFICO 1: Ganho do ângulo de torque máximo apresentado pelos grupos Fortalecimento, Alongamento e Controle no término do período de intervenção (pós), e após quatro e oito semanas do término do período de intervenção.

4.2 TOLERÂNCIA AO ALONGAMENTO

Ângulo de desconforto

A ANOVA demonstrou diferença significativa entre os grupos ($F=7,332$; $p=0,002$), entre os tempos ($F=3,822$; $p=0,0270$) e na interação tempo x grupo ($F=2,666$; $p=0,040$) nos ganhos no ângulo de desconforto relatado pelo participante durante a extensão passiva do joelho. Contrastes pré-planejados revelaram que no grupo fortalecimento os ganhos no ângulo de desconforto foram significativamente menores nas reavaliações de quatro e oito semanas em relação aos ganhos no pós-teste ($F=8,937$; $p=0,004$ e $F=8,378$; $p=0,005$, respectivamente), porém não houve diferença significativa entre as reavaliações ($F=0,009$; $p=0,924$). No grupo alongamento, os ganhos no ângulo de desconforto na reavaliação de oito semanas foram significativamente menores do que os ganhos no pós-teste ($F=7,734$; $p=0,007$), e não foram encontradas diferenças entre os ganhos da reavaliação de quatro semanas e o pós-teste ou entre as reavaliações de quatro e oito semanas ($F=1,630$; $p=0,206$ e $F=2,263$; $p=0,137$, respectivamente). No grupo controle não houve diferença nos ganhos do ângulo de desconforto entre as reavaliações de quatro e oito semanas ($F=0,011$; $p=0,9175$) ou entre as reavaliações de quatro e oito semanas e o pós-teste ($F=0,692$; $p=0,408$ e $F=0,530$; $p=0,469$, respectivamente). Os valores de média e desvios-padrão dos ganhos no ângulo de desconforto em cada um dos grupos nas três avaliações realizadas estão reportados no GRÁFICO 2.

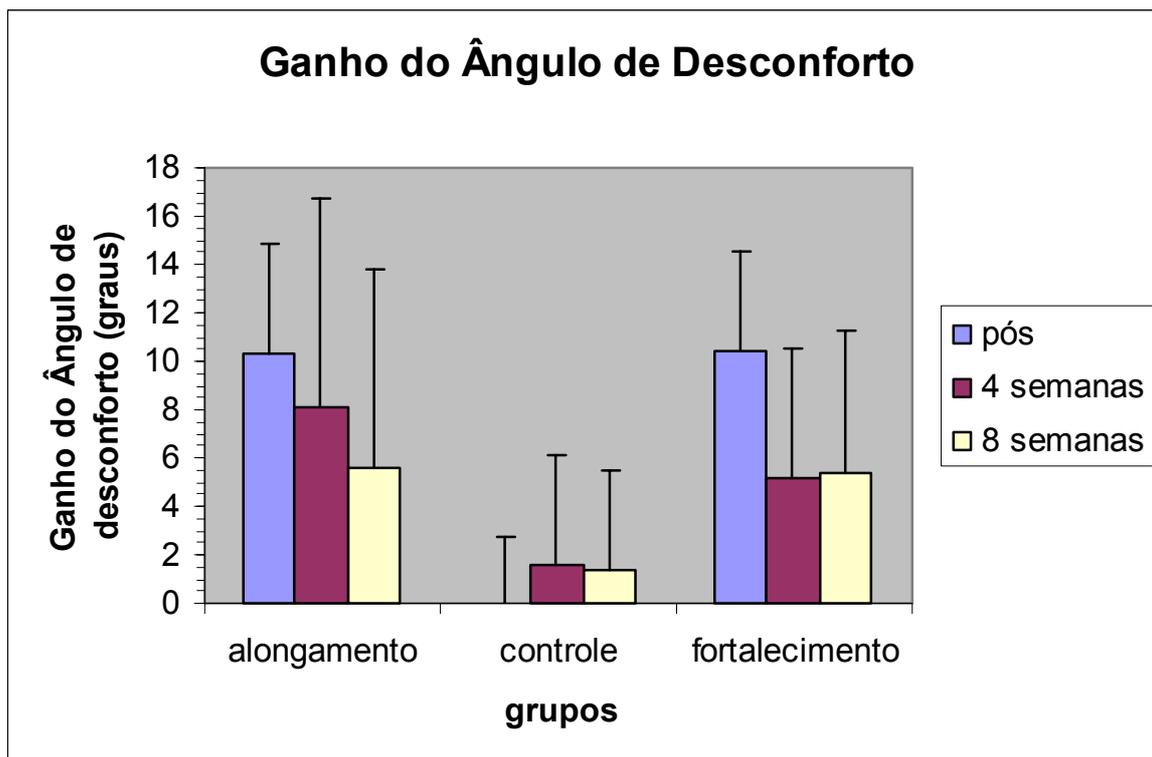


GRÁFICO 2: Ganho do ângulo de desconforto apresentado pelos grupos Controle, Fortalecimento e Alongamento, no término do período de intervenção (pós), e após quatro e oito semanas do término do período de intervenção.

Torque máximo de resistência

A ANOVA demonstrou diferença significativa entre os grupos e entre os tempos nos ganhos no torque máximo de resistência oferecido pela articulação do joelho no ângulo de desconforto ($F=7,100$; $p=0,002$ e $F=10,250$; $p=0,0001$, respectivamente). As análises de contrastes revelaram que, no grupo fortalecimento, os ganhos no torque máximo de resistência foram significativamente menores do que os ganhos no pós-teste nas reavaliações de quatro e oito semanas ($F=12,686$; $p=0,0007$ e $F=15,800$; $p=0,0002$, respectivamente). Não houve diferenças nos ganhos do torque máximo de resistência entre as reavaliações de quatro e oito semanas, ou entre reavaliações de quatro e oito semanas e o pós-teste nos grupos alongamento ($F=0,050$; $p=0,823$, $F=3,099$; $p=0,083$ e $F=3,936$; $p=0,051$, respectivamente) e controle ($F=2,838$; $p=0,0,96$, $F=0,008$; $p=0,9272$ e $F=3,155$;

$p=0,080$, respectivamente). Os valores de média e desvios-padrão dos ganhos do ângulo de desconforto em cada um dos grupos nas três avaliações realizadas estão reportados no GRÁFICO 3.

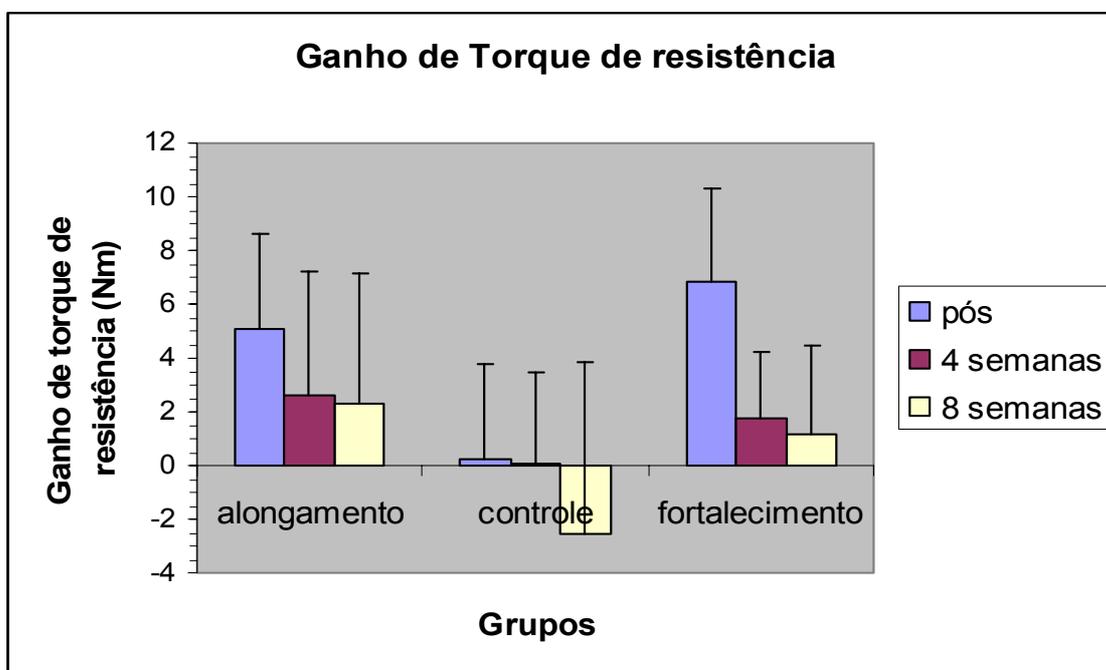


Gráfico 3: Ganho do torque máximo de resistência apresentado pelos grupos Controle, Fortalecimento e Alongamento, no término do período de intervenção (pós), e após quatro e oito semanas do término do período de intervenção.

4.3 ENERGIA ABSORVIDA PASSIVAMENTE PELOS ISQUIOTIBIAIS

A ANOVA demonstrou diferenças significativas entre os tempos, entre os grupos e na interação tempo x grupo na capacidade dos isquiotibiais em absorver energia passivamente ($F=10,108$, $p=0,0002$; $F=7,129$, $p=0,002$ e $F=3,401$, $p=0,014$, respectivamente). A análise dos contrastes mostrou que no grupo controle não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os ganhos na reavaliação de quatro semanas e no pós-teste, na reavaliação de oito semanas e no pós-teste ou entre as duas reavaliações ($F=0,070$, $p=0,792$; $F=0,308$, $p=0,580$ e $F=0,672$, $p=0,415$, respectivamente). No grupo fortalecimento, os ganhos energia absorvida

passivamente pelos isquiotibiais foram significativamente menores do que os ganhos no pós-teste nas reavaliações de quatro e oito semanas ($F=21,629$, $p=0,0001$ e $F=23,816$, $p=0,0001$, respectivamente) e não houve diferença nos ganhos entre as duas reavaliações ($F=0,053$, $p=0,819$). No grupo alongamento, diferenças significativas entre os ganhos na energia absorvida só foram encontradas entre a reavaliação de oito semanas e o pós-teste ($F=6,247$, $p=0,015$), o mesmo não ocorreu entre a reavaliação de quatro semanas e o pós-teste, ou entre as duas reavaliações ($F=1,386$, $p=0,243$ e $F=1,748$, $p=0,191$, respectivamente). Os valores de média e desvios-padrão dos ganhos da energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais em cada um dos grupos nas três avaliações realizadas estão reportados no GRÁFICO 4.

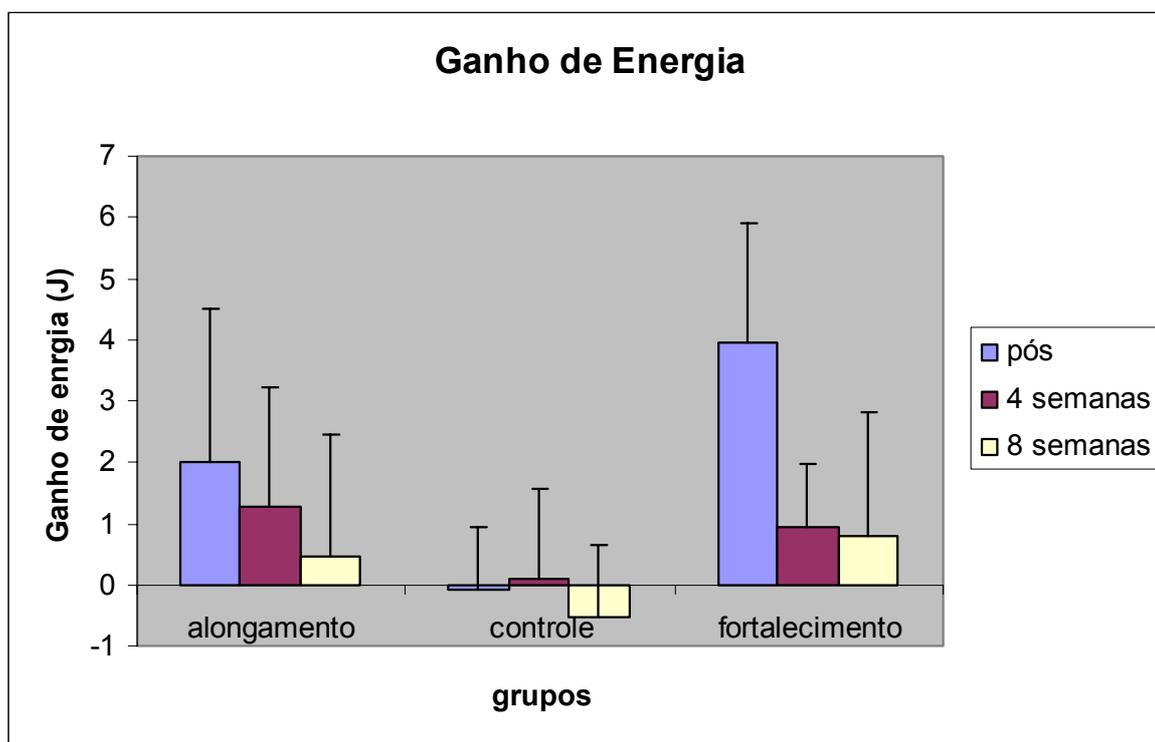


Gráfico 4: Ganho de energia absorvida passivamente pelos isquiotibiais apresentado pelos grupos Controle, Fortalecimento e Alongamento, no término do período de intervenção (pós), e após quatro e oito semanas do término do período de intervenção.

5 DISCUSSÃO

Este estudo investigou a manutenção das mudanças ocorridas nas propriedades mecânicas dos músculos isquiotibiais em função de dois tipos de treinamento, o fortalecimento em amplitudes finais do movimento de extensão do joelho e o alongamento estático, após o término do período de treinamento. O estudo de intervenção realizado previamente mostrou que ambos os programas foram capazes de aumentar a capacidade de absorção de energia passiva pelo músculo e a tolerância dos indivíduos ao alongamento. Somente o fortalecimento em amplitudes nas quais o músculo encontrava-se alongado foi eficaz para deslocar o ângulo de torque máximo dos isquiotibiais para uma região da ADM mais próxima da extensão. Para avaliar o efeito da suspensão da intervenção nas propriedades mecânicas musculares, este estudo consistiu em um acompanhamento longitudinal dos indivíduos que se submeteram previamente aos treinamentos, sendo que os voluntários foram reavaliados quatro e oito semanas após o término do período de intervenção. O acompanhamento permitiu verificar as perdas ocorridas em função do tempo dentro de cada grupo.

Este estudo mostrou que não houve diferença significativa entres os ganhos no ângulo de torque máximo medidos na avaliação realizada uma semana após a última sessão de treinamento (pós-teste) e nas reavaliações feitas após quatro e oito semanas, em nenhum dos grupos. Ou seja, a magnitude dos ganhos nesta variável se manteve inalterada mesmo oito semanas após o término do período de intervenção. Estes resultados eram esperados no grupo alongamento, uma vez que o programa de alongamento estático não foi capaz de induzir mudanças na curva ângulo x torque neste grupo, era provável que durante o período de destreinamento esta propriedade se mantivesse estável. Já no grupo fortalecimento, após a

intervenção, houve uma mudança significativa no ângulo de torque máximo em função do treinamento, sendo que o maior torque passou a ser produzido em um ângulo mais próximo da extensão, ou seja, em um comprimento muscular maior. Neste grupo, o fato de não ter havido diferença significativa no ângulo de torque máximo durante o presente estudo mostra que o fortalecimento muscular em posição alongada foi estímulo adequado para ganhos duradouros no comprimento muscular, os quais permaneceram inalterados por pelo menos oito semanas.

Apesar da maioria dos estudos terem observado indícios de adaptações no número de sarcômeros após uma única sessão de exercícios excêntricos^{5 45 37 44 67}, o efeito protetor contra futuros danos, causados por este tipo de exercício, também foi evidente após períodos de treinamento envolvendo exercícios moderados semelhantes ao utilizado neste estudo⁶⁸. Alguns autores observaram que principalmente a amplitude em que o exercício é executado define a magnitude das adaptações responsáveis pelo efeito protetor^{45 44 43 42}. A adição de sarcômeros em série ocorre no sentido de evitar que o músculo trabalhe na região descendente da sua curva comprimento x tensão, nesta região ocorre uma progressiva diminuição da sobreposição dos miofilamentos dentro dos sarcômeros tornando-os mais susceptíveis a lesões⁴². Alguns estudos mostraram que menos sinais de danos musculares foram observados após uma segunda sessão de exercícios realizada duas semanas^{69 37 44 46}, seis semanas⁴⁸ e até seis meses⁴⁷ após a primeira. Segundo Morgan e Proske (2004)⁴², pelo menos parte deste efeito protetor pode ser explicado pela remodelação adaptativa no número de sarcômeros em séries. Portanto, a presença de um efeito protetor sobre o músculo mesmo após oito semanas, como foi observado no presente estudo, indica que exercícios com carga,

realizados em posições nos quais os músculos se encontram alongados são estímulos adequados para ganhos duradouros no comprimento muscular.

O número de sarcômeros em série parece ser continuamente modificado, para melhorar a eficiência da contração e ao mesmo tempo evitar lesões durante as atividades usuais^{5 6 42 67 70}. No entanto, é esperado que haja uma perda progressiva dos ganhos no número de sarcômeros se o novo comprimento muscular não for compatível com as demandas normalmente impostas sobre o tecido. No presente estudo os participantes eram em sua maioria indivíduos sedentários, portanto, estes resultados não podem ser diretamente extrapolados para indivíduos que participam de atividades esportivas. Atletas podem apresentar encurtamento adaptativo do músculo em função da demanda que é normalmente imposta sobre eles⁷⁰. Da mesma forma que existe um aumento no número de sarcômeros em série como resposta do fortalecimento do músculo em posição alongada, o oposto ocorre quando o músculo é constantemente solicitado a agir em posição encurtada^{67 70}. Portanto, em atletas que apresentam um encurtamento adaptativo do músculo possivelmente as perdas das adaptações no número de sarcômeros decorrente de um treinamento em posição alongada poderiam ser mais rápidas quando comparadas às perdas nos indivíduos sedentários. No caso dos atletas, o retorno às atividades esportivas seria um estímulo para a diminuição do número de sarcômeros em série, potencializando os efeitos do destreinamento. Portanto, novos estudos precisam ser conduzidos para verificar a duração do efeito do treinamento muscular em posição alongada em atletas que apresentem encurtamento adaptativo do comprimento muscular.

Foi observado, como resultado do presente estudo, que no grupo que realizou alongamento estático, os ganhos no ângulo de desconforto foram significativamente

menores na reavaliação realizada oito semanas após o pós-teste. Não houve diferença nestes ganhos entre a reavaliação de quatro semanas e o pós-teste ou entre as reavaliações realizadas quatro e oito semanas após o fim do programa de treinamento. Porém, os dados mostram que houve uma diminuição gradual dos ganhos no ângulo de desconforto neste grupo. Este mesmo padrão foi encontrado quando analisamos os resultados no torque máximo de resistência medido no ângulo de desconforto. A diminuição do ângulo em que o indivíduo relatou desconforto, associada a uma diminuição no torque máximo de resistência, indicou que no grupo alongamento houve uma perda progressiva da tolerância ao alongamento, porém esta perda só foi significativa após oito semanas de destreinamento. No grupo alongamento, o ganho na tolerância ao alongamento estaria associado ao aumento do limiar de excitabilidade das terminações nociceptoras livres, presentes na articulação e no músculo, decorrentes do período de treinamento ⁷¹. Este aumento do limiar permitiu que os indivíduos alcançassem uma maior ADM antes de relatar dor, por tolerarem um torque externo de maior magnitude, mas sem mudanças estruturais no músculo.

A maioria dos estudos encontrados que verificaram o aumento na tolerância ao alongamento após programas de alongamento não avaliou o efeito em longo prazo sobre esta variável. Porém, Willy *et al* (2001) ³² observaram que após um programa de alongamento dos isquiotibiais em humanos com duração de seis semanas, houve um aumento da ADM medida no ponto onde o indivíduo relatava uma sensação de dor provocada pelo alongamento. No entanto, a ADM retornou aos seus valores pré-intervenção após quatro semanas de destreinamento ³². Entretanto, o presente estudo mostrou não haver perda significativa na tolerância ao alongamento após quatro semanas do fim da intervenção. A diferença nestes

resultados pode ser parcialmente explicada pela diferença na forma de mensurar a ADM entre os dois estudos, uma vez que Willy *et al* mediram a amplitude de extensão ativa da articulação do joelho, enquanto no presente estudo mediu-se a ADM passiva. Além disso, outra possível explicação para a diferença nestes resultados é o desenho do estudo. Willy *et al* verificaram o efeito da suspensão completa do estímulo utilizado no programa de intervenção, ou seja, os indivíduos não poderiam realizar o alongamento durante o período de destreinamento. Por outro lado, no presente estudo os indivíduos foram liberados para realizarem as suas atividades físicas e recreacionais habituais, sem nenhuma restrição. Neste caso, é possível que os voluntários do presente estudo tenham reproduzido em sua rotina diária atividades semelhantes ao do programa de treinamento que foi realizado durante o período de intervenção. Este fato pode ter ocasionado um maior período de retenção dos ganhos na tolerância ao alongamento dos voluntários.

Foi observado que após um programa de alongamento com duração de trinta dias, o mesmo tipo de alongamento realizado uma vez por semana foi o suficiente para manter os ganhos de ADM alcançados com o programa ⁷². Apesar de ter havido uma manutenção dos ganhos de ADM mesmo após quatro semanas do término do período de intervenção não houve alteração no ângulo de torque máximo neste período, indicando ausência de remodelação tecidual. Isto indica que mesmo os ganhos duradouros na ADM articular conseqüentes de programas de alongamento, podem não estar associados a alterações na estrutura muscular, mas sim a uma duração maior do efeito dos ganhos na tolerância ao alongamento. Além disso, o fato de que mesmo estímulos esporádicos foram capazes de manter os ganhos de tolerância produzidos pelo alongamento ⁷², pode ser uma possível

explicação para a manutenção dos ganhos de flexibilidade dos indivíduos do presente estudo, mesmo após quatro semanas de destreinamento.

Os resultados do presente estudo mostraram que no grupo fortalecimento os ganhos no ângulo de desconforto foram significativamente menores após quatro semanas e oito semanas do término do período de treinamento. A não diferença entre os ganhos neste ângulo após quatro e oito semanas mostra que a maior parte da diminuição dos ganhos observados após oito semanas de destreinamento ocorreu nas primeiras quatro semanas. Este mesmo comportamento ocorreu com o torque máximo de resistência apresentado pelos isquiotibiais. A diminuição dos ganhos no ângulo de desconforto associada à diminuição do torque máximo de resistência indica que houve diminuição da tolerância dos indivíduos ao alongamento como fruto do destreinamento, também no grupo fortalecimento. Apesar de ter havido uma diminuição de tolerância já nas quatro primeiras semanas após o pós-teste no grupo fortalecimento, não houve mudança no ângulo de torque máximo dos isquiotibiais neste grupo durante o mesmo período. Estes resultados mostraram que entre as causas do aumento de ADM observados no grupo fortalecimento, estava o aumento do limiar de dor dos indivíduos, assim como ocorreu no grupo alongamento. Além disso, ficou evidente que a ADM medida no ângulo onde o indivíduo relata um desconforto pelo alongamento muscular, uma medida de flexibilidade amplamente utilizada na clínica^{8 10 12 24}, não reflete mudanças reais no comprimento muscular. Esta medida sofre grande influência de flutuações no limiar de dor do indivíduo, que não são acompanhadas por mudanças no comprimento muscular, medidas através do ângulo de torque máximo^{24 30 31}.

As perdas dos ganhos na tolerância ao alongamento ocorreram mais rapidamente no grupo fortalecimento em relação ao controle. No grupo

fortalecimento o treinamento foi realizado nas amplitudes finais de extensão do joelho, até o ângulo máximo tolerado pelo indivíduo, e este ângulo aumentava a cada sessão com o objetivo de acomodar ganhos no comprimento muscular. Possivelmente este foi o estímulo para os ganhos na tolerância dos indivíduos ao alongamento observadas no grupo fortalecimento. Após o término do período da intervenção, este estímulo foi completamente suspenso, pela dificuldade de ser replicado pelos indivíduos em sua rotina diária. Por outro lado os indivíduos do grupo alongamento podem ter mantido por mais tempo o estímulo para os ganhos de tolerância. Portanto, não se pode determinar ao certo, mas a diferença nas demandas impostas sobre os indivíduos durante o período de destreinamento pode ser uma justificativa para a diferença da duração da manutenção na tolerância ao alongamento entre os grupos.

No grupo alongamento, houve uma perda significativa dos ganhos na capacidade de absorção de energia após oito semanas de destreinamento, assim como ocorreu com a perda na tolerância ao alongamento. A capacidade de absorver energia passivamente pelos tecidos é influenciada pela rigidez do tecido e pelo seu comprimento. Como não houve alterações significativas na rigidez do tecido após o programa de alongamento, o aumento da energia absorvida observado após o período de intervenção provavelmente estava relacionado com a maior ADM alcançada durante as avaliações, devido ao aumento da tolerância dos indivíduos ao alongamento. Desta forma, a perda da capacidade de absorver energia pelo músculo refletiu a diminuição da tolerância dos indivíduos deste grupo ao alongamento.

Os resultados mostraram que também houve uma perda significativa na capacidade de absorção de energia no grupo fortalecimento, após quatro e oito

semanas do fim da intervenção. Não houve diferenças nos ganhos de energia entre as reavaliações de quatro e oito semanas, portanto, a maior parte das perdas observadas após oito semanas ocorreu nas primeiras quatro semanas de destreinamento. A perda da energia absorvida no grupo fortalecimento possivelmente refletiu não só a diminuição da tolerância ao alongamento, mas também uma diminuição do trofismo muscular. A suspensão do treinamento com carga resulta em perda progressiva das alterações na área de secção transversa decorrentes do treinamento ¹⁶, e estas perdas parecem ser mais rápidas em indivíduos sedentários recentemente treinados ^{16 20}. Andersen *et al* (2005) ¹⁷ observaram aumentos de 10% na área de secção transversa (AST) do músculo quadríceps femural após três meses de exercícios com carga, indicando aumento do número de sarcômeros em paralelo, porém, estes valores voltaram ao seu nível pré-intervenção após o mesmo período sem treinamento. Narici *et al* (1989) ⁷³ também observaram aumentos 8,5% na AST no quadríceps femural após dois meses de exercícios resistidos, com retorno completo do trofismo no mesmo período. Estes autores não realizaram reavaliações em períodos mais curtos de destreinamento. Portanto, não é possível determinar em quanto tempo ocorreu uma diminuição significativa do trofismo muscular. Porém, Hakkinen *et al* (2000) ¹⁹ observaram, após um treinamento de três meses de duração com ganhos de 7% na área de secção transversa, uma perda significativa deste ganhos após três semanas de suspensão do treinamento. Estes estudos foram conduzidos em indivíduos que não participaram de programas de fortalecimento muscular por pelo menos um ano antes do início do estudo, assim como ocorreu no presente estudo. Parece que em indivíduos recentemente treinados ocorre uma perda rápida da capacidade de absorver energia passivamente pelo músculo após o término do período de intervenção, ocasionada

pela diminuição do trofismo muscular^{73 17 19 16}. Esta observação implica que os benefícios do treinamento serão perdidos se não forem tomadas medidas para manutenção dos ganhos obtidos com a intervenção.

Os resultados deste estudo apontaram que houve um maior tempo de retenção dos ganhos, na tolerância ao alongamento e na capacidade de absorver energia passivamente pelos isquiotibiais, no grupo alongamento quando comparado ao grupo fortalecimento. A capacidade do músculo de absorver energia enquanto é alongado parece ser um mecanismo protetor contra lesões por estiramento. No entanto, as lesões por estiramento ocorrem principalmente quando o músculo é alongado enquanto está ativo, ou seja, durante uma contração excêntrica. Músculos ativados podem absorver o dobro de energia do que músculos passivos¹⁵. Em comprimentos onde a unidade músculo-tendínea encontra-se muito alongada, o músculo é capaz de gerar menos tensão ativa ocasionada pela progressiva diminuição da sobreposição dos miofilamentos, absorvendo menos energia e é nesta região onde ocorrem as lesões¹⁵. A capacidade de absorção de energia, da forma como foi medida neste estudo, sofre grande influência da tolerância do indivíduo ao alongamento, que não é acompanhada por mudanças estruturais no músculo^{9 24}. Portanto, a manutenção dos ganhos na tolerância ao alongamento e conseqüentemente na capacidade de absorver energia não significa uma menor perda de proteção contra lesões durante o período de destreinamento no grupo que realizou alongamento. Segundo Shrier (1999)⁷⁴, os ganhos na tolerância ao alongamento seriam até prejudiciais em situações onde o indivíduo está em risco para lesões por estiramento. O ganho de tolerância permite que o músculo alcance grandes comprimentos musculares, e passe a trabalhar na região descendente da curva comprimento x tensão, onde ele não é capaz de gerar tensão ativamente⁷⁴.

O conjunto de resultados sugere que a perda do número de sarcômeros em paralelo seja mais rápida do que a perda no número de sarcômeros em série em indivíduos sedentários previamente treinados. Uma possível explicação para este fenômeno é a diferença nas demandas impostas sobre o tecido durante o período de destreinamento. Em indivíduos sedentários, após o término do período de intervenção o estímulo para adição de sarcômeros em paralelo, ou seja, o aumento da demanda para que o músculo gere maior tensão, é completamente suspenso. Por outro lado, o estímulo para ganhos no comprimento muscular pode ser mantido se o indivíduo passar a utilizar a ADM articular disponível durante as suas atividades diárias. Por exemplo, o indivíduo que adquirir a capacidade de tocar o chão com os joelhos esticados, pelo aumento do comprimento dos isquiotibiais, poderá habitualmente passar a pegar objetos no chão sem dobrar os joelhos, mantendo os ganhos no comprimento muscular. Este pressuposto é reforçado pela evidência de que uma sessão de alongamento por semana é o suficiente para manter os ganhos de ADM conseqüentes de um programa de alongamento ⁷².

No presente estudo, as avaliações não foram conduzidas pelo mesmo examinador do estudo anterior de intervenção. Além disso, não foi realizada avaliação da confiabilidade inter-examinadores destas medidas. Apesar desta ser uma limitação do estudo, os altos valores de ICC apresentados nos teste de confiabilidade intra-examinador (teste-reteste) para as medidas de ângulo de desconforto, torque máximo de resistência, energia, rigidez e ângulo de pico de torque dos isquiotibiais (0,934, 0,916 e 0,851, 0,889 e 0,894, respectivamente) demonstram a boa reproducibilidade das técnicas de mensuração utilizadas neste estudo. Adicionalmente, após os indivíduos terem sido posicionados, estas medidas dependem primariamente do equipamento e não do examinador. A consistência das

medidas também pode ser evidenciada pela ausência de mudanças significativas no grupo controle em todas as variáveis deste estudo durante o período de destreinamento.

Treinamentos que incluem alongamento e fortalecimento muscular são comuns na prática de reabilitação. Apesar de muitos estudos terem sido conduzidos com o objetivo de esclarecer quais são os efeitos imediatos destas intervenções nas mudanças nas propriedades mecânicas musculares, pouco se sabe sobre a retenção dos benefícios do treinamento após os indivíduos terem recebido alta. Estudos de destreinamento permitem acompanhar a manutenção dos ganhos, proporcionando o melhor entendimento do impacto dos diversos tipos de intervenção em mudanças em longo prazo sobre a estrutura muscular. Este estudo foi realizado em indivíduos sedentários. Futuros estudos poderiam verificar a retenção dos ganhos na ADM, no ângulo de torque máximo e na capacidade de absorção de energia em indivíduos envolvidos em atividades esportivas, e verificar a relação entre a retenção das mudanças nas propriedades musculares e a reincidência de lesão muscular, alteração da postura dos seguimentos corporais e melhora do desempenho esportivo.

6 CONCLUSÃO

Este estudo observou que após dois programas de treinamento que consistiram de alongamento estático e fortalecimento dos isquiotibiais em posição onde estes músculos encontravam-se alongados, oito semanas de destreinamento foram suficientes para que os ganhos na tolerância ao alongamento e na capacidade de absorver energia passivamente pelos isquiotibiais retornassem aos seus valores pré-intervenção. Isto indica que os possíveis benefícios destes ganhos na amplitude de movimento articular na prevenção de lesões e na melhora do desempenho esportivo e funcional se perdem em poucas semanas. Porém, os ganhos no ângulo de pico de torque, observados no grupo fortalecimento, se mantiveram estáveis mesmo após oito semanas de destreinamento. Portanto, o fortalecimento em posições onde o músculo encontra-se alongado parece ser estímulo adequado a ganhos duradouros no comprimento real do músculo. Esses resultados foram observados em indivíduos sedentários, recentemente treinados. Novos estudos são necessários para verificar o impacto do término da intervenção nestas propriedades mecânicas musculares em indivíduos envolvidos em atividades esportivas.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Análise da reversibilidade das modificações nas propriedades mecânicas musculares produzidas pelo alongamento muscular e fortalecimento em posição alongada: um estudo de *follow-up*

Investigador Principal: Rachel Soares Brício

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa que se propõe a acompanhar durante oito semanas os voluntários que participaram do estudo “Impacto do fortalecimento dos isquiotibiais em amplitudes iniciais de movimento nas propriedades mecânicas musculares”.

O objetivo desse estudo é acompanhar o comportamento da mudanças ocorridas no músculo em função de um programa de fortalecimento ou alongamento dos isquiotibiais, depois do término do período de intervenção. Portanto, no presente estudo você não irá sofrer nenhum tipo de tratamento, e estará livre para realizar as suas atividades cotidianas, sem restrições. Este estudo vai fornecer dados para se entender como as propriedades musculares se comportam depois que o indivíduo que foi submetido ao treinamento retornar às suas atividades diárias.

Procedimento: O teste será realizado no Laboratório de Performance Humana situado na Universidade Federal de Minas Gerais. Os procedimentos da reavaliação serão exatamente os mesmos realizados nas duas avaliações do estudo anterior. Inicialmente você será pesado. Logo após, serão colocados dois eletrodos de superfície, na região anterior e posterior da coxa da perna não dominante, e outro na proeminência óssea do ombro. Este procedimento é totalmente indolor. Depois desta fase, você será posicionado na cadeira de um aparelho com as costas apoiadas e a pelve estabilizada. Sua coxa será apoiada em um suporte e sua perna será fixada à alavanca do aparelho, logo acima do tornozelo. A alavanca será movida passivamente e você será solicitado a não resistir ao seu deslocamento. Serão realizados cinco movimentos passivos da alavanca como treinamento e em seguida

serão realizadas as medidas. Para avaliação da força muscular, sua coxa será posicionada no assento do aparelho e você irá realizar o movimento de dobrar e esticar o joelho. Serão realizados sete repetições desse movimento na perna não dominante. Você irá comparecer dois dias no laboratório para realização dos testes, quatro semanas e oito semanas após a sua última avaliação no estudo de intervenção. Os testes deverão durar em torno de 1 hora e meia.

Riscos e desconfortos: Os riscos associados com os teste podem incluir uma possível irritação na pele devido a colocação e fixação dos eletrodos e um leve desconforto na musculatura posterior da coxa após a realização da avaliação da força muscular. Este desconforto deve desaparecer em 72 horas, caso ele persista você deverá notificar o investigador principal deste estudo.

Benefícios: Você e outros indivíduos poderão se beneficiar com os resultados desse estudo. À medida que se conhecer melhor as propriedades mecânicas do músculo, estratégias terapêuticas mais apropriadas de tratamento poderão ser introduzidas, além de direcionar a utilização de procedimentos preventivos.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo a qualquer hora que desejar.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo a qualquer momento, através do investigador principal do projeto, pelos telefones 3227-5012 ou 9792-5012. Demais dúvidas podem ser esclarecidas pelo Comitê de Ética da UFMG através do telefone 34994592.

Após a leitura completa deste documento, se você aceitar participar, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas. Eu concordo em participar do estudo e disponibilizar minhas informações para serem utilizadas em eventos de natureza científica.

Assinatura do voluntário

____/____/____
Data

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. HERZOG, W.; LEONARD, T.R. The history dependence of force production in mammalian skeletal muscle following stretch-shortening and shortening-stretch cycles. **J Biomech**, v. 33, n.5, p. 531-542, May 2000.
2. HERRING, S.W.; GRIMM, A.F.; GRIMM, B.R. Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: a comparison of hypotheses. **Muscle Nerve**, v. 7, n.2, p. 161-173, Feb. 1984.
3. HERBERT, R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use. **The Australian Journal of Physiotherapy**, Melbourne, v. 34, n.3, p. 141-149, 1988.
4. MORRISSEY, M.C.; HARMAN, E.A.; JOHNSON, M.J. Resistance training modes: specificity and effectiveness. **Med Sci Sports Exerc**, v. 27, n.5, p. 648-660, May 1995.
5. BROCKETT, C.L.; MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n.5, p. 783-790, May 2001.
6. KOH, T.J.; HERZOG, W. Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. **J Physiol**, v. 508 (Pt 1), p. 267-280, Apr. 1998.
7. LYNN, R.; MORGAN, D.L. Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. **J Appl Physiol**, v. 77, n.3, p. 1439-1444, Sept. 1994.
8. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J Physiol**, v. 497 (Pt 1), p. 291-298, Nov. 1996.
9. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P.; *et al.* Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. **Scand J Med Sci Sports**, v. 6, n.6, p. 323-328, Dec. 1996.
10. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; *et al.* Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **Am J Sports Med**, v. 24, n.5, p. 622-628, Sept. 1996.

11. BOHANNON, R.W. Effect of repeated eight-minute muscle loading on the angle of straight-leg raising. **Phys Ther**, v. 64, n.4, p. 491-497, Apr. 1984.
12. WINTERS, M.V.; BLAKE, C.G.; TROST, J.S.; *et al.* Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. **Phys Ther**, v. 84, n.9, p. 800-807, Sept. 2004.
13. KILINGE, K.; MAGNUSSON, P.; SIMONSEN, E. B.; *et al.* The effect os strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stressrelaxation response. **The American Journal of Sports Medicine**, Chicago, v. 25, n.5, p. 710-716, Sept. 1997.
14. REICH, T.E.; LINDSTEDT, S.L.; LASTAYO, P.C.; *et al.* Is the spring quality of muscle plastic? **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol**, v. 278, n.6, p. R1661-R1666, June 2000.
15. GARRETT, W.E.; SAFRAN, M.R.; SEABER, A.V.; *et al.* Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. **Am J Sports Med**, v. 15, n.5, p. 448-454, Sept. 1987.
16. MUJIKA, I. Muscular characteristics of detraining in humans. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n.8, p. 1297-1303, 2001.
17. ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, S.P.; *et al.* Neuromuscular adaptations to detraining following resistance training in previously untrained subjects. **Eur J Appl Physiol**, v. 93, n.5-6, p. 511-518, Mar. 2005.
18. ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, S.P.; *et al.* Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. **J Appl Physiol**, v. 99, n.1, p. 87-94, July 2005.
19. HAKKINEN, K.; ALEN, M.; KALLINEN, M.; *et al.* Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people. **Eur J Appl Physiol**, v. 83, n.1, p. 51-62, Sept. 2000.
20. HORTOBÁGYI, T.E.A. The effects of detraining on power athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 25, n.8, p. 929-935, 1993.
21. LEMMER, J.T.; HURLBUT, D.E.; MARTEL, G.F.; *et al.* Age and gender responses to strength training and detraining. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n.8, p. 1505-1512, Aug. 2000.

22. ROMER, L.M.; MCCONNELL, A.K. Specificity and reversibility of inspiratory muscle training. **Med Sci Sports Exerc**, v. 35, n.2, p. 237-244, Feb. 2003.
23. MCCARRICK, M.J.; KEMP, J.G. The effect of strength training and reduced training on rotator cuff musculature. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 15 Suppl 1, p. S42-S45, 2000.
24. HALBERTSMA, J.P.; GOEKEN, L.N. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n.9, p. 976-981, Sept. 1994.
25. GOSSMAN, M.R.; SAHRMANN, S.A.; ROSE, S.J. Review of length-associated changes in muscle. Experimental evidence and clinical implications. **Phys Ther**, v. 62, n.12, p. 1799-1808, Dec. 1982.
26. DE DEYNE, P.G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys Ther**, v. 81, n.2, p. 819-827, Feb. 2001.
27. MALLIAROPOULOS, N.E.A. The role of stretching in rehabilitation of hamstrings injuries: 80 atheles follow – up. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n.5, p. 756-759, May 2004.
28. BLACKBURN, J.T.; PADUA, D.A.; RIEMANN, B.L.; *et al.* The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, n.6, p. 683-691, Dec. 2004.
29. TAYLOR, D.C.; DALTON, J.D.; SEABER, A.V.; *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am J Sports Med**, v. 18, n.3, p. 300-309, May 1990.
30. MCHUGH, M.P.; MAGNUSSON, S.P.; GLEIM, G.W.; *et al.* Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, n.12, p. 1375-1382, Dec. 1992.
31. LAROCHE, D.P.; CONNOLLY, D.A. Effects of Stretching on Passive Muscle Tension and Response to Eccentric Exercise. **Am J Sports Med**, v. Feb. 2006.
32. WILLY, R.W.; KYLE, B.A.; MOORE, S.A.; *et al.* Effect of cessation and resumption of static hamstring muscle stretching on joint range of motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 31, n.3, p. 138-144, Mar. 2001.

33. MCHUGH, M.P.; KREMENIC, I.J.; FOX, M.B.; *et al.* 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, June 1998.
34. GORDON, A.M.; HUXLEY, A.F.; JULIAN, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **J Physiol**, v. 184, n.1, p. 170-192, May 1966.
35. 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. **J Physiol**, v. 224, n.1, p. 231-244, July 1972.
36. BUTTERFIELD, T.A.; LEONARD, T.R.; HERZOG, W. Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. **J Appl Physiol**, v. 99, n.4, p. 1352-1358, Oct. 2005.
37. MCHUGH, M.P.; TETRO, D.T. Changes in the relationship between joint angle and torque production associated with the repeated bout effect. **J Sports Sci**, v. 21, n.11, p. 927-932, Nov. 2003.
38. WILLIAMS, P.; WATT, P.; BICIK, V.; *et al.* Effect of stretch combined with electrical stimulation on the type of sarcomeres produced at the ends of muscle fibers. **Exp Neurol**, v. 93, n.3, p. 500-509, Sept. 1986.
39. WILLIAMS, P.E.; GOLDSPINK, G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. **J Anat**, v. 127, n.Pt 3, p. 459-468, Dec. 1978.
40. GOLDSPINK, G.; HOWELLS, K.F. Work-induced hypertrophy in exercised normal muscles of different ages and the reversibility of hypertrophy after cessation of exercise. **J Physiol**, v. 239, n.1, p. 179-193, May 1974.
41. PROSKE, U.; MORGAN, D.L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. **J Physiol**, v. 537, n.Pt 2, p. 333-345, Dec. 2001.
42. MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Popping sarcomere hypothesis explains stretch-induced muscle damage. **Clin Exp Pharmacol Physiol**, v. 31, n.8, p. 541-545, Aug. 2004.
43. MCHUGH, M.P. The role of exercising muscle length in the protective adaptation to a single bout of eccentric exercise. **Eur J Appl Physiol**, v. 93, n.3, p. 286-293, Dec. 2004.

44. NEWHAM, D.J.; JONES, D.A.; GHOSH, G.; *et al.* Muscle fatigue and pain after eccentric contractions at long and short length. **Clin Sci (Lond)**, v. 74, n.5, p. 553-557, May 1988.
45. TALBOT, J.A.; MORGAN, D.L. The effects of stretch parameters on eccentric exercise-induced damage to toad skeletal muscle. **J Muscle Res Cell Motil**, v. 19, n.3, p. 237-245, Apr. 1998.
46. BYRNE, C.; ESTON, R.G.; EDWARDS, R.H. Characteristics of isometric and dynamic strength loss following eccentric exercise-induced muscle damage. **Scand J Med Sci Sports**, v. 11, n.3, p. 134-140, June 2001.
47. NOSAKA, K.; SAKAMOTO, K.; NEWTON, M.; *et al.* How long does the protective effect on eccentric exercise-induced muscle damage last? **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n.9, p. 1490-1495, Sept. 2001.
48. BYRNES, W.C.; CLARKSON, P.M.; WHITE, J.S.; *et al.* Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running. **J Appl Physiol**, v. 59, n.3, p. 710-715, Sept. 1985.
49. LINDSTEDT, S.L.; REICH, T.E.; KEIM, P.; *et al.* Do muscles function as adaptable locomotor springs? **J Exp Biol**, v. 205, n.Pt 15, p. 2211-2216, Aug. 2002.
50. SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; *et al.* Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **J Appl Physiol**, v. 97, n.5, p. 1954-1961, Nov. 2004.
51. CHLEBOUN, G.S.; HOWELL, J.N.; CONATSER, R.R.; *et al.* The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 12, n.6, p. 383-392, Sept. 1997.
52. CHILDS, T.E.E.A. Temporal alterations in protein signaling cascades during recovery from muscle atrophy. **American Journal of Physiology - Cell Physiology**, Bethesda, v. 285, n.23, p. 391-398, Apr. 2003.
53. HORTOBÁGYI, T.E.A. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. **Journal of Physiology**, London, v. 524, n.1, p. 293-304, Apr. 2000.
54. KOH, T.J. Do adaptations in serial sarcomere number occur with strength training? **Human Movement Science**, v. 14, p. 61-77, 1995.

55. THACKER, S.B.; GILCHRIST, J.; STROUP, D.F.; *et al.* The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n.3, p. 371-378, Mar. 2004.
56. GLEIM, G.W. Flexibility and its effects on sports injury and performance. **Sports Medicine**, Auckland, v. 24, n.5, p. 289-299, 1997.
57. SHRIER, I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. **Clin J Sport Med**, v. 14, n.5, p. 267-273, Sept. 2004.
58. HERBERT, R.D.; GABRIEL, M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. **BMJ**, v. 325, n.7362, p. 468- Aug. 2002.
59. WILSON, G.J.; WOOD, G.A.; ELLIOTT, B.C. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. **Int J Sports Med**, v. 12, n.4, p. 403-407, Aug. 1991.
60. AQUINO, C.F.; FONSECA, S.T. Comparação de dois programas de intervenção para modificação de propriedades musculares: fortalecimento em amplitudes iniciais de movimento x alongamento muscular. 78 f. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Geraes, Belo Horizonte, 2005.
61. American College of Sports Medicine Position Stand. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, n.6, p. 975-991, June 1998
62. KRAEMER, W.J.; ADAMS, K.; CAFARELLI, E.; *et al.* American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n.2, p. 364-380, Feb. 2002.
63. ATKINSON, G.; REILLY, T. Circadian variation in sports performance. **Sports Med**, v. 21, n.4, p. 292-312, Apr. 1996.
64. GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 16, n.2, p. 87-101, Feb. 2001.

65. LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n.3, p. 351-358, Mar. 2000.
66. WINTER, D.A. Anthropometry. In Winter, D.A. In: **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New York: Wiley and sons Inc, 1990. p.51-74.
67. LYNN, R.; TALBOT, J.A.; MORGAN, D.L. Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running. **J Appl Physiol**, v. 85, n.1, p. 98-104, July 1998.
68. PADDON-JONES, D.; ABERNETHY, P.J. Acute adaptation to low volume eccentric exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n.7, p. 1213-1219, July 2001.
69. BROCKETT, C.L.; MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n.3, p. 379-387, Mar. 2004.
70. HERZOG, W.; GUIMARAES, A.C.; ANTON, M.G.; *et al.* Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n.11, p. 1289-1296, Nov. 1991.
71. MARCHETTINI, P.; SIMONE, D.A.; CAPUTI, G.; *et al.* Pain from excitation of identified muscle nociceptors in humans. **Brain Res**, v. 740, n.1-2, p. 109-116, Nov. 1996.
72. WALLIN, D.; EKBLOM, B.; GRAHN, R.; *et al.* Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. **Am J Sports Med**, v. 13, n.4, p. 263-268, July 1985.
73. NARICI, M.V.; ROI, G.S.; LANDONI, L.; *et al.* 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.
74. SHRIER, I. Stretching before exercise does not reduce the risk of local muscle injury: a critical review of the clinical and basic science literature. **Clin j Sport Méd**, v. 9, n.4, p. 221-227, Oct. 1999.