

Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

EFEITO DO TREINAMENTO MUSCULAR CONCÊNTRICO E DA  
FLEXIBILIDADE NAS PROPRIEDADES MUSCULOTENDÍNEAS E NA  
FORÇA MUSCULAR

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2007

Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

EFEITO DO TREINAMENTO MUSCULAR CONCÊNTRICO E DA  
FLEXIBILIDADE NAS PROPRIEDADES MUSCULOTENDÍNEAS E NA  
FORÇA MUSCULAR

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

Área de Concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2007

C215e Cançado, Gustavo Henrique da Cunha Peixoto  
2007 Efeito do treinamento muscular concêntrico e da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular. [manuscrito] / Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado. – 2007.  
106 f., enc., il.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

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

Bibliografia: f. 94-103

I. Força muscular – Teses. 2. Maleabilidade – Teses. 3. Aptidão física – Teses.  
I.Chagas, Mauro Heleno. II.Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III.Título.

CDU: 796

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL

Programa de Pós-Graduação em Educação

Dissertação intitulada: "Efeito do treinamento muscular concêntrico e da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular", de autoria do mestrando Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:



---

Prof. Dr. Hans Joachim Menzel - EEFFTO/UFMG



---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira Salmela - EEFFTO/UFMG



---

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas- EEFFTO/UFMG (Orientador)

Belo Horizonte, 03 de julho de 2007

## AGRADECIMENTOS

Agradeço,

ao Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas, orientador desta dissertação, pelo apoio, empenho, compreensão e, acima de tudo, pelos ensinamentos transmitidos ao longo deste período. Gostaria de enfatizar a minha profunda admiração por essa pessoa de valores nobres e conhecimento incontestável que tive a honra de conhecer e com quem tive o prazer de trabalhar;

ao Prof. Dr. Hans Joachim Menzel, por ter participado da banca examinadora e pela ajuda, apoio e confiança em mim depositada;

à Prof<sup>a</sup>. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira Salmela, por ter aceitado participar da banca examinadora, levantando discussões e fazendo explicações que ajudaram meu aprimoramento e melhoraram essa dissertação. Muito obrigado pela sua receptividade e especialmente pela ajuda em relação à estatística, em meio a um horário tão apertado;

ao Prof.Dr. Antônio Eustáquio de Mélo Pertence e ao Prof. Dr. Denis Henrique Bianchi Scaldaferrri pela ajuda no desenvolvimento e solução dos vários problemas encontrados durante o desenvolvimento e construção do *Flexmachine*;

a SEW eurodrive do Brasil, pela doação do “coração” (motor) do nosso aparelho. Sem essa ajuda as coisas ficariam bem mais difíceis, para não dizer, também, mais caras;

aos meus pais, Geraldo Q. Cançado e Odília C. P. Cançado, pelo suporte, apoio, carinho e incentivo INCONDICIONAIS. A eles gostaria de prestar uma homenagem especial, visto que me ensinaram os valores mais essenciais, dentre esses a capacidade de resolver meus próprios problemas, e de “correr atrás” dos meus objetivos, atitudes de extrema importância para a realização desse mestrado;

ao meu irmão, Carlos Humberto Cançado, e familiares pelos incentivos e palavras de conforto em momentos de total superação;

à minha namorada, Juliana Boross Q. Caiafa, pelo amor, carinho, incentivo e principalmente compreensão, pelos inúmeros feriados e festas que, simplesmente, não estivemos presentes;

aos amigos, que sempre estiveram presentes me aconselhando e incentivando com carinho e dedicação;

aos voluntários, sem os quais nada disso seria possível;

a todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização dessa dissertação de mestrado.

## RESUMO

O treinamento das capacidades físicas força e flexibilidade é amplamente empregado em diversas modalidades esportivas. No entanto, estudos sobre o efeito do treinamento da força utilizando isoladamente a ação concêntrica sobre os parâmetros da flexibilidade não foram encontrados na literatura. O objetivo desse estudo foi analisar os efeitos de 6 semanas de treinamento da força utilizando isoladamente a ação concêntrica associada ou não ao treinamento da flexibilidade dos posteriores da coxa sobre os parâmetros contração voluntária máxima (CVM), teste de 1 repetição máxima (1RM), rigidez, energia, amplitude de movimento máxima ( $ADM_{máx}$ ), torque passivo máximo, percepção subjetiva ao alongamento (PSA) e integral do sinal eletromiográfico (iEMG). A amostra foi composta de 22 voluntários do gênero masculino com média de idade de  $23,0 \pm 3,7$  anos, estatura de  $176,5 \pm 6,0$  cm e massa corporal de  $72,5 \pm 10,0$  kg. Os voluntários foram aleatoriamente divididos nos grupos concêntrico ( $n=12$ ) ou controle ( $n=10$ ). O grupo concêntrico realizou treinamento da força utilizando a ação concêntrica em ambos os membros inferiores, enquanto somente o membro inferior direito executava o treinamento da flexibilidade (Concêntrico\_flex). O treinamento da força consistiu de 3 séries de 12 repetições à 70% do teste de uma repetição máxima (1RM) com a frequência de 3 vezes por semana. A flexibilidade foi treinada 2 vezes por semana sendo que em cada sessão eram realizadas 4 séries de alongamento passivo estático por uma duração de 20 segundos cada. O grupo controle não realizou nenhum treinamento durante o período do estudo. Os resultados deste estudo mostraram que não houve alteração para nenhum parâmetro para o grupo controle.

O grupo concêntrico apresentou aumento significativo para os parâmetros CVM e o 1RM, enquanto o subgrupo concêntrico\_flex apresentou aumento significativo dos parâmetros CVM, 1RM, ADM máxima, Torque passivo máximo, percepção subjetiva do alongamento (PSA). Podemos concluir que o treinamento simultâneo das capacidades força e flexibilidade gera melhora das duas capacidades sem interferência entre elas.

Palavras Chave: força, flexibilidade, treinamento, concêntrico.

## ABSTRACT

Strength and flexibility training are widely used in various sports. However, studies about the effect of strength training using concentric action alone in the variables of flexibility capacity were not found in the literature. The aim of the present study was to analyze the effects of a 6 week strength training program using only concentric actions with or without the combined flexibility training of hamstring muscles in the variables maximal voluntary contraction (CVM), one repetition maximum (1RM), stiffness, energy, maximum range of motion ( $ADM_{\text{máx}}$ ), maximum passive torque, subjective stretch tolerance (PSA) and integrated electromyographic activity (iEMG). Twenty-two male volunteers with a mean age of  $23,0 \pm 3,7$  years, height of  $176,5 \pm 6,0$  cm and a mass of  $72,5 \pm 10,0$  kg participated of this study. Volunteers were randomly divided into concentric ( $n=12$ ) and control ( $n=10$ ) groups. The concentric group performed strength training for both lower limbs, while the right limb also performed a flexibility training (concentric\_flex). The strength training consisted of 3 sets of 12 repetitions at 70% of 1RM, and at a frequency of 3 times per week. Flexibility training was performed twice a week, and in each section 4 sets of 20 second passive static stretch was performed. The control group did not perform any strength and flexibility training during the 6 weeks of this study. The results of the present study showed significant increase in the variables CVM and 1RM for the concentric. The concentric\_flex group showed significant change in the variables CVM, 1RM, maximum ADM, maximum passive torque and PSA. All variables were unchanged in the control group. It can be concluded that strength training combined

with flexibility training increases the variables of both capacities without other physical effects.

Key-words: strength, flexibility, training, concêntric

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 -	Importância dos aspectos neurais e morfológicos para o desempenho da força ao longo do treinamento.....	26
FIGURA 2 -	Posicionamento do indivíduo no banco flexor de joelho.....	40
FIGURA 3 -	<i>Flexmachine</i> .....	42
FIGURA 4 -	Plataforma de força posicionado no braço mecânico.....	43
FIGURA 5 -	Posicionamento do voluntário no <i>flexmachine</i> .....	46
FIGURA 6 -	Localização e colocação dos eletrodos de superfície sobre o semitendinoso e gastrocnêmio.....	47
FIGURA 7 -	Protocolo experimental.....	51
FIGURA 8 -	Média e desvio-padrão dos valores de força máxima concêntrica na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico e controle.....	62
FIGURA 9 -	Média e desvio-padrão da contração voluntária máxima isométrica na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	63
FIGURA 10 -	Média e desvio-padrão do parâmetro integral do sinal eletromiográfico dos músculos posteriores da coxa e gastrocnêmio na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	64

FIGURA 11 -	Média e desvio-padrão da ADM máxima na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	65
FIGURA 12 -	Média e desvio-padrão do torque passivo máximo na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	66
FIGURA 13 -	Média e desvio-padrão da PSA_ADM passivo na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	67
FIGURA 14 -	Média e desvio-padrão da PSA_torque passivo na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	68
FIGURA 15 -	Média e desvio-padrão de rigidez 2/3 (A) e rigidez 3/3 (B) na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	69
FIGURA 16 -	Média e desvio-padrão da energia 2/3 (A) e energia 3/3 (B) na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico_flex e controle.....	70
QUADRO 1 -	Descrição dos parâmetros estudados.....	58
QUADRO 2 -	Valores de CCI e ME para os parâmetros estudados.....	61

## LISTA DE TABELAS

- 1 - Médias e desvios-padrão (dp) referentes à idade, massa corporal e estatura dos grupos concêntrico (N=12) e controle (N=10)..... 39
- 2 - Protocolo de treinamento dos subgrupos Concêntrico e Concêntrico\_flex..... 57

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de Movimento
ADM <sub>máx</sub>	-	Amplitude de Movimento Máxima
AST	-	Área de secção transversa
CENESP	-	Centro de Excelência Esportiva
Concêntrico_flex	-	Membro inferior do grupo de treinamento que realizou o treinamento da força e da flexibilidade.
EEFFTO	-	Escola da Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	-	Eletromiografia
FNP	-	Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva
iEMG	-	Integral do sinal eletromiográfico
MI	-	Membro Inferior
PSA	-	Percepção subjetiva do alongamento
UFMG	-	Universidade Federal de Minas Gerais
UM	-	Unidade Motora
UMT	-	Unidade Musculotendínea

## SUMÁRIO

	Pág.
<b>RESUMO.....</b>	<b>5</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>7</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
2.1 Efeitos crônicos relacionados ao treinamento da flexibilidade.....	17
2.2 Efeitos crônicos relacionados ao treinamento concêntrico.....	25
2.2.1 Adaptações morfológicas.....	26
2.2.2 Adaptações neurais.....	31
2.3 Efeitos do treinamento da força associado ao treinamento da flexibilidade.....	33
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>36</b>
<b>4 HIPÓTESES.....</b>	<b>37</b>
<b>5 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>38</b>
5.1 Amostra.....	38
5.2 Instrumentação.....	40
5.2.1 Aparelho Flexor de Joelho Assentado.....	40
5.2.2 Aparelho <i>Flexmachine</i> .....	41
5.2.3 Eletromiografia.....	46
5.2.4 Medidas Antropométricas.....	49
5.3 Procedimentos.....	49
5.4 Protocolo de Avaliação.....	52
5.4.1 Teste de força máxima concêntrica (1RM).....	52

5.4.2	Teste de Contração Voluntária Máxima (CVM).....	53
5.4.3	Teste de flexibilidade.....	54
5.5	Protocolos de Treinamento.....	55
5.5.1	Treinamento da força.....	55
5.5.2	Treinamento da flexibilidade.....	56
5.6	Parâmetros Estudados.....	58
5.7	Análise Estatística.....	59
<b>6</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>61</b>
6.1	Confiabilidade.....	61
6.2	Força máxima concêntrica (1RM).....	62
6.3	Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVM).....	63
6.4	Eletromiografia.....	64
6.5	ADM Máxima.....	65
6.6	Torque Passivo Máximo.....	66
6.7	Percepção Subjetiva do Alongamento (PSA).....	67
6.8	Rigidez.....	68
6.9	Energia.....	70
<b>7</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>71</b>
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>96</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>97</b>
	<b>APÊNDICES.....</b>	<b>107</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O aumento da força muscular decorrente do treinamento está associado a fatores neurais e morfológicos. Segundo Moritani e DeVries (1979), o aumento de força verificado nos períodos iniciais do treinamento da força muscular é explicado prioritariamente pela adaptação neural. A importância de alterações morfológicas, como a hipertrofia muscular, vai aumentando progressivamente no decorrer do processo de treinamento. Esse aumento da área de secção transversa do músculo pode provocar uma maior tensão passiva durante a deformação do músculo, alterando assim as propriedades biomecânicas. Klinge *et al.* (1997) verificaram o aumento significativo da rigidez e energia muscular após 13 semanas de treinamento da força isométrica. Os resultados do estudo Chleboun *et al.* (1997) mostraram uma alta correlação entre o volume e a rigidez dos músculos flexores do cotovelo. Os autores verificaram que o volume muscular é responsável por 84% da rigidez mensurada. Esses resultados indicam que as adaptações resultantes de um treinamento de força podem influenciar diferentes parâmetros relacionados à capacidade flexibilidade.

A capacidade flexibilidade vem sendo treinada com o objetivo de aumentar a amplitude de movimento (ADM) (BANDY e IRION, 1994; BANDY, IRION e BRIGGLER, 1997; BORMS *et al.*, 1987; ROBERTS e WILSON, 1999; SULLIVAN, DEJULIA e WORRELL, 1992; WILLY *et al.*, 2001) e reduzir a rigidez (GUISARD e DUCHATEAU, 2004; TOFT *et al.*, 1989). Contudo, essa última adaptação ainda representa uma questão bastante divergente entre os autores (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a).

Estes efeitos associados ao treinamento da flexibilidade parecem ser influenciados negativamente pelas adaptações decorrentes de um treinamento de força muscular. Embora o treinamento da força muscular e flexibilidade represente um importante aspecto para a melhora do rendimento em diferentes modalidades esportivas, poucos estudos foram encontrados na literatura sobre a relação entre estas duas capacidades, e os resultados são conflitantes (CYRINO *et al.*, 2004; KLINGE *et al.*, 1997; KUBO *et al.*, 2002; NELSON e BANDY, 2004; NÓBREGA, PAULA e CARVALHO, 2005). Mais escassos são estudos que investigaram o efeito do treinamento da força muscular associado ao treinamento da flexibilidade nos parâmetros da força e flexibilidade (AQUINO, 2005; KLINGE *et al.*, 1997; KUBO *et al.*, 2002).

Considerando que no treinamento da força diferentes ações musculares podem ser utilizadas, e que estímulos específicos irão provocar adaptações específicas, investigar o efeito do treinamento da força envolvendo uma determinada ação muscular, assim como, em associação com o treinamento da flexibilidade sobre parâmetros da flexibilidade e força muscular poderá fornecer informações relevantes para um melhor entendimento da interação entre as possíveis adaptações decorrentes do treinamento. Neste sentido, não foi encontrado na literatura nenhum estudo que investigou a influência de um treinamento longitudinal da força utilizando as ações musculares puramente concêntricas associado ao treinamento da flexibilidade nos parâmetros da flexibilidade e força muscular. Desta forma, realizar uma pesquisa que considere estes aspectos tem grande relevância do ponto de vista científico como da prática esportiva.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Efeitos crônicos relacionados ao treinamento da flexibilidade

Diferentes parâmetros são utilizados para caracterizar as alterações na unidade músculo-tendínea (UMT) decorrente do treinamento da flexibilidade. A ADM máxima (BANDY e IRION, 1994; WILLY *et al.*, 2001), o torque passivo máximo (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID e MCNAIR, 2004), a percepção subjetiva do alongamento (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994), a rigidez (MAGNUSSON *et al.*, 1996a, b; TOFT *et al.*, 1989) e a energia (AQUINO, 2005; MAGNUSSON *et al.*, 1996a, b) são os parâmetros mais investigados.

A ADM máxima passiva é conceituada como a maior amplitude de movimento suportada pelo voluntário. O torque passivo máximo consiste do torque passivo obtido ao final da fase dinâmica do alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Ambos os parâmetros são registrados com o auxílio da EMG para assegurar que não houve participação ativa do material contrátil, que poderia influenciar na resposta desses parâmetros. Os parâmetros ADM e torque passivo são muito utilizados em seres humanos devido à impossibilidade de mensuração direta da tensão e deformação muscular durante o alongamento. A ADM (°) é utilizada como uma medida indireta da deformação da UMT durante o alongamento passivo, enquanto a resistência da UMT durante o alongamento passivo é registrada (sem participação ativa do material contrátil) através da força passiva (N) ou torque passivo (Nm). O comportamento da UMT é então representado pela curva torque

passivo x ADM (GAJDOSIK, 2001), pois, *in vivo* com seres humanos, não podemos fazer uma mensuração direta da curva tensão-deformação.

A rigidez muscular é calculada através da relação entre torque passivo e ADM. Esse parâmetro é representado pela inclinação da curva torque passivo x ADM e é calculado dividindo a alteração da ADM pela alteração do torque passivo (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). A área abaixo da curva torque passivo x ADM é chamada de energia (MAGNUSSON *et al.* 1996b) ou “absorção de trabalho” (LaROCHE e CONNOLY, 2006). Esse parâmetro é utilizado para saber a quantidade de força absorvida pelo tecido.

A ADM máxima parece estar relacionada à tolerância ao alongamento suportada pelo voluntário (MAGNUSSON *et al.*, 1996a; HALBERTSMA e GOEKEN, 1994). Halbertsma e Goeken (1994) caracterizaram a percepção subjetiva do alongamento (PSA) como a primeira sensação dolorosa, de tensão ou alongamento, na região posterior da coxa durante o procedimento de alongamento. Para o seu registro foi utilizado um dispositivo com um botão, que quando acionado registrava a ADM e torque passivo correspondentes ao momento exato em que o botão foi pressionado.

Estudos longitudinais mostram que o treinamento regular da flexibilidade aumenta a ADM (BORMS *et al.*, 1987; BANDY e IRION, 1994, 1997, 1998; DRAPER *et al.*, 2002; FELAND *et al.*, 2001; GAJDOSIK, 2001; REID e MCNAIR, 2004; ROBERTS e WILSON, 1999; SULLIVAN *et al.*, 1992; WILLY *et al.*, 2001). No entanto, as normativas da carga para esta melhora ainda não estão bem estabelecidas. Diferentes durações, séries e intensidades de alongamento, assim como frequências semanais e número de semanas de treinamento vêm sendo investigadas em diferentes pesquisas (BANDY e IRION, 1994; ROBERTS e

WILSON, 1999). Contudo, o aumento da ADM máxima após o treinamento da flexibilidade é um resultado esperado e consolidado na literatura.

Três diferentes mecanismos são citados na literatura como forma de explicar o aumento da ADM máxima após um período de treinamento da flexibilidade: 1) aumento do comprimento muscular através do aumento do número de sarcômeros em série (WILLIAMS e GOLDSPINK, 1971); 2) aumento da complacência da UMT (MAGNUSSON *et al.*, 1995a, 1996b; TOFT *et al.*, 1989); 3) aumento da tolerância ao alongamento (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a).

Uma das justificativas para uma alteração significativa da ADM máxima é o aumento do número de sarcômeros em série. Segundo Hutton (1992) o aumento do número de sarcômeros em série pode representar o principal fator para justificar o aumento da ADM.

A alteração do número de sarcômeros em série em animais já foi verificada durante o período de crescimento (GOLDSPINK, 1968), com a imobilização (GOLDSPINK *et al.*, 1974; WILLIAMS e GOLDSPINK, 1971, 1973 e 1978), com o aumento da excursão muscular (BURKHOLDER, 2001) e após atividade física (LYNN *et al.*, 1994 e 1998).

Segundo Goldspink *et al.* (1974), a tensão passiva imposta ao músculo parece ser o principal estímulo para a alteração do número de sarcômeros em série. Nesse estudo, o músculo sóleo de gatos foi denervado, e em seguida os animais foram divididos em três grupos. O primeiro grupo não possuía imobilização, o segundo foi imobilizado em posição alongada e o terceiro em posição encurtada. Eles verificaram que, independente da denervação, houve aumento do número de sarcômeros em série para o grupo imobilizado em posição alongada e redução para

o grupo imobilizado em posição encurtada. Isto sugere que a sarcomerogênese é decorrente de processos musculares desencadeados por estímulo mecânico (DE DEYNE, 2001).

Goldspink (1992) e Tabary *et al.* (1972) relataram que o aumento do número de sarcômeros em série pode estar relacionado à necessidade de adequar a capacidade do músculo gerar tensão à um novo comprimento ou ADM. Lynn *et al.* (1994) estudaram o efeito do treinamento em esteira com inclinação negativa (descida) sobre o número de sarcômeros em séries do músculo sóleo de ratos. Os resultados do estudo mostraram aumento do número de sarcômeros em séries.

No entanto, pouco se sabe sobre o aumento do número de sarcômeros em série em humanos adultos. Um dos motivos para essa dificuldade é a questão ética envolvida em tais pesquisas. Para que o aumento do número de sarcômeros em série possa ser verificado de maneira direta seria necessário a remoção do músculo estudado ou de parte desse. Devido a esta dificuldade, medidas indiretas do comprimento muscular são utilizadas.

A curva torque passivo x ADM mostra a variação do comprimento muscular para uma determinada força. Deste modo, um possível aumento do comprimento muscular causaria um deslocamento de tal curva para a direita, visto que para atingir um comprimento determinado (ou ADM) uma menor força seria necessária. Essa alteração da curva tensão-deformação foi observada em ratos nos estudos de Goldspink *et al.* (1974) e Williams e Goldspink (1978).

Essa alteração já foi comprovada em seres humanos por Toft *et al.* (1989) e Guissard e Duchateau (2004). Guissard e Duchateau (2004) investigaram o efeito de 30 sessões de alongamento estático nos músculos flexores plantares. O treinamento consistia de 4 exercícios com 5 séries de 30 segundos cada realizados

em apenas um dos membros inferiores. A frequência de treinamento utilizada foi de 5 vezes por semana pelo período de 6 semanas. Os resultados mostraram que houve aumento da ADM (30,8%) e redução da rigidez (33%), e esses foram acompanhados por um deslocamento para a direita da curva torque passivo x ADM. Toft *et al.* (1989) estudaram os efeitos crônicos (3 semanas) do alongamento sobre a resistência passiva. O treinamento consistia de 5 repetições da técnica facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) 2 vezes ao dia por 3 semanas. Os resultados mostraram que houve redução da tensão passiva após 3 semanas (<12%), com deslocamento da curva torque passivo x ADM para a direita. Entretanto, Magnusson *et al.* (1996a) e Halbertsma e Goeken (1994) não verificaram alteração da curva torque passivo x ADM após o treinamento da flexibilidade.

O deslocamento da curva torque passivo x ADM para a direita também pode representar um aumento da complacência muscular (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). Desta forma, os resultados encontrados por Toft *et al.* (1989) e Guissard e Duchateau (2004) não podem ser diretamente relacionados ao aumento do número de sarcômeros em série.

Outra maneira proposta na literatura para se verificar de forma indireta o aumento do número de sarcômeros em série é o deslocamento do pico de torque ativo durante uma contração concêntrica (AQUINO, 2005; WILLIAMS e GOLDSPINK, 1978). Williams e Goldspink (1978) estudaram o efeito da imobilização do membro posterior de ratos por 3 semanas em posição encurtada sobre o pico de tensão. Os resultados desse estudo mostraram que o pico de tensão ativa gerada pelo músculo sóleo foi deslocado para menores comprimentos musculares (para a esquerda) quando comparado ao pico de tensão gerado pelo músculo de animais do grupo controle, e esse deslocamento foi decorrente da redução do número de

sarcômeros em série. O estudo de Aquino (2005) comparou o treinamento da flexibilidade dos músculos posteriores da coxa com o treinamento da força em posição alongada dos flexores de joelho. O treinamento da força consistiu de 3 séries de 12 repetições realizadas entre 0 e 30° de flexão de joelho (0° = extensão completa do joelho) e o treinamento da flexibilidade consistiu de 3 séries de alongamento estático passivo com 30 segundos de duração cada. Os resultados desse estudo mostraram que somente o grupo que realizou o treinamento da força apresentou mudança no pico de torque ativo no sentido da extensão. A autora concluiu que somente o treinamento da força provocou aumento do número de sarcômeros em série.

O aumento da complacência muscular é mencionado na literatura como outro mecanismo de adaptação que pode explicar os efeitos do treinamento da flexibilidade (MAGNUSSON *et al.*, 1996b; TAYLOR *et al.*, 1990). A alteração da complacência muscular é verificada quando uma menor força é necessária para alcançar uma ADM determinada. Isso altera o formato da curva torque passivo x ADM através do deslocamento da curva para a direita ou reduzindo a sua inclinação. Dessa forma, a redução da inclinação da curva torque passivo x ADM irá provocar uma redução do parâmetro rigidez, enquanto a menor área abaixo dessa curva representaria uma redução do parâmetro energia.

Magnusson *et al.* (1996b) verificaram que após 5 séries de alongamento com duração de 90 segundos cada, a UMT apresentava uma redução do torque passivo para a ADM máxima pré-determinada, mostrada através da redução da rigidez e energia. Devido ao caráter transversal do estudo, entendemos que o deslocamento da curva torque passivo x ADM para a direita é decorrente do aumento da complacência da UMT. No entanto, essa alteração da complacência da

UMT apresentou-se temporária no estudo de Magnusson *et al.* (1996b), visto que uma hora após o treinamento tais alterações não foram mais consideradas significativas.

Alteração aguda da complacência do tendão também foi mostrada por Kubo *et al.* (2001a). O objetivo desse estudo foi verificar a influência de uma sessão de alongamento sobre as propriedades do tendão. O treinamento consistiu de 10 minutos de alongamento estático passivo para os flexores plantares. Os resultados do estudo mostraram que houve redução da rigidez e energia do tendão do calcâneo após o treinamento.

Dois estudos encontrados na literatura apresentaram alterações nos parâmetros rigidez e energia após o treinamento da capacidade flexibilidade em seres humanos, o que poderia indicar alteração da complacência muscular (TOFT *et al.*, 1989; GUISSARD e DUCHATEAU, 2004). Como mencionado anteriormente, a alteração da rigidez após o treinamento da flexibilidade pode representar uma alteração na complacência da UMT ou no aumento da UMT através do aumento do número de sarcômeros em séries. Como a rigidez não se modificou após 3 (MAGNUSSON *et al.*, 1996a) ou 4 semanas de treinamento (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994), a alteração da complacência muscular em seres humanos submetidos a um treinamento crônico de flexibilidade ainda necessita ser investigada em estudos futuros.

Outro mecanismo para explicar a melhora da flexibilidade é o aumento da tolerância ao alongamento. A maior tolerância à dor pode ser compreendida como o aumento da ADM associada ao aumento do torque passivo máximo, já que este demonstra a maior capacidade do voluntário suportar uma determinada tensão muscular passiva. Segundo Halbertsma e Goeken (1994), após o treinamento da

flexibilidade dos posteriores da coxa por 4 semanas houve aumento da ADM máxima e do torque passivo máximo, sem alteração da rigidez. Desta forma, os autores concluíram que as alterações encontradas após o treinamento foram decorrentes de uma maior tolerância ao alongamento. Resultados semelhantes foram encontrados por Gajdosik *et al.* (1991), Gajdosik *et al.* (2001), LaRoche e Connolly (2006), Magnusson *et al.*, (1996a), Reid e McNair (2004) e Wiemann e Hahn (1997). Esses estudos mostraram que houve aumento tanto da ADM máxima quanto do torque passivo máximo sem alteração do comprimento muscular ou das propriedades viscoelásticas do tecido. Para Magnusson *et al.* (1996a), o aumento da tolerância ao alongamento parece estar relacionado com os nociceptores presentes nos músculos e articulações.

Guissard e Duchateau (2004) propuseram um quarto mecanismo responsável pelo aumento crônico da flexibilidade. Para os autores, adaptações neurais, caracterizadas pela redução do reflexo miotático (reflexo-T) e do reflexo de Hoffmann (reflexo-H), são responsáveis pela melhora da ADM após o treinamento. Alguns estudos já verificaram a alteração do reflexo-H (AVELA *et al.*, 1999; THIGPEN *et al.*, 1985) e do reflexo-T (AVELA *et al.*, 1999) após o treinamento agudo da flexibilidade. No entanto, estudos sobre o efeito crônico do treinamento da flexibilidade nos reflexos-T e H ainda são bastante escassos (GUISSARD e DUCHATEAU, 2004).

Moore e Hutton (1980) relatam que uma modificação da ADM não depende de “condições neurais adequadas”. Esses autores chegaram a esta conclusão após verificar que a técnica de alongamento FNP gerou maior aumento do sinal eletromiográfico que o alongamento estático, mas a FNP também alcançou maiores valores de ADM máxima.

A redução dos reflexos-T e H parece estar associadas às primeiras 20 sessões de treinamento. Guissard e Duchateau (2004) verificaram que esses reflexos apresentaram melhora até a 20ª sessão de treinamento da flexibilidade, sem alterações significativas entre a 20ª e 30ª sessão. No entanto, a ADM máxima apresentou aumento significativo na 30ª sessão, apesar da estabilização da resposta desses reflexos. Segundo esses autores, “adaptações mecânicas e neurais estão presentes após o treinamento da flexibilidade, mas seus efeitos ao longo do tempo são diferentes”. Essa frase confirma que durante um treinamento prolongado da flexibilidade as possíveis adaptações neurais ocorreriam em uma fase inicial do treinamento, e que após este período, a melhora da ADM seria decorrente de alterações morfológicas (mecânicas) da UMT.

## **2.2. Efeitos crônicos relacionados ao treinamento concêntrico**

O desempenho de força é influenciado por características morfológicas e neurais, no entanto, a importância de cada um destes aspectos para o ganho de força modifica-se ao longo do treinamento. Segundo Moritani e DeVries (1979), após duas semanas de treinamento da força, 80% do aumento no pico de torque era explicado pela alteração de processos neurais, e os 20% restantes seriam provenientes da adaptação muscular. Na 8ª semana a contribuição relativa do fator neural reduziu para 5%, enquanto a influência das mudanças musculares respondia por 95% da alteração de força (FIG. 1).

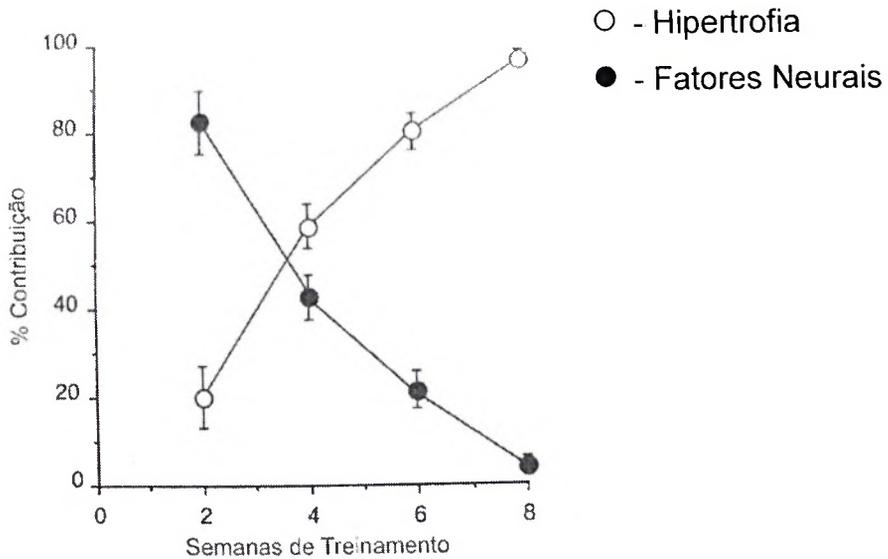


FIGURA 1- Importância dos aspectos neurais e morfológicos para o desempenho da força ao longo do treinamento.

Fonte: MORITANI e DEVRIES, 1979. p. 126.

Características bioquímicas, endócrinas e histoquímicas dos músculos também estão relacionadas com a melhora do desempenho após o treinamento da força muscular. No entanto, neste trabalho apenas as características morfológicas e neurais serão abordadas.

### 2.2.1. Adaptações morfológicas

#### Hipertrofia muscular

Estudos sobre o treinamento da força puramente concêntrico foram realizados em animais e seres humanos (ADAMS *et al.*, 2004; COLLIANDER e TESCH, 1990; GÜR *et al.*, 2002; HIGBIE *et al.*, 1996; HOUSH *et al.*, 1992; SMITH e RUTHERFORD, 1995), sendo a hipertrofia muscular uma das adaptações decorrente desse treinamento. Essa adaptação após o treinamento da força,

utilizando a ação muscular concêntrica de maneira isolada, foi verificada por Colliander e Tesch (1990), Housh *et al.* (1992), Higbie *et al.* (1996), Gür *et al.* (2002), Smith e Rutherford (1995) e Adams *et al.* (2004). A hipertrofia muscular foi verificada após 6 semanas de treinamento (HIGBIE *et al.*, 1996) em seres humanos e após 20 dias (10 sessões) em ratos (ADAMS *et al.*, 2004). Apesar de a hipertrofia muscular ter sido verificada após poucas sessões de treinamento, a sua relevância para a melhora do desempenho da força ocorrerá após 8 semanas de treinamento (MORITANI e DEVRIES, 1979).

A resposta de hipertrofia muscular não ocorre de maneira uniforme ao longo do músculo. Housh *et al.* (1992) pesquisaram o efeito do treinamento da força concêntrico realizado em dinamômetro isocinético sobre o pico de força e a área de secção transversa anatômica dos flexores e extensores do joelho e cotovelo. O treinamento consistiu de 6 séries de 10 repetições concêntricas realizadas no dinamômetro isocinético a uma velocidade angular de 120°/s, por um período de 8 semanas. Os autores verificaram que houve aumento da área de secção transversa anatômica (AST) dos flexores e extensores de joelho e cotovelo. A resposta hipertrófica não foi homogênea. Entre os flexores do joelho, o semitendinoso apresentou alteração significativa nas 3 porções, enquanto o bíceps femoral alterou significativamente somente na porção medial. Os resultados de Smith e Rutherford (1995) corroboram com o resultado de Housh *et al.* (1992) em relação à hipertrofia muscular após o treinamento da força. Smith e Rutherford (1995) compararam os ganhos de hipertrofia e força após 20 semanas de treinamento utilizando a ação muscular concêntrica. Os resultados mostraram que o grupo concêntrico apresentou aumento significativo da força isométrica e AST a três quartos do comprimento do fêmur, sem alteração da AST para o terço distal do quadríceps.

## Tecido conectivo

O tecido conectivo é sensível tanto ao treinamento quanto ao desuso. Os mecanismos responsáveis por estas adaptações, no entanto, são pouco compreendidos. A maioria das informações referentes ao tecido conectivo é relacionada a ligamentos e tendões.

O treinamento muscular gera alteração na síntese e degradação do colágeno. Suominen e Heikkinen (1975) compararam homens entre 33 e 70 anos treinados em atividades aeróbicas com sujeitos não treinados da mesma idade. Os autores verificaram que o metabolismo do colágeno era aproximadamente 50% maior nos homens treinados. Virtanen *et al.* (1993) mostraram que após uma sessão de treinamento da força houve uma redução inicial significativa seguida de um aumento significativo da síntese de colágeno. O estudo de Moore *et al.* (2005) corrobora com Virtanen *et al.* (1993), mostrando que houve aumento da síntese de colágeno 4,5 e 8,5 horas após o treinamento da força. Moore *et al.* (2005) acrescentaram que as ações musculares concêntrica e excêntrica não possuem diferença significativa do aumento da síntese de colágeno. Langberg *et al.* (2001) investigaram o efeito de 11 semanas de treinamento físico militar (7 horas de marcha, 4 horas de condicionamento físico geral e 9 horas de treinamento militar por semana) sobre a síntese e degradação do colágeno. Os resultados mostraram aumento da síntese e degradação do colágeno até a quarta semana, mas na décima primeira semana a síntese de colágeno permaneceu elevada enquanto a degradação possuía valores semelhantes ao pré-treinamento.

Durante o treinamento da força existe aumento da síntese de colágeno, no entanto, a proporção entre colágeno e fibras musculares se mantém inalterada

devido ao aumento da degradação do colágeno. Kubo *et al.* (2002) verificaram que após 8 semanas de treinamento da força não houve alteração da área de secção transversa do tendão do calcâneo. MacDougall *et al.* (1984) compararam a proporção entre tecido contrátil e colágeno no bíceps de fisiculturistas e indivíduos não treinados. Os resultados desse estudo mostraram que a proporção entre tecido contrátil e colágeno permaneceu constante, tendo aumentado em valores absolutos de acordo com o volume muscular.

Além do aumento dos valores absolutos de tecido conectivo com o treinamento, outro aspecto importante a ser considerado é que a alteração dos componentes do colágeno e suas quantidades relativas parecem ser responsáveis pela alteração das propriedades deste tecido. Kovanen e Suominen (1989) pesquisaram o efeito da idade em ratos sobre a proporção de colágeno tipo I e tipo III. Esses autores verificaram que animais com um mês de idade possuíam 68% de colágeno tipo I e 32% de colágeno tipo III, e ao atingir a idade de 24 meses essa proporção se alterava para 82% de colágeno tipo I e 18% de colágeno tipo III. Os resultados mostraram também que houve aumento da Hidroxiprolina, responsável pela formação dos *cross-links*. Os estudos de Gosselin *et al.* (1998) e Zimmerman *et al.* (1993) mostraram que a mudança dos componentes internos do tecido conectivo altera as suas propriedades mecânicas. Gosselin *et al.* (1998) estudou o efeito de 10 semanas de corrida sobre a matriz extracelular do sóleo de ratos. Os resultados deste estudo mostraram que ratos idosos apresentaram uma redução significativa da rigidez e do número de *cross-links*, sem, no entanto, alterar a quantidade de colágeno. Esse estudo demonstra que o treinamento altera os *cross-links*, e esses afetam a rigidez muscular. Os resultados de Zimmerman *et al.* (1993) corroboram

com Gosselin *et al.* (1998), onde o treinamento não altera o percentual de colágeno, mas altera a quantidade de *cross-links* em animais idosos.

A alteração da rigidez do tecido conectivo já foi demonstrada em seres humanos. Kubo *et al.* (2002) verificaram aumento da rigidez do tendão do calcâneo sem alteração significativa da AST após o treinamento da força dos flexores plantares.

As alterações de rigidez no tendão parecem estar mais relacionadas à duração do estímulo do que a sua intensidade (KUBO *et al.*, 2001b). Simonsen *et al.* (1995) estudaram o efeito do treinamento da força e natação sobre a tensão de ruptura do tendão. Os resultados mostraram que o treinamento da força aumentou a força máxima dos ratos estudados, no entanto, não alterou a tensão de ruptura do tendão. O treinamento da natação, por sua vez, aumentou a tensão de ruptura do tendão. Kubo *et al.* (2001c) estudaram o efeito de duas durações de contração isométrica sobre a rigidez do tendão. Os voluntários foram divididos em dois grupos: contração longa e contração curta. Os voluntários pertencentes ao grupo de contração com curta duração realizavam 3 séries de 50 contrações, enquanto os voluntários do grupo de contração longa realizavam 4 séries de 2 contrações de 20 segundos, sendo que ambos os grupos realizavam contrações a 70% contração voluntária máxima (CVM). Os resultados mostraram que após 12 semanas de treinamento houve aumento da rigidez apenas para o grupo que realizou contrações de longa duração (20 segundos), sem, no entanto, apresentar alteração na AST do tendão.

### 2.2.2. Adaptações neurais

A unidade motora é composta por um neurônio motor da região ventral da medula espinhal e as fibras musculares inervadas por esse neurônio (LIEBER, 2002). A função básica da unidade motora é transformar um *input* sináptico recebido pelo motoneurônio em uma resposta motora realizada pelo músculo (DUCHATEAU *et al.*, 2006).

A força realizada pelo músculo depende do número de unidades motoras recrutadas e da frequência de estimulação dessas unidades motoras (DUCHATEAU *et al.*, 2006). Neste sentido, uma maior força gerada pode estar associada a um maior número de unidades motoras ativas neste dado momento. Este aumento da força decorrente de um maior número de unidades motoras ativadas foi verificado por Linnamo *et al.* (2003). Nesse estudo, os autores verificaram que a amplitude do sinal EMG do bíceps braquial aumentava quando a força máxima concêntrica aumentava entre 20 e 80%, não tendo alteração da amplitude EMG após 80%. A partir deste ponto, 80% da força máxima, o mecanismo para justificar o aumento da força é baseado no aumento da frequência de estimulação das unidades motoras ativadas. Sale (1992) relata que a UM pode aumentar a força gerada através do aumento da sua frequência de ativação. DeLuca *et al.* (1982) estudaram o comportamento das unidades motoras durante a contração do músculo deltóide porção média e interósseo dorsal. Nesse estudo, os voluntários realizaram contrações submáximas com aumento gradual de força. Os resultados mostraram que o músculo interósseo dorsal apresentava aumento no número de unidades motoras recrutadas até 52% da CVM e que, após este valor, o aumento da força era decorrente do aumento da frequência de estimulação. Já o músculo deltóide

apresentou pequeno aumento da freqüência de estimulação entre 40 e 80% da CVM, demonstrando que até 80% da CVM o aumento do número de unidades motoras recrutadas foi o principal mecanismo para aumento da força gerada.

Segundo Sale (1992), pessoas não treinadas podem não ser capazes de recrutar as UM de limiar mais elevado, mas com o treinamento essas iriam adquirir a habilidade de recrutar tais UM, conseguindo gerar maior força.

Quando a atividade elétrica do músculo é mensurada durante a CVM antes e após o treinamento da força, um aumento da integral do sinal eletromiográfico (iEMG) pode indicar que mais unidades motoras foram recrutadas, que houve aumento da freqüência de estimulação ou uma combinação dos dois fatores (SALE, 1992). Higbie *et al.* (1996) mostraram aumento de 21,7% da iEMG após 6 semanas de treinamento da força utilizando a ação concêntrica. No entanto, o aumento do iEMG parece estar associado ao tipo de ação muscular realizado. Hortobágyi *et al.* (1996a) verificaram que após 6 semanas de treinamento da força utilizando a ação concêntrica, houve aumento de 36% do sinal eletromiográfico durante a contração concêntrica, mas durante a ação isométrica o aumento foi de 18%.

A Coordenação intermuscular descreve a habilidade de todos os músculos envolvidos em um movimento, agonistas, antagonistas e sinergistas de cooperar para a realização desse movimento (SCHMIDTBLEICHER, 1992). Carolan e Cafarelli (1992) mostraram que houve um aumento de 32,8% na força isométrica dos extensores do joelho após 8 semanas de treinamento, sem que houvesse alteração significativa do sinal eletromiográfico. No entanto, os autores demonstraram uma redução de aproximadamente 20% do sinal eletromiográfico dos músculos flexores do joelho durante a CVM dos extensores após uma semana de

treinamento. Esse resultado demonstra que a melhora da coordenação intermuscular possibilita uma redução da resistência ativa do grupo muscular antagonista durante a CVM, gerando aumento da força isométrica dos músculos agonistas.

### **2.3. Efeitos do treinamento da força associado ao treinamento da flexibilidade**

Poucos estudos foram encontrados na literatura sobre a influência do treinamento da força muscular na capacidade flexibilidade (CYRINO *et al.*, 2004; KLINGE *et al.*, 1997; KUBO *et al.*, 2002; NELSON e BANDY, 2004 e NÓBREGA *et al.*, 2005).

Estudos observaram que o treinamento agudo de força produz alterações das propriedades viscoelásticas da UMT. Taylor *et al.* (1997) compararam o efeito de 10 contrações isométricas e 10 alongamentos passivos dinâmicos sobre as propriedades viscoelásticas do músculo. Os resultados do estudo mostraram que, para o comprimento de repouso da UMT houve redução do torque passivo para ambos os grupos sem diferença entre eles, o que sugere que as respostas viscoelásticas foram similares. Esses autores explicam que tanto a contração isométrica quanto o alongamento geram tensão e alongamento do tecido conectivo, desta forma, as alterações na tensão passiva estão relacionadas a magnitude da tensão imposta sobre o tecido conectivo, independente do modo como a força é aplicada. Magnusson *et al.* (1995b) mostraram que após 40 contrações concêntricas houve redução do torque passivo máximo, mas nenhuma alteração

significativa foi verificada para o grupo que realizou contrações excêntricas. Esses estudos mostraram que durante a contração muscular uma tensão é gerada sobre o tecido conectivo em paralelo e tendão, com força suficiente para causar aumento da complacência. Kubo *et al.* (2001b) mostraram que após 50 contrações isométricas houve uma redução significativa da rigidez do tendão.

No entanto, poucos estudos longitudinais foram encontrados sobre o tema (CYRINO *et al.*, 2004; KLINGE *et al.*, 1997; KUBO *et al.*, 2002; NELSON e BANDY, 2004; NÓBREGA *et al.*, 2005). Nos estudos de Cyrino *et al.* (2004), Nóbrega *et al.* (2005) e Kubo *et al.* (2002) o treinamento da força foi realizado utilizando ambas as ações musculares, concêntricas e excêntricas, enquanto no estudo de Nelson e Bandy (2004) e Klinge *et al.* (1997), o treinamento consistiu de ações musculares excêntrica e isométrica, respectivamente. Os resultados dos estudos de Cyrino *et al.* (2004) e Nelson e Bandy (2004) mostraram que o treinamento da força aumentou a flexibilidade. No entanto, no estudo Nelson e Bandy (2004) os voluntários sustentavam o membro inferior por 5 segundos na posição de alongamento máximo.

No estudo de Kubo *et al.* (2002) e Klinge *et al.* (1997) o treinamento da força aumentou a rigidez muscular, enquanto Kubo *et al.* (2002) verificaram que quando o treinamento da força era realizado associado ao treinamento da flexibilidade não ocorria o aumento da rigidez, o que contradiz o estudo de Klinge *et al.* (1997) que encontrou aumento da rigidez tanto para o grupo que treinou força quanto para o grupo que realizou o treinamento da força associado ao treinamento da flexibilidade. Os resultados são contraditórios, indicando a necessidade de mais estudos para um melhor entendimento da interação entre os mecanismos relacionados com o treinamento da força muscular e flexibilidade. Uma possível explicação para estes resultados pode estar associada à ação muscular utilizada ou

à duração do estudo. Desta forma, estudos que possam diferenciar os efeitos das ações musculares isoladamente são necessários para um melhor entendimento dos mecanismos que podem influenciar os parâmetros da flexibilidade.

### 3. OBJETIVOS

- Analisar o efeito de 6 semanas de treinamento muscular concêntrico sobre parâmetros do desempenho de força e flexibilidade.
- Analisar o efeito de 6 semanas de treinamento muscular concêntrico associado ao treinamento da flexibilidade passiva estática sobre parâmetros do desempenho de força e flexibilidade.

#### 4. HIPÓTESES

**Hipótese 1:** O treinamento da força muscular utilizando a ação concêntrica por 6 semanas causará aumento da força máxima isométrica e da iEMG para o grupo que treinou força e para o grupo que treinou força associado à flexibilidade, sem diferença entre eles.

**Hipótese 2:** O treinamento da força muscular associado à flexibilidade, utilizando a ação concêntrica, pelo período de 6 semanas causará aumento significativo da ADM máxima, torque passivo máximo e percepção subjetiva do alongamento, enquanto os grupos concêntrico e controle não apresentarão alteração para esses parâmetros.

**Hipótese 3:** O treinamento de força muscular utilizando a ação concêntrica associado ou não ao treinamento de flexibilidade por um período 6 semanas não causará alteração significativa da energia e rigidez muscular.

## 5. MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1. Amostra

Participaram deste estudo 25 voluntários do sexo masculino, recrutados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), por meio de cartazes afixados nas dependências dessa escola e por contato direto dos pesquisadores.

Durante o estudo, 3 voluntários foram excluídos, sendo 2 pertencentes ao grupo concêntrico e 1 ao grupo controle. Os voluntários pertencentes ao grupo concêntrico abandonaram o estudo sem justificativa, enquanto um voluntário do grupo controle foi acometido de uma entorse do tornozelo que necessitou a imobilização do membro inferior esquerdo. Um segundo voluntário do grupo controle apresentou dor no joelho esquerdo, permitindo a utilização dos dados do membro inferior direito nas análises estatísticas. Desta forma, os dados analisados e apresentados dizem respeito a uma amostra de 22 sujeitos.

As características da amostra, referentes à idade, massa corporal e estatura estão apresentadas na TAB. 1.

TABELA 1  
Médias e desvios-padrão (dp) referentes à idade, massa corporal e estatura dos grupos concêntrico (N=12) e controle (N=10).

	Grupos	
	Concêntrico	Controle
Idade (anos)	22,1 ± 1,4	24,2 ± 5,2
Massa Corporal (kg)	70,3 ± 12,0	75,1 ± 6,3
Estatura (cm)	175,9 ± 5,6	177,3 ± 6,8

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão: 1) ausência de lesões musculares e esqueléticas nos membros inferiores, coluna e pelve; 2) não estar participando de qualquer atividade que envolvesse o treinamento da flexibilidade ou força para membros inferiores nos últimos 3 meses; 3) apresentar uma restrição (de 20°) na ADM de extensão de joelho quando posicionado no equipamento *flexmachine*.

Todos os voluntários receberam as informações quanto aos objetivos e ao processo metodológico do projeto e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1) concordando em participar do treinamento da força e flexibilidade pelo período de 6 semanas. Os voluntários foram informados de que poderiam abandonar a pesquisa em qualquer momento sem a necessidade de justificativa.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG, parecer 281/06 (APÊNDICE 2). Os experimentos foram realizados no laboratório de Biomecânica do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da UFMG.

## 5.2. Instrumentação

### 5.2.1. Aparelho Flexor de Joelho Assentado

O Banco Flexor (Master Equipamentos, Brasil) (FIG.02) foi utilizado para a mensuração da força muscular concêntrica dos músculos posteriores da coxa, através do teste de uma repetição máxima (1RM), e para treinamento da força dessa musculatura.

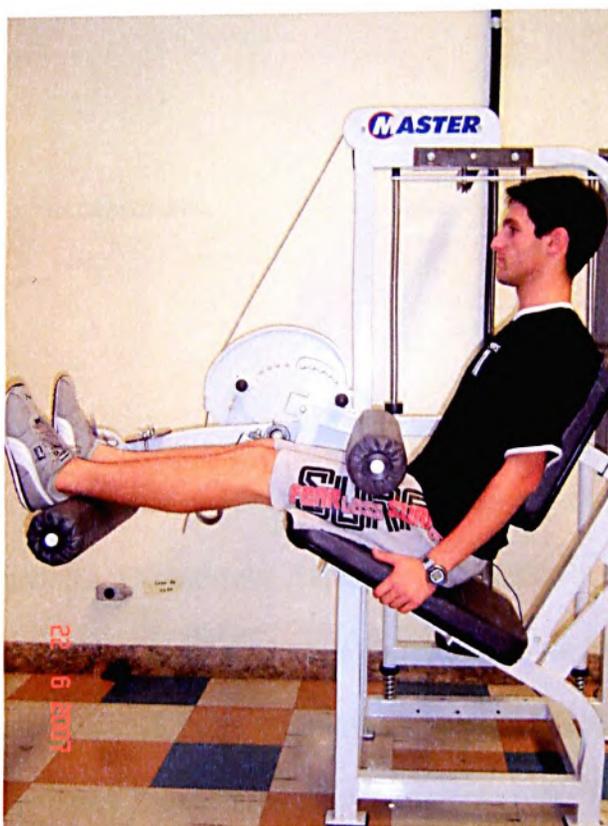


FIGURA 2- Posicionamento do indivíduo no banco flexor de joelho.

O aparelho consiste em um banco com encosto para apoio do tronco do voluntário. Neste banco está acoplado um braço mecânico com um estofado em sua

extremidade no qual são apoiados os membros inferiores. Este aparelho ainda contém uma trava, que é posicionada acima das bordas suprapatelares, o que garante uma maior estabilização dos membros inferiores. Para ser ajustado a diferentes comprimentos de membros inferiores, o aparelho possibilita uma regulagem horizontal do encosto e do estofado onde as pernas são apoiadas. O braço mecânico possibilita a regulagem da posição inicial, utilizada para que os voluntários comecem o exercício com extensão total dos joelhos.

Com o objetivo de minimizar algum movimento compensatório do quadril, o voluntário foi fixado por meio de uma fita posicionada sobre a espinha íliaca ântero-superior.

### 5.2.2. Aparelho *Flexmachine*

#### Descrição do aparelho

O aparelho denominado *Flexmachine*, desenvolvido pelo laboratório de Biomecânica do Centro de Excelência Esportiva (CENESP), foi utilizado para a mensuração e treinamento da flexibilidade e a mensuração da força isométrica.

O aparelho consiste de duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico sobre o qual está localizada uma plataforma de força (FIG. 3). Estas cadeiras possuem o encosto a  $95^\circ$  em relação ao assento e ajustes de altura. O assento possui em sua região posterior um desnível com a finalidade de minimizar a bácia posterior. Para minimizar qualquer movimento compensatório, na pelve e

nos membros inferiores, foram utilizadas cintas sobre as espinhas lúmbares ântero-superiores e no terço distal da coxa.

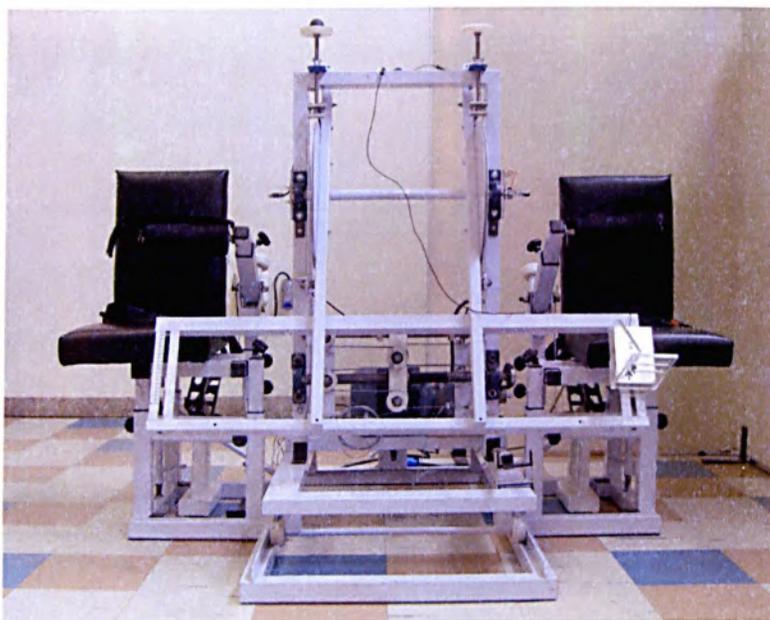


FIGURA 3- *Flexmachine*.

Para a padronização do posicionamento do membro inferior a ser testado, existe um suporte com ajustes nos planos horizontal e vertical, possibilitando sustentar o membro inferior a 45° de flexão de quadril a partir da posição sentada. Fixado ao eixo de rotação deste suporte existe um transferidor com haste de plástico móvel que possibilita verificar a inclinação real do fêmur tendo como referência o trocanter e o côndilo lateral do fêmur.

O aparelho *flexmachine* permite um deslocamento horizontal que possibilita o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur. No eixo do braço mecânico existe uma ponteira laser que é alinhada ao marcador previamente colocado sobre côndilo lateral do fêmur.

O braço mecânico é movimentado por um motor (SEW eurodrive, Belo Horizonte, Brasil) com rotação entre 10 a 1700 rpm, o que possibilita velocidades

angulares de 1 a 18°/s. O acionamento do motor ocorre através de um dispositivo manual com dois botões, sendo um para subir e outro para descer. A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada por um potenciômetro localizado no eixo deste braço. Para garantir a segurança dos voluntários, a ADM do braço mecânico é limitada por interruptores eletrônicos (fim-de-curso), permitindo uma amplitude máxima de 116°. A posição inicial (0° - zero grau), estabelecida no projeto piloto, permite o contato entre o calcanhar e a plataforma de força e também oferece conforto aos indivíduos posicionados no aparelho. A posição do braço mecânico na horizontal corresponde a ADM de 73° e de extensão do joelho.

Para a calibração do potenciômetro foi utilizado um esquadro (precisão de 0,5°) e um inclinômetro de bolha para a determinação da ADM máxima atingida pelo braço mecânico do *flexmachine*. Através do software DasyLab 5.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany), a voltagem do potenciômetro foi medida para a posição inicial e final. A relação entre a ADM e a voltagem foi calculada para se encontrar a equação linear ( $f(x)=ax + b$ ) que explica o comportamento linear do potenciômetro. Em seguida, o braço foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo o erro inferior a 1°.

Na parte distal deste braço mecânico existe bilateralmente um suporte para acoplar a plataforma de força (Refitronic®, Schmitt, Germany) que possui ajustes de distância (FIG. 4). O relaxamento sob tensão decorrente da plataforma de força foi verificado através da colocação de dois pesos determinados (111,7 e 224,5 N) por um período de 20 segundos. Cada um dos pesos foi posicionado sobre a plataforma de força 3 vezes, e a média dos valores obtidos nos 2 segundos iniciais foi comparada à média dos obtidos nos 2 segundos finais. Através deste procedimento foi verificado que as alterações das médias dos valores registrados no

início e no final do tempo determinado foram inferiores a 0,4% para os pesos de 111,7 e 224,5 N, sendo 0,45 e 0,36 N respectivamente. Este valor percentual (0,4%) é muito inferior ao relaxamento sob tensão do músculo que varia entre 30 e 35% (MAGNUSSON *et al.*, 1995a).

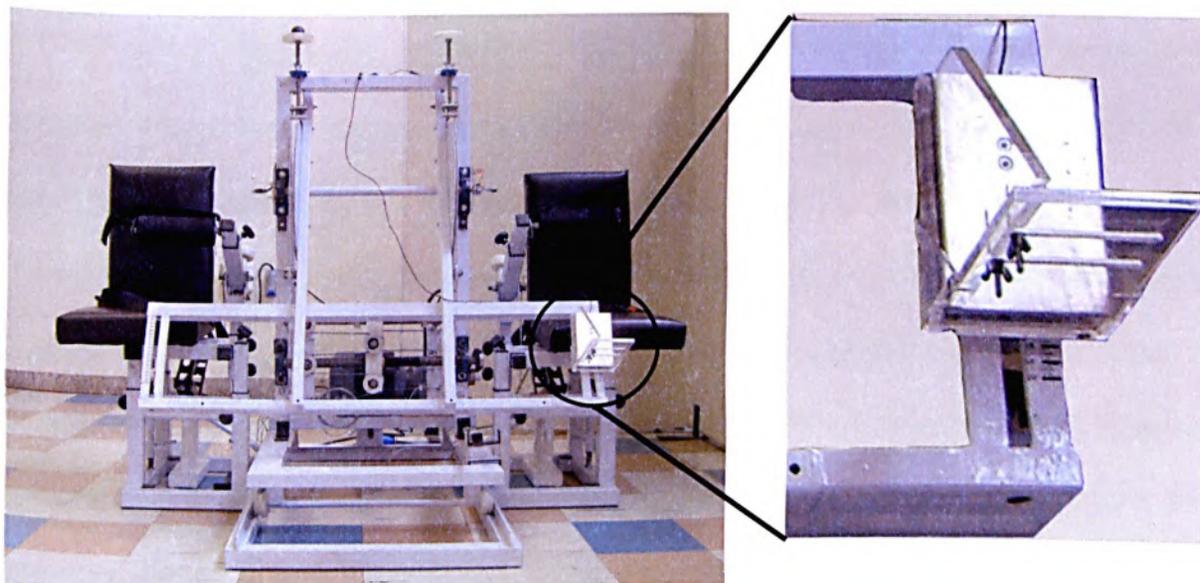


FIGURA 4- Plataforma de força posicionado no braço mecânico.

Durante a mensuração da flexibilidade um segundo dispositivo manual é utilizado pelos voluntários. Neste dispositivo existe apenas um botão que deve ser pressionado quando o indivíduo percebe a primeira sensação de alongamento na região posterior da coxa, registrando, assim, a percepção subjetiva do alongamento (PSA) (HALBERTSMA e GOEKEN, 1994).

O potenciômetro, a plataforma de força, o dispositivo para registro da Percepção Subjetiva do Alongamento e a Eletromiografia (EMG) são interligados a um microcomputador por via de um Conversor Analógico Digital modelo DaqCard-700 (National Instruments Corporation, USA). O programa utilizado para a coleta e

análise dos dados foi o DASYlab 5.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany).

### Posicionamento do Voluntário

O voluntário sentava-se em uma das cadeiras do *flexmachine* e apoiava o terço distal da coxa a ser testada sobre o suporte para a coxa (FIG. 5). Esse suporte possui um eixo de rotação que possibilita ajustar a flexão do quadril. Para garantir 45° de flexão do quadril de forma individualizada, o avaliador localizava o trocanter maior do membro inferior a ser testado e o alinhava ao eixo de rotação do suporte da coxa. O suporte era ajustado até atingir 45° em relação a horizontal. O voluntário era então fixado ao aparelho através de duas cintas: uma sobre as espinhas-íliacas ântero-superiores e outra sobre terço distal do fêmur. O calcanhar do membro inferior a ser testado era posicionado sobre a plataforma de força que era ajustada de acordo com o comprimento da perna do voluntário. Uma superfície de acrílico era então apoiada ao dorso lateral do pé para minimizar a rotação externa do joelho. O pé contralateral era apoiado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, de modo a deixar todo o pé apoiado.

A cadeira e o *flexmachine* eram então movimentados, até que a marcação feita sobre o côndilo lateral do fêmur testado estivesse alinhada com o eixo do braço mecânico.

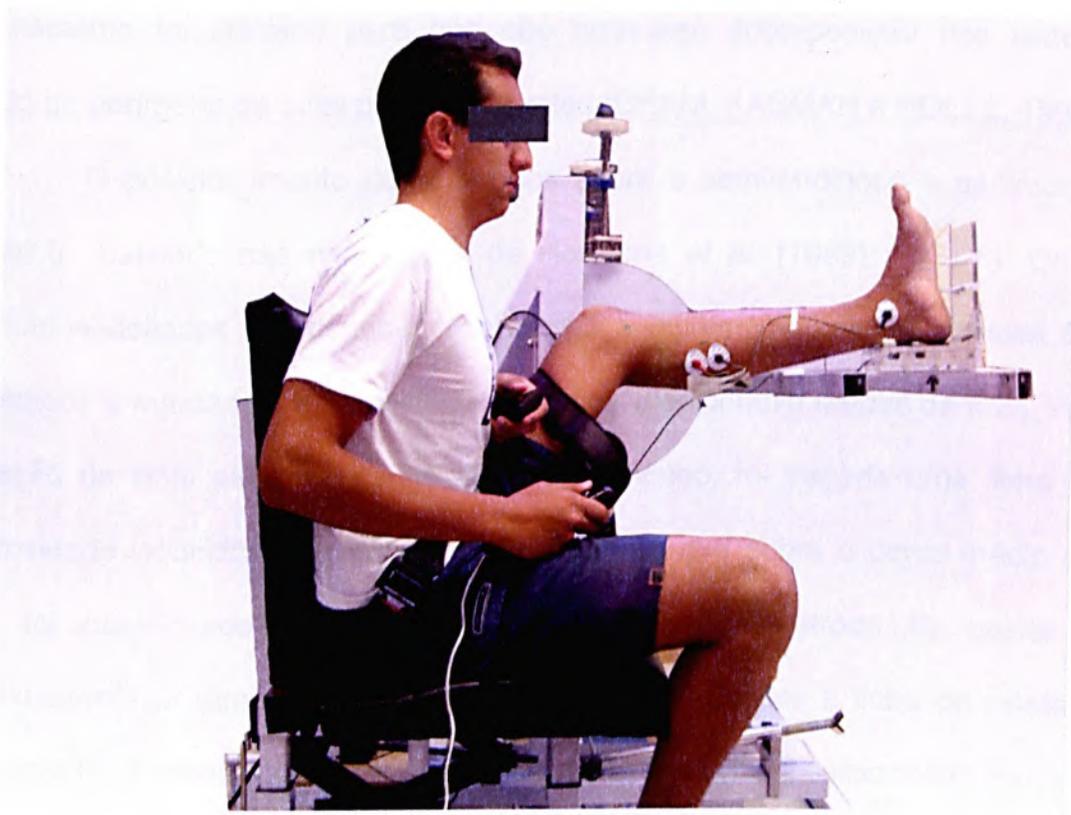


FIGURA 5- Posicionamento do voluntário no *flexmachine*.

### 5.2.3. Eletromiografia

A captação de sinais eletromiográficos foi realizada utilizando eletrodos ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata - Midi-Trace® 700 Foam, Graphic Controls Corporation-Canadá) com amplificadores (500 vezes) e de configuração bipolar. Estes eletrodos são adesivos e foram colocados no semitendinoso e gastrocnêmio medial de cada membro inferior. O eletrodo de referência foi posicionado sobre o maléolo medial.

Os locais onde foram colocados os eletrodos eram previamente marcados com caneta hidrocor, tricotomizados e higienizados com álcool a 96°. A distância utilizada entre os eletrodos no experimento foi de aproximadamente 3 cm. Este

espaçamento foi utilizado para que não houvesse sobreposição dos eletrodos, devido ao perímetro de suas partes aderentes (CRAM, KASMAN e HOLTZ, 1998).

O posicionamento dos eletrodos sobre o semitendinoso e gastrocnêmio medial foi baseado nas orientações de Hermens *et al.* (1999) (FIG. 6). Com os voluntários deitados em decúbito ventral, os seguintes pontos anatômicos foram localizados e marcados: tuberosidade isquiática e epicôndilo medial da tíbia. Para a captação do sinal eletromiográfico do semitendinoso, foi traçada uma linha entre tuberosidade isquiática e epicôndilo medial, sendo que sobre o ponto médio desta linha foi posicionado o eletrodo distal. O segundo eletrodo foi posicionado imediatamente proximal ao primeiro eletrodo também sobre a linha de referência. Em seguida, a flexão plantar foi realizada e os eletrodos posicionados na porção mais proeminente do gastrocnêmio medial. Os eletrodos foram posicionados no sentido da fibra muscular, sem que o eletrodo distal ficasse sobreposto à junção miotendínea durante a contração muscular. Para facilitar o entendimento e comparação com outros estudos o sinal eletromiográfico do semitendinoso será denominado EMG posteriores da coxa, visto que uma mudança nesse parâmetro representaria uma alteração da atividade desse grupo muscular.



FIGURA 6- Localização e colocação dos eletrodos de superfície sobre o semitendinoso e gastrocnêmio.

Para evitar a influência da contração muscular sobre o torque passivo durante o teste de flexibilidade, foi utilizado um procedimento matemático pelo qual a ADM máxima e o torque passivo máximo foram determinados através do sinal eletromiográfico. Este processo ocorreu nas seguintes etapas: 1) Os valores do sinal eletromiográfico dos músculos posteriores da coxa obtidos durante os 1,9s iniciais do teste de flexibilidade eram registrados; 2) a média da amplitude somada a 2 desvios-padrão dos valores registrados dessa durante 1,9s geraram uma variável denominada valor basal; 3) durante todo o teste de flexibilidade o sinal era comparado ao valor basal; 4) caso o sinal eletromiográfico ultrapassasse o valor basal o *software* automaticamente indicava o valor da ADM e torque passivo para o exato momento onde o limiar tinha sido excedido. Nas execuções onde o sinal eletromiográfico não ultrapassou o limiar determinado (média + 2DP) os maiores valores de ADM e do torque passivo alcançados foram utilizados para análise estatística. Desta forma, para cada tentativa dos voluntários um valor basal foi criado.

A EMG coletada durante a CVM foi analisada através da integral do sinal eletromiográfico obtida através dos valores mensurados durante a contração muscular (~2s). A integral do sinal eletromiográfico foi calculada pelo período de contração de 1,5 segundos, para padronizar o tempo para todos os voluntários. As análises foram realizadas após o sinal ser filtrado a 15Hz (Butterworth 2ª Ordem) e retificado. A média das três contrações musculares foi utilizada para a análise estatística através do ANOVAMR.

#### 5.2.4. Medidas Antropométricas

A mensuração da massa e estatura dos voluntários foi realizada com a utilização de uma balança Filizola e do estadiômetro acoplado a este equipamento, com precisões de 0,1Kg e 0,5cm, respectivamente.

#### 5.3. Procedimentos

Anteriormente ao início do estudo, todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos a serem realizados na coleta e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Após o esclarecimento das perguntas referentes aos procedimentos metodológicos do estudo, foram realizadas as medidas de estatura e massa corporal.

Para a mensuração da massa dos membros inferiores os voluntários foram posicionados em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira e, alternadamente, posicionaram os calcâneos sobre a plataforma de força, mantendo o quadril e joelho testado a aproximadamente 90°. O joelho foi posicionado através da estimativa visual, a qual segundo Watkins *et al.* (1991) possui uma confiabilidade intraexaminadores (CCI) de 0,94 para extensão e 0,93 para flexão de joelho quando comparada a medida obtida através do goniômetro. A massa do membro inferior foi posteriormente utilizada para correção do peso do membro em relação à gravidade. Em seguida, os voluntários foram posicionados no aparelho *flexmachine* e todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para serem utilizados no pós-treinamento. Após serem posicionados no

*flexmachine*, os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e foram autorizados a iniciar a familiarização do teste de flexibilidade. Em seguida, o braço mecânico foi posicionado a 21° e a familiarização da contração voluntária máxima (CVM) foi realizada. Após este procedimento, os voluntários foram retirados do *flexmachine* e posicionados sobre o aparelho flexor de joelho onde o procedimento de familiarização do teste de 1 RM foi realizado.

A marcação dos horários de coleta foi realizada pelos próprios voluntários após a familiarização, cientes de que todo o procedimento levaria cerca de 1 hora, e que o mesmo horário deveria ser respeitado para a avaliação pós-treinamento. A média da diferença entre os horários de coleta foi de 1h49min. Treze voluntários de 22 realizaram dentro de 1h de diferença. 4 pessoas não realizaram os testes no mesmo período do dia. Um intervalo mínimo de 48 horas foi solicitado entre o primeiro encontro e a data da 1ª avaliação. Os indivíduos foram instruídos a não realizar treinamentos de força e/ou flexibilidade durante o período do estudo.

A distribuição dos voluntários nos grupos controle (C) e concêntrico (CON) foi realizada de forma aleatória, assim como a escolha do membro inferior que iniciou a coleta. A seqüência adotada para a avaliação dos membros inferiores no pré-treinamento foi repetida para o pós-treinamento. O grupo CON foi submetido a um treinamento da força realizado em ambos os membros inferiores. O treinamento da flexibilidade, por sua vez, foi realizado em apenas um dos membros inferiores. Desta forma, o grupo experimental foi dividido em dois subgrupos: concêntrico + flexibilidade (Concêntrico\_Flex) e concêntrico controle (Concêntrico). A seleção do membro inferior que foi submetido ao treinamento da flexibilidade ocorreu de forma aleatória, sendo o membro inferior direito o selecionado.

Na coleta dos dados as regiões sobre os músculos semitendinoso e gastrocnêmio medial de ambos os membros inferiores foram tricotomizadas e os eletrodos posicionados. Em seguida, os voluntários sentavam-se no *flexmachine* e eram repetidas as instruções dadas anteriormente durante a familiarização. Cada voluntário realizava 3 repetições válidas durante as quais os parâmetros da flexibilidade eram mensurados.

Após a medida da flexibilidade, o voluntário realizava 3 contrações voluntárias máximas com o mesmo membro inferior. O membro inferior contralateral foi submetido ao mesmo procedimento. Em seguida, o voluntário realizava o teste de 1 RM.

A figura 7 demonstra o desenho esquemático do protocolo experimental.

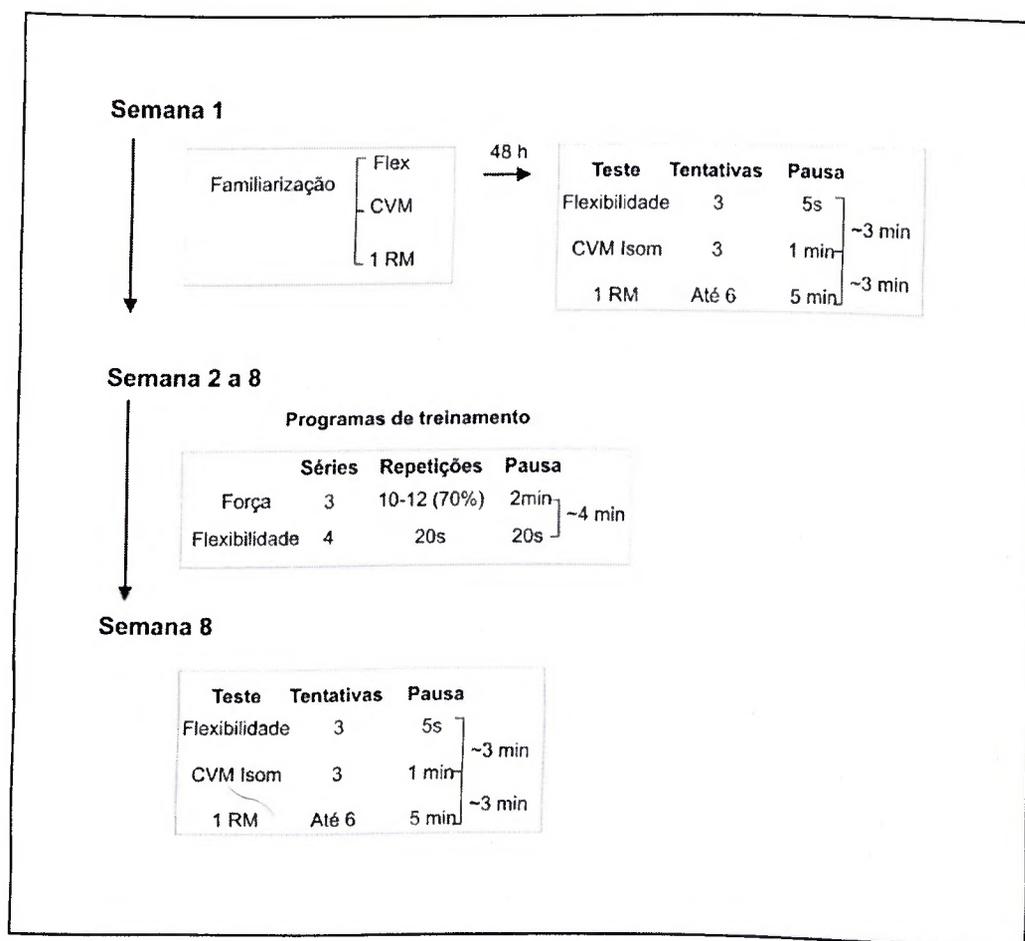


FIGURA 7 - Protocolo experimental.

## 5.4. Protocolo de Avaliação

### 5.4.1. Teste de força máxima concêntrica (1RM)

Esse teste é definido como o maior peso que pode ser movimentado somente uma vez dentro de uma amplitude de movimento pré-determinada (BERGER, 1965). Diversos pesquisadores têm utilizado esse teste para avaliar diferentes grupos musculares (NELSON *et al.*, 2001; KOKKONEN *et al.*, 1998; WILSON *et al.*, 1992). Em geral, o coeficiente de correlação para o teste-reteste do procedimento 1 RM fica em torno de  $r = 0.98$  (BERGER e HARDAGE, 1967).

O objetivo deste teste foi determinar o 1RM dos voluntários, parâmetro no qual se baseia a intensidade para o treinamento da capacidade força. Para este estudo foi utilizado o peso referente a 70% do 1RM para o treinamento da força concêntrica.

Padronização para o teste: O número máximo de 6 tentativas foi adotado para determinação da força máxima concêntrica e o intervalo de recuperação entre as tentativas foi de 3 a 5 minutos (SALE, 1991).

A tentativa foi considerada válida quando percorrida a ADM de 0 (extensão completa) a 90 ° de flexão de joelho, independentemente do tempo de execução.

Execução do teste: Inicialmente, foi realizada uma série preparatória, utilizando pesos submáximos. Em seguida, o voluntário tinha até 6 tentativas para desenvolver a força máxima concêntrica de flexão de joelhos na amplitude de movimento pré-determinada.

Parâmetro investigado: Força máxima concêntrica (1RM).

#### 5.4.2. Teste de Contração Voluntária Máxima (CVM)

Este teste tem sido amplamente utilizado para avaliar a força máxima de diferentes musculaturas (KLINGE *et al.*, 1997; FOWLES *et al.*, 2000). Força máxima é definida como o maior valor de força alcançada por meio de uma CVM contra uma resistência insuperável (SCHMIDTBLEICHER, 1984). Como consequência desta definição, a força máxima tem sido normalmente medida em condições isométricas e definida como o maior valor da curva força-tempo (SCHLUMBERGER, 2000). Devido à alta correlação entre a força máxima isométrica e força máxima concêntrica ( $r=0.90$  a  $0.95$ , indivíduos treinados), o nível de força máxima tem sido determinado também sob condições dinâmicas (através de uma ação concêntrica), como já exposto acima no tópico Teste de força máxima concêntrica (1RM). A atividade eletromiográfica também foi avaliada como indicativo do grau de ativação muscular antes e após o tratamento.

Padronização para o teste: Os voluntários mantinham-se no mesmo posicionamento em que o teste de flexibilidade foi realizado, alterando somente o braço mecânico para  $21^\circ$  e o posicionamento dos membros superiores que eram cruzados sobre o tronco. Foram realizadas 3 contrações máximas de 2 segundos com intervalos de 1 minuto entre cada contração (SALE, 1991). O calcanhar do voluntário ficou apoiado sobre a plataforma de força (Refitronic®), que mensurava a força máxima de cada um dos membros inferiores separadamente.

Execução do teste: Ao comando do avaliador, o voluntário deveria desenvolver a maior força possível de flexão de joelho. Durante a realização do teste, os voluntários foram estimulados verbalmente. Os voluntários foram avaliados

no aparelho *Flexmachine*, o qual garante um posicionamento padrão para a avaliação.

Parâmetros investigados: Força máxima e integral do sinal eletromiográfico (iEMG).

#### 5.4.3. Teste de flexibilidade

Modelos de avaliação da flexibilidade similares ao adotado no presente projeto têm sido utilizados em muitos estudos (CHAGAS e SCHMIDTBLEICHER, 2001; KLINGE *et al.* 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1995a; 1996a, b; 1998, 2000a, b)

Padronização para o teste: Foram realizadas três tentativas para cada membro inferior. Em cada tentativa, o joelho do voluntário foi estendido passivamente a uma velocidade de 5°/s (BLACKBURN, 2004; GRILL e HALLETT, 1995), até o alcance da ADM máxima determinada pela percepção subjetiva individual e imediatamente retornado à posição inicial. O intervalo entre cada tentativa foi o tempo necessário para ajustar o programa para uma nova mensuração, no máximo 5 segundos.

Execução do teste: Com o voluntário já devidamente posicionado no aparelho, este recebia dois dispositivos: um para acionamento do motor e outro para registro da percepção subjetiva do alongamento. Ao comando do avaliador, o voluntário apertava um interruptor no dispositivo para acionar o motor, iniciando desta forma a manobra de alongamento. À primeira sensação de alongamento, ou tensão na musculatura alongada, o voluntário pressionava o botão do dispositivo da percepção subjetiva do alongamento, enquanto continuava a realizar a extensão do

Joelho. Ao alcançar a ADM máxima, o voluntário acionava o botão responsável por descer o braço mecânico até que esse retornasse à posição inicial.

Parâmetros investigados: ADM máxima, torque passivo máximo, percepção subjetiva do alongamento (PSA). O parâmetro PSA é subdividido em PSA\_ADM e PSA\_Torque. Os valores obtidos para estes parâmetros (PSA\_ADM e PSA\_Torque) são as representações da ADM e torque passivo no momento em que o voluntário pressionava o dispositivo manual da PSA.

A rigidez é calculada através da inclinação da curva torque passivo x ADM. Para o cálculo da rigidez, a curva torque passivo x ADM foi dividida em terços e a inclinação do segundo e terceiro terços da curva foram calculadas. Para que a rigidez pudesse ser comparada nas situações pré e pós-treinamento, as curvas torque passivo x ADM foram analisadas simultaneamente permitindo que o menor valor de ADM máxima fosse utilizado como base para o cálculo dos terços da curva.

## 5.5. Protocolo de Treinamento

### 5.5.1. Treinamento da força

O treinamento consistiu de 3 séries de 10-12 repetições a 70% de 1 RM. O intervalo entre as séries foi de 120 segundos e a velocidade de execução de 3 segundos por repetição. Foram consideradas válidas as repetições executadas com amplitude completa (aproximadamente 90°) e nas quais o tempo não fosse inferior a 2 segundos (HIGBIE *et al.*, 1996; KUBO *et al.* 2002)

Para preservar a individualização do treinamento os aumentos ocorreram de forma relativa, baseado em percentual do teste de 1 RM.

### 5.5.2. Treinamento da flexibilidade

O treinamento da flexibilidade era realizado 4 minutos após o término do treinamento da força. Esta seqüência foi baseada em estudos que verificaram uma redução significativa do desempenho de força após uma sessão de treinamento da flexibilidade (AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2000; KOKKONEN *et al.*, 1998; NELSON *et al.*, 2001; POWER, 2004; WEIR *et al.*, 2005)

O treinamento da flexibilidade foi realizado 2 vezes por semana, durante 6 semanas. A técnica de alongamento utilizada foi a passiva estática com 4 séries de 20 segundos, com pausa entre as séries de aproximadamente 20 segundos. A velocidade de alongamento era fixada a 5°/s (GRILL e HALLETT, 1995).

As normativas da carga de treinamento adotadas foram baseadas em estudos desta capacidade. O período de seis semanas escolhido para este estudo está baseado nos estudos de Bandy e Irion, (1994, 1997, 1998), Willy *et al.* (2001) e Reid and McNair (2004), os quais observaram um aumento significativo da ADM após este período de treinamento.

A freqüência de 2 vezes por semana pode ser considerada eficaz para esta capacidade, visto que Borms *et al.* (1987) obtiveram ganhos significativos de ADM com a freqüência de 2 vezes por semana e duração de 10, 20 e 30 segundos. A duração total de treinamento realizada neste estudo foi de 200, 400 e 600 segundos, respectivamente. Esta duração, no entanto, é inferior aos 1440 segundos propostos no presente estudo.

A duração do estímulo de alongamento proposta baseia-se no estudo de Taylor *et al.* (1990). Os autores verificaram que a maior redução do relaxamento sob tensão ocorria após 12 ou 18 segundos posteriormente ao pico de torque (tempo 0

s). No mesmo estudo foi mostrado que o torque passivo teve uma redução maior nas primeiras 4 séries do que nas tentativas subseqüentes (5-10), indicando que as maiores adaptações da unidade musculotendínea ocorreram nas 4 séries iniciais.

Esses resultados foram também comprovados em humanos por Magnusson *et al.* (1996b) e McHugh *et al.* (1992). Outros estudos, como Borms *et al.* (1987) e Roberts e Wilson (1999) utilizaram durações inferiores a 20 segundos de alongamento e obtiveram aumentos significativos de ADM.

A tabela 2 apresenta resumidamente as principais características dos protocolos de treinamento para cada grupo experimental.

TABELA 2  
Protocolo de treinamento dos subgrupos Concêntrico e Concêntrico\_Flex.

Grupos	Conteúdo de treinamento	Séries	Rep.	Duração estímulo	Pausa entre séries	Intensidade
Concêntrico	Força	3	10-12	3 s	2 min	70% *
Concêntrico	Força	3	10-12	3 s	2 min	70% *
_Flex	Flexibilidade	4	1	20 s	20 s	Máxima

Legenda: Rep. – Repetição

\* 1RM

## 5.6. Parâmetros Estudados

Parâmetro	Descrição
Torque MÁX (Nm)	Torque passivo máximo: maior valor de torque da curva Torque passivo x tempo
ADM <sub>MÁX</sub> (°)	Maior valor de ADM da curva ADM x tempo
PSA	Parâmetro obtido no momento da primeira percepção subjetiva do alongamento. Com a marcação do comando foram registradas a ADM e torque passivo.
Rigidez	Inclinação da curva Torque passivo x ADM. A curva foi dividida em terços iguais, e o segundo e terceiro terços foram analisados.
Energia	Área abaixo da curva Torque passivo x ADM. As áreas abaixo do segundo e terceiro terços foram analisadas.
CVM	Maior valor de torque gerado durante o teste isométrico de contração voluntária máxima.
iEMG	Integral da atividade eletromiográfica obtida durante a CVM, por um período de 1,5 segundo.
1 RM	O maior peso movimentado somente uma vez dentro da amplitude de movimento pré-determinada.

### QUADRO 1- Descrição dos parâmetros estudados.

Legenda: Máx- Máximo; T- Torque; t – Tempo; PSA – Percepção Subjetiva do Alongamento; ADM- Amplitude de Movimento; CVM – Contração Voluntária Máxima; EMG- Eletromiografia; 1RM- Teste de 1 Repetição Máxima

## 5.7. Análise Estatística

Inicialmente foram realizadas as análises descritivas para todos os parâmetros mensurados. Através desta análise foram obtidas as médias, desvios-padrão, os valores mínimos e máximos para os parâmetros  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , PSA, CVM, rigidez, energia e iEMG. Para os mesmos parâmetros o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para assegurar a distribuição normal dos dados. Todos os parâmetros testados apresentaram distribuição normal.

Análises de variância para medidas repetidas (ANOVAMR) foram utilizadas para determinar se a média dos valores obtidos diferia no tempo (pré e pós-treinamento), entre os grupos ou na interação Grupo X Tempo. A análise de contrastes (*Post Hoc*) *Scheffe* foi utilizada para verificar a variação na diferença das médias entre os grupos para cada um dos tempos estudados. Para a realização da ANOVAMR foram utilizados os valores obtidos pelos membros inferiores direito e esquerdo do grupo concêntrico (CONC e CONC+Flex, n=12) e pelo membro inferior direito do grupo controle (n=10).

O parâmetro uma repetição máxima (1RM) foi analisado através da ANOVA 2 x 2 com medidas repetidas. Essa análise possibilitou comparar os os fatores grupo (concêntrico e controle) e tempo (pré e pós-treinamento).

A análise da confiabilidade dos procedimentos da coleta foi realizada através do cálculo do coeficiente correlação intraclassa (CCI 3,1) (BANDY e IRION, 1997 e PORTNEY e WATKINS, 2000) e determinação do erro do método (EM) (SALE, 1992). Para este procedimento, os valores obtidos em ambos os membros inferiores do grupo controle foram utilizados (n=19).

Os parâmetros mensurados com a utilização do conversor analógico-digital (CVM, iEMG, ADM máxima, Torque passivo máximo e PSA) foram obtidos com a frequência de aquisição de 4000 Hz.

O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ . Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa Statistica 5.0 (Statsoft).

## 6. RESULTADOS

### 6.1. Confiabilidade

A confiabilidade das medidas foi realizada através do procedimento de teste-reteste utilizando o coeficiente de correlação intraclasse (CCI 3,1) e do cálculo do método do erro (ME) (SALE, 1991). O quadro 2 apresenta os valores de CCI e ME para os parâmetros estudados.

QUADRO 2  
Valores de CCI e ME para os parâmetros estudados.

PARÂMETROS	CCI (3,1)	ME (%)
ADM <sub>máx</sub>	0,935	6,758
Torque passivo <sub>máx</sub>	0,982	9,180
Rigidez 2/3	0,862	20,105
Rigidez 3/3	0,863	17,095
Energia 2/3	0,897	21,849
Energia 3/3	0,946	18,667
CVM	0,805	8,993
PSA _ADM	0,948	12,711
PSA _torque	0,931	16,913
Integral EMG Posteriores da coxa	0,935	18,564
Integral EMG Gastrocnêmio	0,902	21,454

Legenda: CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; ME – Método do Erro; ADM – Amplitude de Movimento; CVM – Contração Voluntária Máxima; PSA - Percepção Subjetiva do Alongamento; EMG – Eletromiografia

## 6.2. Teste de força máxima concêntrica (1RM)

A média dos valores da força máxima concêntrica obtida no teste de 1RM para o grupo controle foi 83,5 kg ( $\pm 11,3$ ) no pré-treinamento e 86,0 kg ( $\pm 11,7$ ) no pós-treinamento, enquanto para o grupo concêntrico foi 76,7 kg ( $\pm 17,8$ ) e 91,8 kg ( $\pm 17,0$ ) no pré e pós-treinamento, respectivamente. Não houve diferença significativa entre os grupos para a situação pré-treinamento (FIG. 8). Diferenças significativas foram observadas ( $F=24.76$ ,  $P<0.0001$ ), indicando que as diferenças dependeram do grupo e só foram significativas para o grupo concêntrico. O poder estatístico da análise foi 1,000.

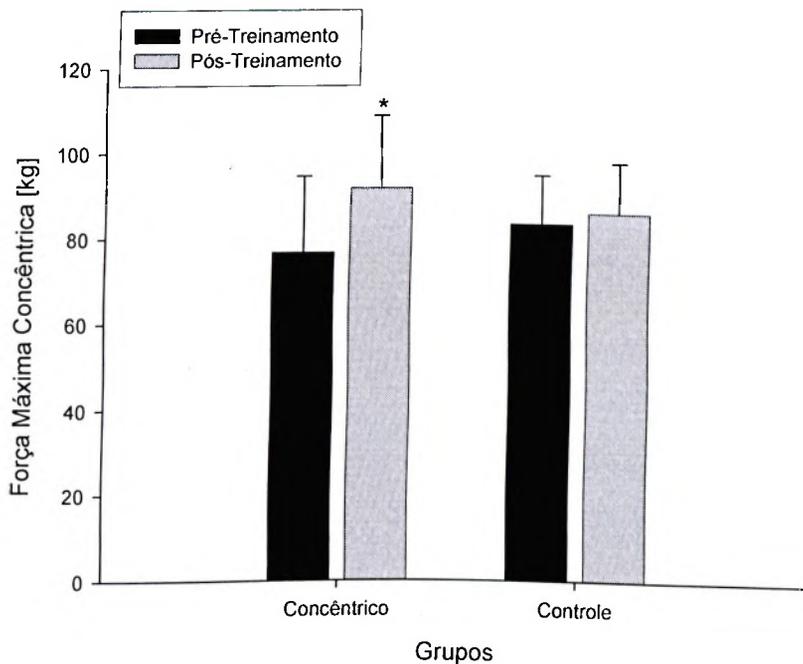


FIGURA 8- Média e desvio-padrão dos valores de força máxima concêntrica na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico e controle.  
\*  $p<0,001$  Diferente do pré-treinamento

### 6.3. Teste de Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVM)

Para o parâmetro CVM, não foi encontrada diferença significativa entre as médias dos três grupos na situação pré-treinamento. A análise de variância mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F= 24,227$ ;  $p<0,001$ ). O teste contrastes indicou que houve aumento significativo para a CVM para os grupos concêntrico\_flex ( $p=0,003$ ) e concêntrico ( $p=0,026$ ) na comparação entre pré e pós-treinamento (FIG. 9). Não foi verificada diferença significativa entre os valores médios de torque entre os grupos concêntrico e concêntrico\_flex na condição pós-treinamento ( $p=0,557$ ). O poder estatístico da análise foi 0,999.

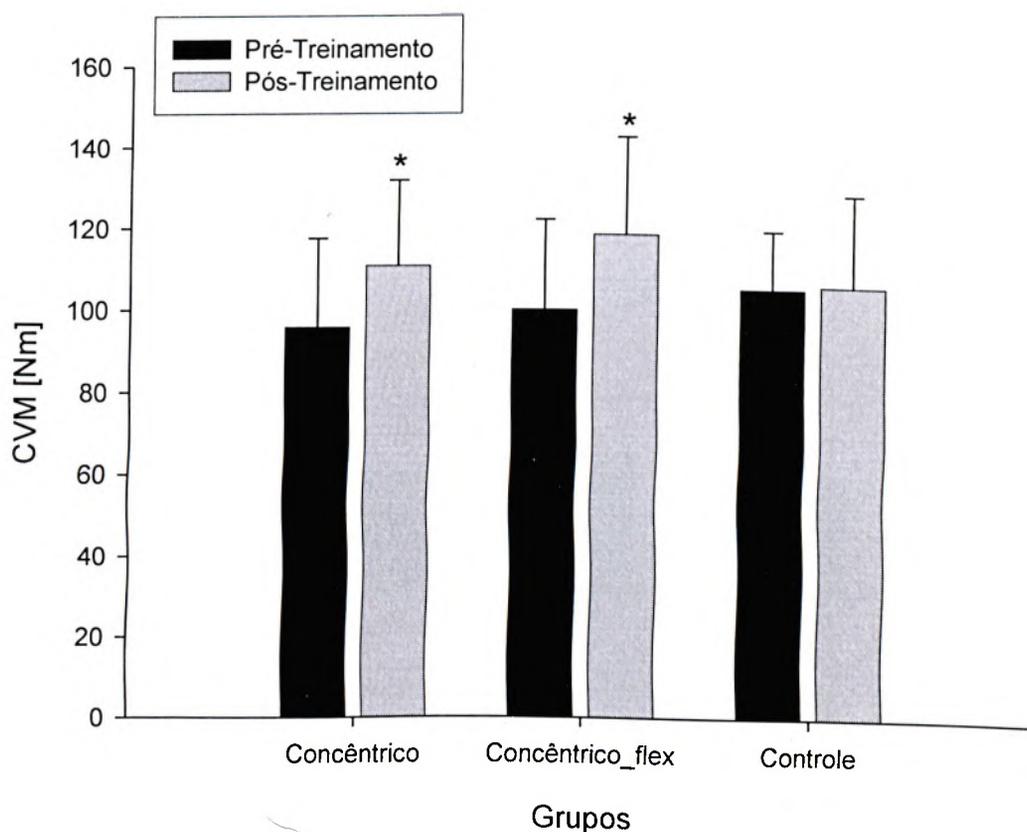


FIGURA 9- Média e desvio-padrão da contração voluntária máxima isométrica na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

\*  $p<0,05$  Diferente do pré-treinamento

#### 6.4. Eletromiografia

As médias do parâmetro integral do sinal eletromiográfico dos músculos posteriores da coxa e gastrocnêmio medial não apresentaram diferenças significativas entre os grupos para a condição pré-treinamento. A análise de variância não mostrou diferença significativa para o fator tempo para os posteriores da coxa ( $F=5,263$ ;  $p=0,029$ ) e para o gastrocnêmio ( $F=0,098$ ;  $p=0,756$ ) (FIG. 10). O poder estatístico encontrado para este parâmetro foi 0,604 e 0,061 para os grupos musculares posteriores da coxa e gastrocnêmio medial, respectivamente.

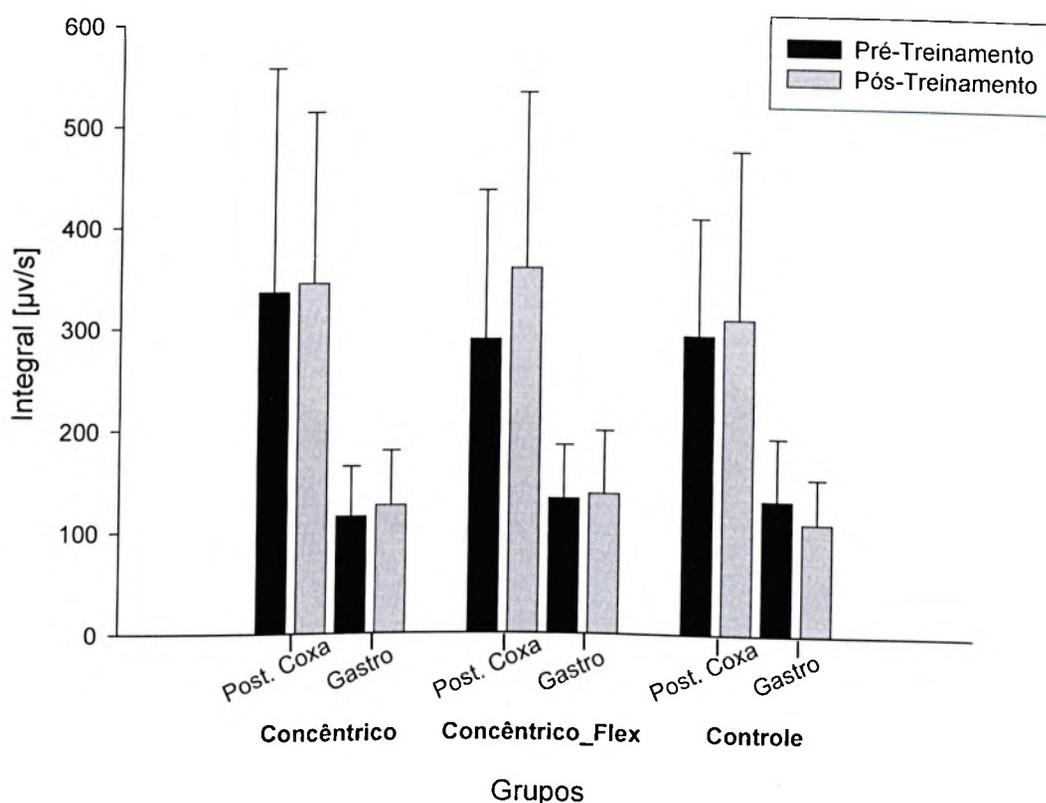


FIGURA 10 - Média e desvio-padrão do parâmetro integral do sinal eletromiográfico dos músculos posteriores da coxa e gastrocnêmio na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

### 6.5. ADM Máxima ( $ADM_{m\acute{a}x}$ )

Na comparação das médias da  $ADM_{m\acute{a}x}$  de extensão do joelho não foi verificada diferença significativa entre os grupos estudados para a condição pré-treinamento. A análise de variância mostrou diferença significativa para o fator tempo ( $F=19,27998$ ;  $p<0,001$ ). O teste contrastes apresentou aumento significativo da  $ADM_{m\acute{a}x}$  para o grupo concêntrico\_flex ( $p<0,001$ ) na comparação entre o pré e pós-treinamento (FIG. 11). O poder estatístico encontrado para este parâmetro foi 0,989.

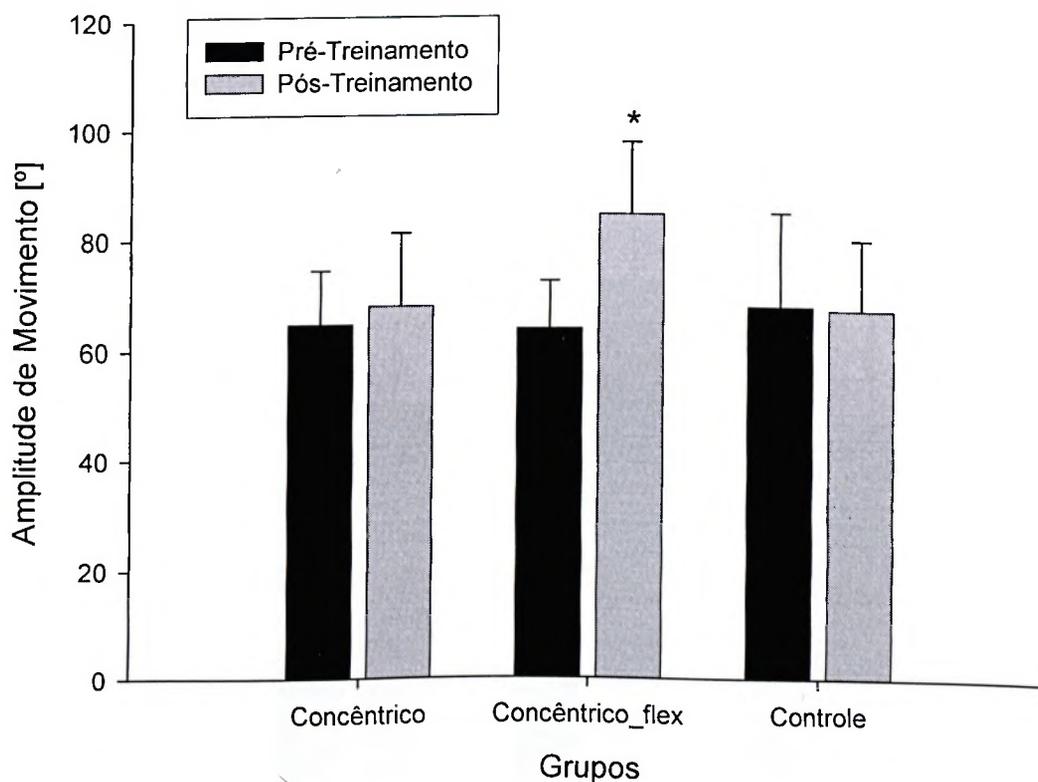


FIGURA 11- Média e desvio-padrão da ADM máxima na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.  
\*  $p<0,001$  Diferente do pré-treinamento

### 6.6. Torque Passivo Máximo

A média do torque passivo máximo alcançado durante o teste de flexibilidade não apresentou diferença significativa entre os grupos para a condição pré-treinamento. A análise de variância mostrou aumento significativo desse parâmetro para o fator tempo ( $F= 17,775$ ;  $p<0,001$ ). O teste contrastes encontrou aumento significativo do torque passivo máximo para o grupo concêntrico\_flex na comparação entre pré e pós-treinamento ( $p<0,001$ ) (FIG. 12). O poder estatístico encontrado para o parâmetro torque passivo máximo foi 0,983.

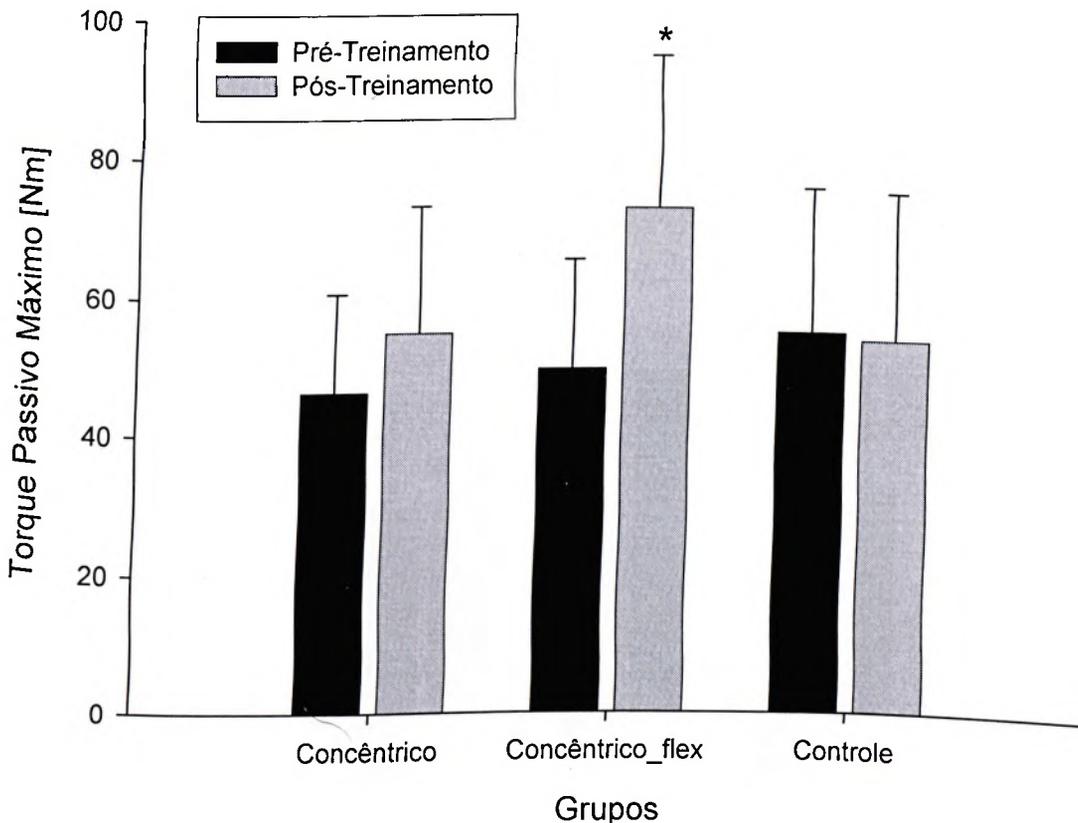


FIGURA 12- Média e desvio-padrão do torque passivo máximo na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

\*  $p < 0,001$  Diferente do pré-treinamento

### 6.7. Percepção Subjetiva do Alongamento (PSA)

Para os parâmetros PSA\_ADM e PSA\_Torque passivo, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para a condição pré-treinamento. A ANOVAMR apresentou diferença significativa entre as médias dos valores na comparação entre o pré e pós-treinamento para a PSA\_ADM ( $F=29,798$ ;  $p < 0,001$ ) e PSA\_Torque passivo ( $F=20,992$ ;  $p < 0,001$ ). O teste contrastes mostrou aumento significativo para o grupo concêntrico\_flex para os parâmetros PSA\_ADM ( $p < 0,0001$ ) e PSA\_Torque passivo ( $p=0,003$ ) (FIG. 13 e 14). O poder estatístico encontrado para os parâmetros PSA\_ADM e PSA\_Torque passivo foi 0,982 e 0,963, respectivamente.

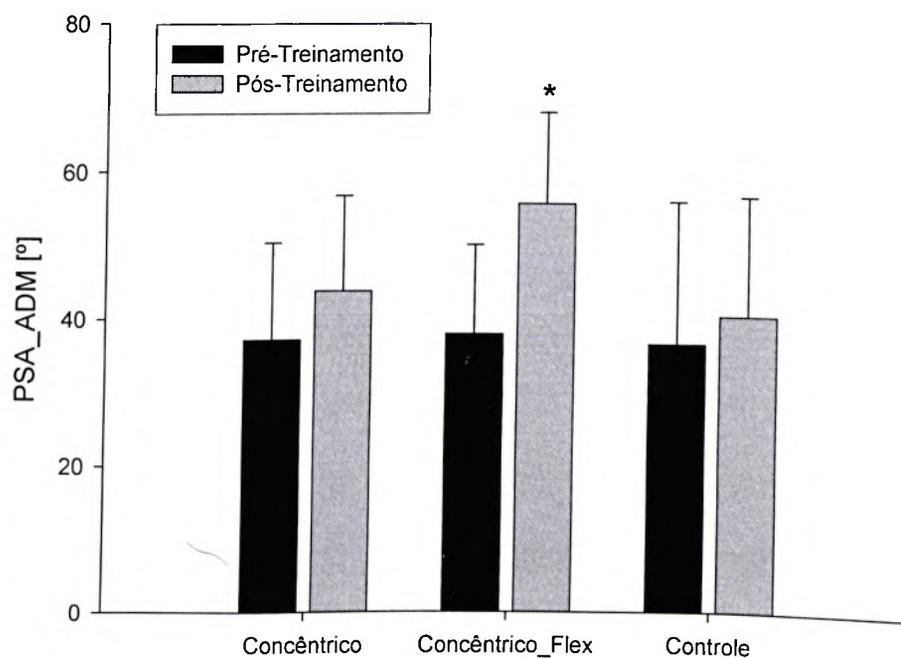


FIGURA 13- Média e desvio-padrão da PSA\_ADM na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

\*  $p < 0,01$  Diferente do pré-treino

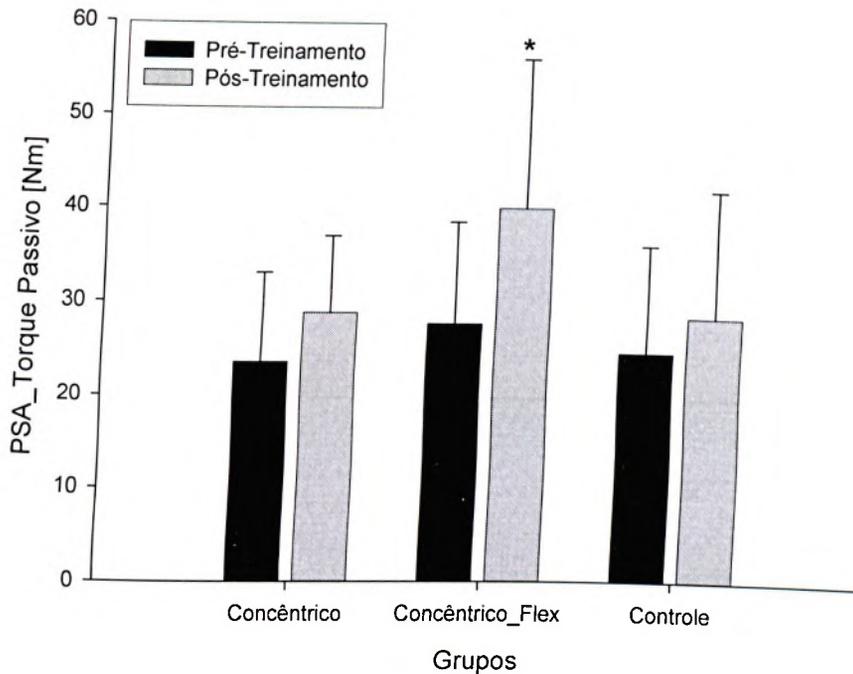


FIGURA 14- Média e desvio-padrão da PSA\_torque passivo na condição pré e pós-treino para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

\*  $p < 0,01$  Diferente do pré-treino

## 6.8. Rigidez

Para a condição pré-treino não foi verificada diferença significativa entre os grupos para os parâmetros rigidez 2/3 e rigidez 3/3. A análise de variância não mostrou diferença entre os grupos para o fator tempo ( $F=1,468$ ;  $p=0,235$  e  $F=0,451$ ;  $p=0,507$ ) (FIG. 15). O poder estatístico encontrado para os parâmetros rigidez 2/3 e rigidez 3/3 foi 0,217 e 0,100, respectivamente.

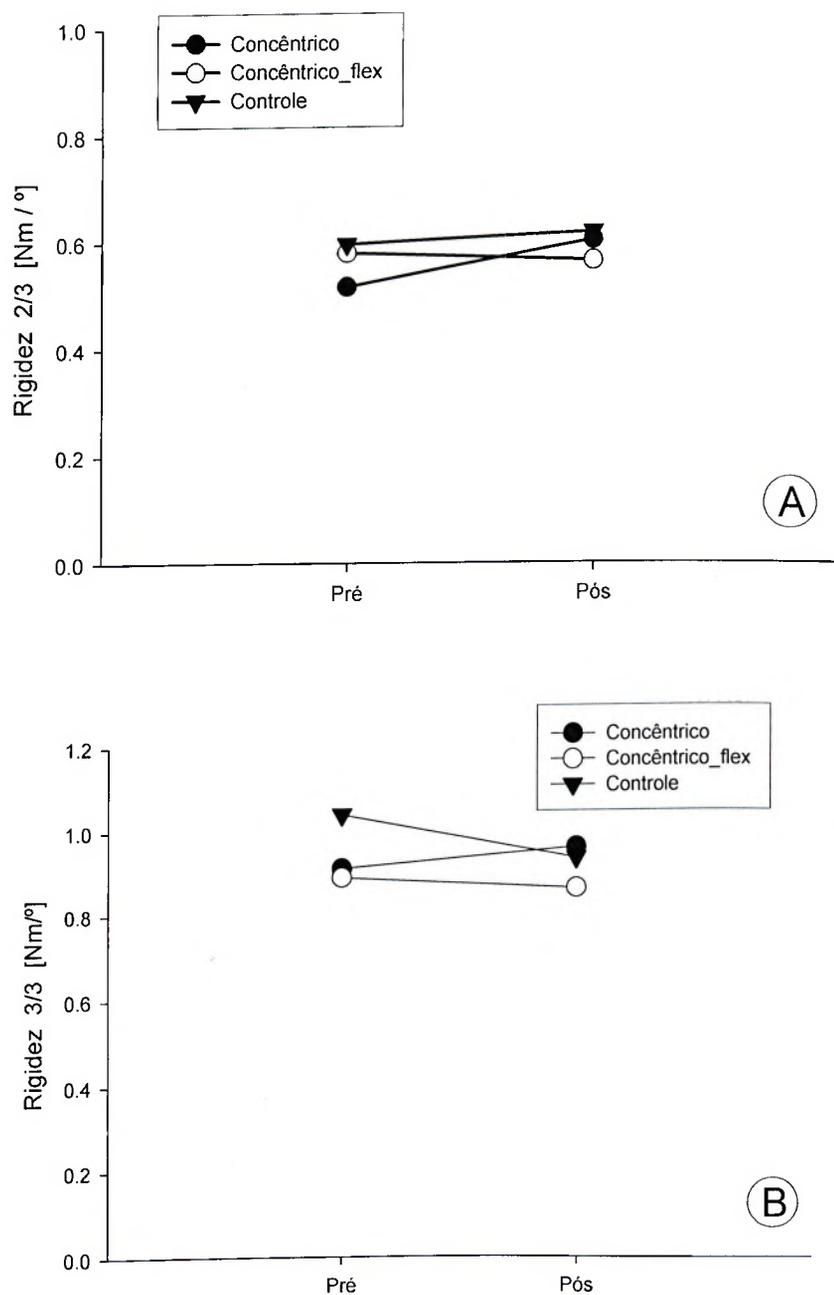


FIGURA 15- Média e desvio-padrão de rigidez 2/3 (A) e rigidez 3/3 (B) na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

## 6.9. Energia

Não foi verificada diferença significativa entre os grupos na condição pré-treinamento para o parâmetro energia 2/3 e energia 3/3. A análise de variância não mostrou diferença significativa para o fator tempo para o parâmetro energia 2/3 ( $F=0,617$ ;  $p=0,438$ ) e energia 3/3 ( $F=1,323$ ;  $p=0,259$ ) (FIG. 16). O poder estatístico dos parâmetros energia 2/3 e energia 3/3 foi 0,119 e 0,200, respectivamente.

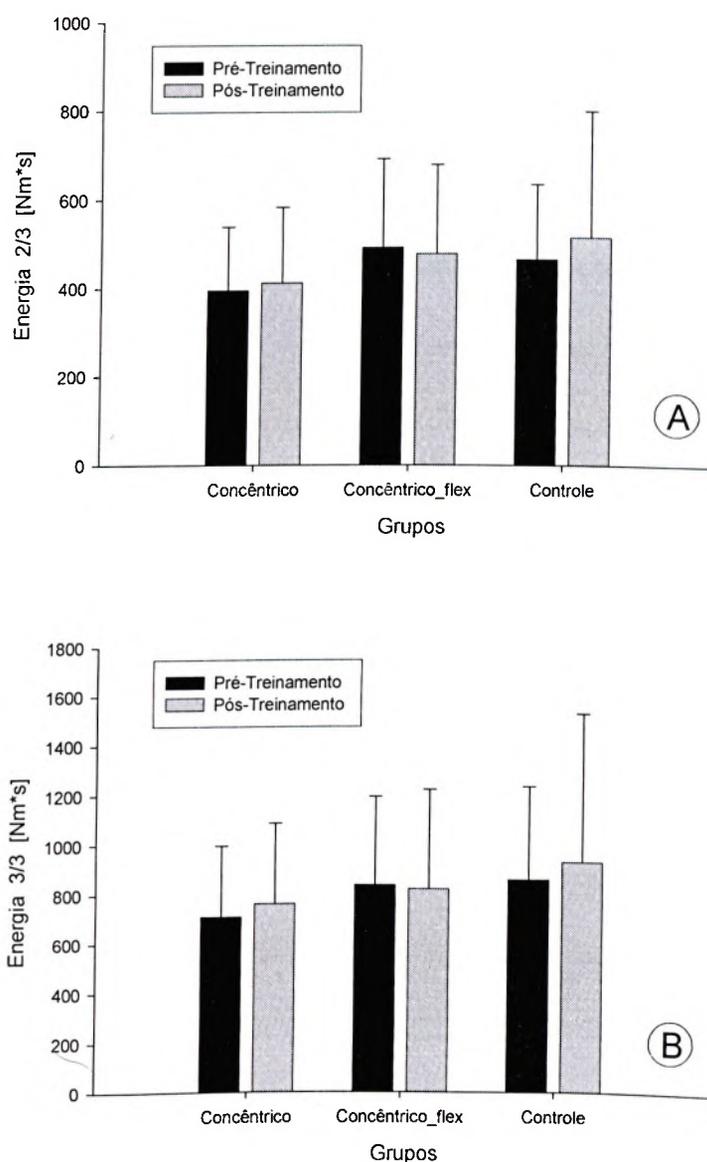


FIGURA 16- Média e desvio-padrão da energia 2/3 (A) e energia 3/3 (B) na condição pré e pós-treinamento para o grupo concêntrico, concêntrico\_flex e controle.

## 7. DISCUSSÃO

### Confiabilidade das medidas

A confiabilidade realizada no presente estudo mostrou que após um intervalo de 6 semanas, os parâmetros estudados apresentaram alta confiabilidade. O parâmetro ADM apresentou o coeficiente de variação de 0,94 e um ME de 6,76%. Estudos utilizando o teste ativo de extensão do joelho encontraram valores de CCI para ADM 0,82 e 0,99 (SULLIVAN *et al.*, 1992; WILLY *et al.*, 2001). Bandy e Irion (1994) realizaram o teste de extensão passiva do joelho e obtiveram um CCI de 0,91. Os estudos de Willy *et al.* (2001) e Sullivan *et al.* (1992) realizaram as duas medidas utilizadas na confiabilidade no mesmo dia, enquanto no estudo de Bandy e Irion (1994) o teste-reteste foi realizado com uma semana de intervalo, intervalos esses inferiores às 6 semanas utilizadas neste estudo.

A análise estatística encontrou um CCI de 0,98 para o torque passivo máximo e um ME de 9,18%. Esses valores estão de acordo com os valores encontrados na literatura. Magnusson *et al.* (1995a) encontraram um  $r=0,99$  para este parâmetro e um CV de 6,5%, no entanto, esses utilizaram um intervalo entre o pré e pós teste de uma hora o que confere maior confiabilidade à essa medida. Klinge *et al.* (1997) encontraram um coeficiente de correlação de  $r=0,99$  para o intervalo de uma hora e de 0,91 quando testado em dias diferentes. Isso demonstra o alto valor de confiabilidade do procedimento utilizado neste estudo.

Magnusson *et al.* (1996b) verificaram a confiabilidade dos parâmetros rigidez passiva e energia e encontraram valores de  $r=0,91$  e 0,99 respectivamente,

enquanto Wilson *et al.* (1992) encontraram uma correlação de 0,89 para rigidez após 8 semanas. No presente estudo, o CCI para a rigidez de 2º e 3º terço foi de 0,86 e o método do erro apresentou valores de 20,1% e 17,0%, respectivamente. A energia obteve valores de CCI de 0,90 e 0,95 para 2º e 3º terço da curva torque passivo x ADM, e ME de 18,7% e 21,8%, respectivamente. O ME para o segundo terço da curva torque passivo x ADM foi 5,8% e para o terceiro terço de 14,5%. A diferença encontrada entre os valores da confiabilidade deste estudo e daqueles apresentados por Magnusson *et al.* (1996b) foi provavelmente determinada pelo intervalo entre as duas coletas (6 semanas X uma hora). A energia no estudo de Magnusson *et al.* (1996a) foi calculada como toda a área abaixo da curva, enquanto neste estudo a energia foi calculada separadamente para cada terço da curva. Aquino (2005) pesquisou a confiabilidade das medidas de 10 indivíduos para os parâmetros rigidez e energia com um intervalo de 3 semanas entre as medidas. O CCI para rigidez foi de 0,889, sendo que os valores para o 1º, 2º e 3º terço da curva foram 0,849, 0,842 e 0,934, respectivamente. A energia obteve valor de CCI de 0,851. Desta forma, podemos concluir que os parâmetros rigidez e energia obtiveram alta confiabilidade apesar do maior intervalo entre as avaliações.

Yang e Winter (1983) verificaram a confiabilidade do teste de contração isométrica através do CCI e do coeficiente de variação. O teste de CVM foi aplicado em 3 dias diferentes no período de duas semanas. Esse teste foi realizado 5 vezes para as intensidades de 100%, 50% e 30% da CVM. Os resultados desse estudo mostraram que a confiabilidade do teste de CVM quando aplicado em dias distintos em 3 tentativas possui um CCI de 0,73 com um CV de 16,4%. Esses resultados demonstram a alta confiabilidade dos valores encontrados no presente estudo onde o CCI foi de 0,81 e o ME de 8,99%.

O parâmetro iEMG dos grupos musculares posteriores da coxa e gastrocnêmio medial obteve valores de 0,90 e 0,94 para o CCI, e 18,6 e 21,5% para o ME respectivamente. Esses valores de CCI estão de acordo como o estudo de Mathur *et al.* (2005), que encontrou uma variação de CCI entre 0,58 e 0,99. Higbie *et al.* (1997) verificaram a confiabilidade da iEMG durante a ação muscular concêntrica. Os autores encontraram valores de CCI superiores a 0,90. Narici *et al.* (1989, 1996) encontraram um coeficiente de variação entre 7% e 9% para as medidas da iEMG. Esses estudos demonstram a boa confiabilidade desse parâmetro através do procedimento empregado.

#### Desempenho de força muscular

##### Força Máxima Concêntrica (1 RM)

A carga de treinamento utilizada neste estudo foi suficiente para produzir melhora da força máxima concêntrica. O treinamento da força realizado neste estudo resultou em aumento significativo de 15,1kg (20%) para o grupo concêntrico no teste de 1RM, sem alteração significativa para o grupo controle.

Higbie *et al.* (1996) realizaram o treinamento da força puramente concêntrico em um dinamômetro isocinético durante 10 semanas e observaram aumento de 18,4% da força concêntrica, corroborando com os resultados do presente estudo.

Os estudos de Weir *et al.* (1997) e Hortobágyi *et al.* (1996a) encontraram ganho de força concêntrica entre 36,0 e 41,8%, respectivamente. Diferenças metodológicas podem justificar os menores ganhos encontrados no presente estudo.

Nos estudos de Weir *et al.* (1997) e Hortobágyi *et al.* (1996a) o treinamento e avaliação da força foram realizados de maneira unilateral. Isso possibilita que uma maior força seja realizada durante as contrações unilaterais quando comparadas às bilaterais (WEIR *et al.*, 1997). Esse mecanismo é chamado de déficit bilateral, e demonstra que a força gerada bilateralmente é inferior ao somatório das forças geradas por cada membro separadamente em indivíduos destreinados. No estudo de Weir *et al.* (1997) a duração do treinamento foi de 8 semanas o que possibilita maior tempo de adaptação ao treinamento. Os autores apresentam um gráfico dos testes de 1 RM realizados a cada 2 semanas, o qual mostra ganho de força entre a 6ª e 8ª semana. Hortobágyi *et al.* (1996a) pesquisaram a força por um período de 6 semanas, no entanto, uma maior carga de treinamento foi realizada nesse estudo visto que o treinamento da força foi realizado em um dinamômetro isocinético, com a frequência de 4 vezes por semana e 4 séries por sessão, totalizando 824 repetições. No presente estudo o treinamento consistiu de 3 séries de 10 a 12 repetições com uma frequência de 3 sessões semanais, totalizando entre 540 e 648 repetições.

Devido ao tempo de treinamento utilizado é esperado que o treinamento da força gerasse adaptações morfológicas e neurais. Alterações morfológicas, como o aumento da AST e aumento da densidade muscular dos músculos treinados, eram esperadas. Segundo Claassen *et al.* (1989) e Jones e Rutherford (1987), o treinamento da força aumenta a densidade muscular. Claassen *et al.* (1989) verificaram o aumento da densidade muscular após 6 semanas de treinamento. A hipertrofia também seria uma adaptação esperada. Segundo Moritani e DeVries (1979) a hipertrofia pode ser significativa após o período de 5 semanas de treinamento, enquanto Seynnes *et al.* (2007) verificaram aumento da AST após apenas 20 dias de treinamento. Por este motivo, apesar de não ter sido mensurado

no presente estudo, é esperado que o treinamento da força tenha gerado alteração na AST muscular.

As adaptações neurais são comumente citadas como conseqüências do treinamento da força. Segundo Moritani e DeVries (1979) após duas semanas de treinamento 80% dos ganhos de força obtidos são decorrentes das adaptações neurais. No presente estudo, no entanto, não foi mensurado o sinal eletromiográfico durante o teste de 1RM. O estudo de Higbie *et al.* (1996) verificou que após 10 semanas de treinamento da força dinâmico utilizando isoladamente a ação concêntrica, o parâmetro iEMG apresentou aumento de 21,7% quando mensurado durante a ação concêntrica. Hortobágyi *et al.* (1996 a, b) verificaram aumento de 28% e 36% do sinal eletromiográfico após o treinamento e avaliação da força utilizando a ação concêntrica. Desta forma, apesar da iEMG não ter sido mensurada durante o teste de 1RM é esperado que tenha ocorrido adaptações para este parâmetro.

## CVM

Os resultados deste estudo mostraram um aumento significativo da força mensurada através do teste de CVM para os grupos concêntrico e Concêntrico\_flex, sem alteração para o grupo controle. O grupo Concêntrico\_flex apresentou um aumento de 18,4 kg (18,4%) e o grupo concêntrico obteve um aumento de 15,0 kg (15,6%).

Os ganhos verificados no teste de CVM estão de acordo com os 7 a 18% de aumentos obtidos por Hortobágyi *et al.* (1996), Weir *et al.* (1997) e Jones e Rutherford (1987) após 6 a 12 semanas de treinamento concêntrico. Weir *et al.*

(1997) demonstraram uma variação do ganho de força testado de forma isométrica entre 7,8 e 18% dependendo da angulação medida.

Explicações para o aumento significativo da CVM estão relacionadas com adaptações morfológicas decorrentes do treinamento da força. O treinamento da força concêntrico gera alterações da área de secção transversa da musculatura treinada (HIGBIE *et al.*, 1996; JONES e RUTHERFORD, 1987) e da densidade muscular (CLAASSEN *et al.*, 1989; JONES e RUTHERFORD; 1987). Assim, o aumento da capacidade de gerar força decorrente do aumento da AST ou aumento da força por AST (NARICI *et al.*, 1996) permitiria que uma maior força fosse gerada após o treinamento sem a alteração do número de UM recrutadas.

O teste de CVM utilizado neste estudo demonstra que o ganho de força foi decorrente de alterações morfológicas, visto que não houve treinamento para o movimento testado (sem interferência do aprendizado) (THORSTENSSON *et al.*, 1976a, b) e devido à especificidade da posição utilizada durante o treinamento da força (SMITH *et al.*, 1997). Thorstensson *et al.* (1976a, b) demonstraram que os ganhos do treinamento da força são específicos para o movimento treinado. Isso foi demonstrado também por Jones e Rutherford (1987) para a ação muscular concêntrica. No estudo de Jones e Rutherford (1987) os voluntários realizaram o treinamento unilateral concêntrico por 12 semanas. Apesar do peso utilizado para o treinamento ter sofrido aumento de 250%, um aumento de 15% foi encontrado para o teste isométrico. Resultado semelhante foi verificado no estudo de Hortobágyi *et al.* (1996a). Os autores verificaram um aumento do pico de torque concêntrico de 36%, e apenas 16% na força isométrica máxima após 6 semanas de treinamento.

Podemos inferir que o treinamento longitudinal da flexibilidade não afeta o parâmetro CVM, visto que ambos os grupos, concêntrico e Concêntrico\_flex, não apresentaram diferenças significativas entre eles.

## EMG

Os resultados do presente estudo não mostraram alteração significativa para o parâmetro integral do sinal eletromiográfico dos músculos posteriores da coxa e gastrocnêmio. Os resultados de Thorstensson *et al.* (1976b), Narici *et al.* (1996), Garfinkel e Cafarelli (1992) e Carolan e Cafarelli (2002) corroboram com este estudo. Nesses estudos os autores encontraram aumento na força máxima isométrica e no teste de 1RM (NARICI *et al.*, 1996), sem alteração significativa do sinal eletromiográfico.

A metodologia utilizada neste estudo nos permite descartar algumas possibilidades de interferências nos resultados. O posicionamento dos eletrodos é um fator constante de preocupações durante estudos longitudinais. No entanto, todos os voluntários deste estudo permaneceram com as marcações realizadas no entorno dos eletrodos até o pós-treinamento, garantindo o posicionamento dos eletrodos na mesma posição da situação pré-treinamento.

Os resultados encontrados podem ser atribuídos a fatores como a especificidade de treinamento e testagem. Durante o estudo o treinamento de força foi realizado em um aparelho banco flexor do joelho, no entanto, a integral do sinal eletromiográfico foi obtida durante o teste de força realizado no *fleximachine*. Segundo Smith *et al.* (1997), a curva força x ADM do movimento de flexão do joelho é alterada pela flexão do quadril. Assim, o método de testagem não foi específico

para o treinamento realizado. Segundo Thorstensson *et al.* (1976a), a magnitude do aumento de força medido depende da similaridade entre o teste de força realizado e o exercício utilizado durante o treinamento. Esses autores verificaram que após 8 semanas de treinamento da força foi encontrado melhora superior a 60% do 1RM para o agachamento, um aumento inferior mais significativo na contração isométrica, e uma alteração não significativa durante a mensuração da força no banco extensor de joelhos.

A especificidade da ação muscular utilizada durante o treinamento da força e a testagem também pode ter influenciado para o resultado encontrado. Segundo Hortobágyi (1996a), o aumento do sinal eletromiográfico é específico para o modo de contração desempenhado. Nesse estudo o treinamento concêntrico obteve maior sinal eletromiográfico durante as atividades concêntricas (36%) do que durante o teste isométrico (18%). O resultado encontrado pode ser explicado pela diferença entre o posicionamento adotado durante o teste e o treinamento, assim como o tipo de ação muscular utilizada. Jones e Rutherford (1987) encontraram maior ganho de força no teste de CVM após o treinamento isométrico quando comparado aos treinamentos concêntrico e excêntrico. Esse maior ganho foi justificado pelo maior sinal eletromiográfico gerado durante a ação isométrica. Segundo Sale (2003), se o exercício de força for alterado, mesmo envolvendo os mesmos músculos, as adaptações neurais irão responder a esse novo padrão de demanda neuromuscular.

Segundo Sale (1992), durante a realização da força de maneira explosiva existe um aumento abrupto da frequência de estimulação a valores muito acima dos obtidos durante o teste de CVM realizado com aumento de força gradativo (*ramp*). Deste modo, como a mensuração da força foi medida de forma explosiva no pré e

pós-treino, seria mais difícil encontrar uma diferença significativa dentro do fator tempo.

Os resultados de Narici *et al.* (1996) e Carolan e Cafarelli (2002) corroboram com este estudo. Nestes estudos os autores encontraram aumento na força máxima isométrica (CAROLAN e CAFARELLI, 2002; NARICI *et al.*, 1996) e no teste de 1RM (NARICI *et al.* 1996), sem alteração significativa do sinal eletromiográfico. Segundo os autores, isto pode indicar que os voluntários já eram capazes de atingir a ativação total das unidades motoras. Baseado nos estudos de Linnamo *et al.* (2003) e DeLuca *et al.* (1982) podemos concluir que os mecanismos de geração de força são diferentes entre os músculos. Linnamo *et al.* (2003) verificaram que a amplitude do sinal EMG do bíceps braquial aumentava quando a força máxima concêntrica aumentava entre 20 e 80%, não tendo alteração da amplitude EMG após 80%. A partir deste ponto, 80% da força máxima, o mecanismo para justificar o aumento da força é baseado no aumento da frequência de estimulação das unidades motoras ativadas. Os resultados de DeLuca *et al.* (1982) mostraram que o músculo interósseo dorsal apresentava aumento no número de unidades motoras recrutadas até 52% da CVM. Os estudos de Linnamo *et al.* (2003) e DeLuca *et al.* (1982) não analisaram os mecanismos de geração de força dos flexores do joelho, mas nos permite concluir que para alguns músculos todas as UM são ativadas antes de se atingir a força máxima. No entanto, adaptações na frequência de estimulação de tais unidades motoras eram esperadas (SALE, 1992), mas não foram avaliadas neste estudo.

## Flexibilidade

### ADM máxima

O presente estudo encontrou aumento significativo da ADM máxima para o grupo concêntrico\_flex de 20,9° (33%), sem qualquer alteração para os grupos concêntrico e controle, e esses achados corroboram os de vários estudos (BORMS, 1987; BANDY e IRION, 1994, 1997, 1998; DRAPER *et al.*, 2002; FELAND *et al.*, 2001; GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID e MCNAIR, 2004; ROBERTS e WILSON, 1999; SULLIVAN *et al.*, 1992; WILLY *et al.*, 2001) e variam entre 5,3° e 14,4° (BANDY e IRION, 1994; FELAND *et al.*, 2001; HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID e MCNAIR, 2004; WALLIN *et al.*, 1985).

O ganho da ADM máxima superior ao encontrado nos estudos anteriormente citados (5,3° e 14,4°) pode estar relacionado a diferenças metodológicas. No presente estudo, a mensuração da ADM máxima e o treinamento da capacidade flexibilidade foram realizados no mesmo instrumento *flexmachine*. Esse procedimento torna possível medir com maior sensibilidade as adaptações promovidas pelo treinamento. Outros estudos que realizaram o treinamento da flexibilidade não consideraram este aspecto (BANDY e IRION, 1994; HALBERTSMA e GOEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; REID e MCNAIR, 2004; SULLIVAN *et al.*, 1992). Outra justificativa para os ganhos obtidos foi o controle da execução do movimento, minimizando os movimentos compensatórios. Nos treinamentos de flexibilidade foram utilizados os mesmos ajustes e posicionamentos registrados durante a sessão de avaliação do pré-treinamento. Durante todas as sessões os

voluntários tinham o quadril e porção distal da coxa fixados o que minimiza a influência de movimentos compensatórios durante os alongamentos. O ganho encontrado neste estudo pode estar associado à intensidade do treinamento. A realização do treinamento em um aparelho que nos possibilita a verificação constante da ADM e torque permitiu que a ADM fosse informada ao voluntário durante o treinamento, e esses fossem estimulados a alcançar maiores ADM de treinamento a cada sessão de treinamento.

Uma alteração de ADM máxima pode ser atribuída ao aumento da complacência da UMT decorrente do treinamento da flexibilidade. Uma modificação da complacência acarretaria um aumento da ADM máxima para o mesmo torque passivo gerado no pré-treinamento (HUTTON, 1992). Uma das explicações para o aumento da complacência seria uma organização mais adequada das fibras do tecido conectivo ou a mudança na proporção dos componentes desse tecido. Essas adaptações podem ser esperadas visto que os estudos de Kubo *et al.* (2001a), Gosselin *et al.* (1998) e Kovannen *et al.* (1989) encontraram alterações dos tecidos conectivos após o treinamento. No estudo de Kubo *et al.* (2001c) foi verificada uma alteração da rigidez do tendão do calcâneo sem que houvesse alteração significativa da sua AST após 12 semanas de treinamento da força utilizando a ação isométrica. A alteração dos componentes do tecido conectivo foi estudada por Gosselin *et al.* (1998) e Kovannen *et al.* (1989). Kovannen *et al.* (1989) verificaram que com o envelhecimento ocorre alteração da proporção de colágeno no tecido conectivo, tendo um aumento do colágeno tipo I e *cross-links* e redução do colágeno tipo III. No estudo de Gosselin *et al.* (1998) também foi verificado um aumento dos *cross-links* com o envelhecimento, mas esse estudo acrescenta que o treinamento de resistência reduz o número de *cross-links*, e que esta redução está relacionada o

aumento da complacência. No entanto, o efeito do treinamento da flexibilidade sobre o tecido conectivo de humanos não está claro na literatura. Williams *et al.* (1988) mostraram que o alongamento do músculo sóleo de animais (coelhos) previne o aumento da proporção de tecido colágeno nesse músculo.

Estudos em humanos já demonstraram aumento da ADM máxima e alteração da complacência da UMT após o treinamento da flexibilidade (GUISARD e DUCHATEAU, 2004; TOFT *et al.*, 1989). O estudo de Guissard e Duchateau (2004) mostrou que após 6 semanas de treinamento da flexibilidade com a frequência de 5 vezes por semanas, houve aumento da ADM máxima de 30,8% e uma redução da rigidez de 33%, para os músculos flexores plantares. O mesmo grupo muscular foi estudado por Toft *et al.* (1989), os quais mostraram uma redução da tensão passiva de 12% após 3 semanas de treinamento da flexibilidade. No entanto, a alteração da complacência muscular após o treinamento da flexibilidade não é consenso na literatura. Os estudos de Magnusson *et al.* (1996a) e Halbertsma e Goeken (1994), verificaram que após o período de 3 e 6 semanas de treinamento da flexibilidade, respectivamente, não houve alteração da rigidez para os músculos posteriores da coxa.

Como mencionado anteriormente, não existe consenso na literatura para a alteração da complacência muscular após o treinamento da flexibilidade. Desta forma, seria de grande interesse que futuros estudos pesquisassem o efeito do treinamento de flexibilidade por períodos mais longos, bem como que tais estudos fossem realizados também com outros grupos musculares.

Outro mecanismo tem sido utilizado para justificar o aumento da ADM máxima após o treinamento da flexibilidade. Halbertsma e Goeken (1994) concluíram que o aumento da ADM máxima não estava associado à alteração da

complacência da UMT, e que desta forma, o aumento da ADM era relacionado com o aumento da tolerância à dor. Os resultados do estudo de Halbertsma e Goeken (1994) encontraram aumento da ADM máxima e do torque passivo máximo, sem alteração da complacência da UMT, o que demonstra que o treinamento da flexibilidade aumentou a capacidade do voluntário suportar carga mecânica passiva. Segundo Magnusson *et al.* (1996a), o aumento da tolerância ao alongamento está associado com a alteração das terminações nervosas livres existentes na articulação e no músculo. Desta forma, uma redução da sensibilidade dos nociceptores após o treinamento da flexibilidade permitiria que um maior torque passivo fosse imposto sobre a UMT e conseqüentemente uma maior ADM máxima fosse alcançada.

O aumento do número de sarcômeros em série também é um mecanismo proposto para o aumento da ADM máxima. Os estudos de Lynn *et al.* (1994) e Burkholder (2001) encontraram alteração do número de sarcômeros em séries após o treinamento em grandes amplitudes de movimento. Segundo Tabary *et al.* (1972) a alteração do número de sarcômeros em série é um ajuste a um novo comprimento funcional. Cyrino *et al.* (2004) e Fatouros *et al.* (2006) encontraram aumento da ADM após o treinamento da força com amplitude completa de movimento. Segundo Cyrino *et al.* (2004), a flexibilidade de uma articulação é dependente do seu nível de utilização, dessa forma, a realização de treinamento com peso através de uma amplitude completa de movimento é um estímulo para o aumento da flexibilidade.

## Torque passivo máximo

O parâmetro torque passivo máximo apresentou aumento significativo para o grupo concêntrico\_flex (46,7%, 23,2 Nm), sem alteração significativa para os grupos concêntrico e controle. Esse resultado está de acordo com os estudos de Magnusson *et al.* (1996a), que encontrou aumento de aproximadamente 62% do torque passivo máximo, e Halbertsma e Goeken (1994) e Reid e McNair (2004), que obtiveram aumento de 13,6 Nm e 41,7 Nm (57,3%), respectivamente.

O aumento do torque passivo máximo como consequência do treinamento da flexibilidade não é consenso na literatura. Guissard e Duchateau (2004) pesquisaram o efeito de 30 sessões de treinamento da flexibilidade através de alongamentos estáticos passivos com duração total de 10 minutos por sessão e realizados com a frequência de 5 vezes por semana. Os parâmetros ADM máximo e torque passivo máximo foram avaliados antes, após 10, 20 e 30 sessões de treinamento. O resultado desse estudo mostrou que houve aumento da ADM máxima e torque passivo máximo após 10 sessões de treinamento, mas após 20 e 30 sessões houve aumento apenas da ADM e o torque passivo máximo não apresentava diferença em relação à condição pré-treinamento. Toft *et al.* (1989) também encontraram redução do torque passivo máximo após o treinamento da flexibilidade.

Um dos fatores para justificar o aumento do torque passivo máximo verificado neste estudo está relacionado ao aumento da ADM máxima. Como demonstrado por Taylor *et al.* (1990) e Magnusson *et al.* (1995a), a UMT possui propriedades viscoelásticas o que produz um aumento exponencial do torque à medida que a ADM articular é aumentada. Devido a essa resposta, o aumento do

torque passivo gerado pelo aparelho produz uma maior extensão do joelho, obtendo maiores valores de ADM. Resultados similares já foram encontrados por Halbertsma e Goeken (1994) e Magnusson *et al.* (1996a) após treinamento da flexibilidade. No estudo de Magnusson *et al.* (1996a) foram utilizados dois protocolos distintos para avaliação da flexibilidade após 20 dias de treinamento da flexibilidade. No protocolo 1 os parâmetros da flexibilidade foram analisados para uma ADM máxima determinada anteriormente ao treinamento, enquanto no protocolo 2 os parâmetros foram avaliados para a maior ADM suportada pelo voluntário. Essa diferença de protocolo mostrou que, apesar de não ter ocorrido diferença significativa da rigidez e energia para a mesma ADM do pré-treinamento (protocolo 1), foi encontrado aumento do torque passivo máximo e energia associado ao aumento da ADM no protocolo 2.

No presente estudo o aumento do torque passivo também pode estar relacionado ao aumento da AST do músculo proveniente do treinamento da força. O estudo de Chleboun *et al.* (1997) mostrou que a correlação entre o volume muscular e a rigidez foi de 0,92, o que gerou um coeficiente de determinação de 84%. Isso demonstra que o aumento do volume muscular influencia o torque passivo gerado durante o alongamento. Desta forma o aumento da AST decorrente do treinamento da força acarretaria o aumento do torque passivo. O aumento da AST parece pouco significativo para os resultados deste estudo, visto que o grupo concêntrico não apresentou alteração significativa para os parâmetros rigidez e energia.

## PSA

Os parâmetros PSA\_ADM e PSA\_torque apresentaram aumento significativo para o grupo Concêntrico\_flex após as 6 semanas de treinamento. No entanto, não foi verificada diferença significativa entre o pré e pós-teste para os grupos concêntrico e controle para esses parâmetros. O aumento encontrado para o grupo Concêntrico\_flex foi de 17,8° (47%) para a PSA\_ADM e de 12,3 Nm (44%) para a PSA\_Torque.

Considerando as limitações dos procedimentos de busca disponíveis, apenas um artigo que investigou este parâmetro foi encontrado na literatura. O estudo de Halbertsma e Goeken (1994) verificou um aumento de 9,7% na PSA\_ADM após 4 semanas de treinamento da flexibilidade. No entanto, a forma de determinar a PSA foi diferente entre os estudos. Halbertsma e Goeken (1994) definiram a PSA como “a primeira sensação dolorosa proveniente na região posterior da coxa”, enquanto no presente estudo foi definido como a primeira sensação de alongamento na região posterior da coxa. Essa diferença na definição pode ter influenciado a resposta dos voluntários, o que torna os dados mais difíceis de serem comparados. Baseados nos dados apresentados por Halbertsma e Goeken (1994), o percentual da ADM máxima obtida através da PSA foi calculado. A PSA encontrada no estudo de Halbertsma e Goeken (1994) foi de 78,3% da ADM máxima, enquanto no presente estudo este valor foi de 59,3% da ADM máxima. Apesar da diferença de definição, ambos os estudos apresentaram aumento percentual desse parâmetro, sendo que no pós-treinamento a ADM obtida através da PSA alcançou 91,0% da ADM máxima no estudo de Halbertsma e Goeken (1994) e 65,7% no presente estudo.

Ao comparar o parâmetro PSA\_ADM obtido no pré e pós-treinamento com um parâmetro de referência, neste caso a ADM máxima obtida na situação pré-treinamento, é possível observar a importância desse parâmetro para o ganho da ADM máxima. Após às 6 semanas de treinamento da flexibilidade a PSA\_ADM aumentou de 59,3% para 87,3%, se aproximando da ADM máxima alcançada na situação pré-treinamento. Isso mostra um deslocamento do parâmetro PSA\_ADM para a direita na curva torque passivo x ADM após o treinamento da força associado à flexibilidade. Dessa forma podemos verificar que, com o treinamento, um maior torque passivo foi necessário para gerar a primeira sensação de alongamento.

Outros estudos têm demonstrado alteração da tolerância ao alongamento após o treinamento da flexibilidade. Gajdosik *et al.* (1991), Magnusson *et al.* (1996), Wiemann e Hahn (1997), Reid e McNair (2004) e Gajdosik *et al.* (2001), LaRoche e Connolly (2006) concluíram que o aumento da ADM máxima e torque passivo máximo após o treinamento foram decorrentes de uma maior tolerância ao alongamento.

A dor percebida durante o treinamento da flexibilidade é decorrente da estimulação dos receptores existentes na unidade musculotendínea, principalmente as terminações nervosas livres. Stacey (1969) verificou a presença de terminações nervosas livres no tecido conectivo, entre as fibras musculares extra e intra-fusais, nas vênulas e na junção miotendinosa. Segundo o autor, os nociceptores presentes nos músculos (vias aferentes grupos III e IV) são capazes de responder a estímulos mecânicos.

Mense e Stahnke (1983) estudaram o efeito do alongamento, contração muscular e a isquemia sobre a ativação das fibras aferentes grupo III e IV. Os resultados mostraram que o alongamento e a contração muscular foram

estímulos eficazes para estimular tais terminações. Hayes *et al.* (2005) compararam o efeito da contração isométrica e do alongamento sobre a estimulação das fibras aferentes do grupo III e IV. Os autores submeteram a musculatura tríceps sural de gatos a 60 segundos de contração isométrica ou alongamento, onde ambos os procedimentos tiveram o pico de tensão de 3,9 kg e o mesmo impulso (kg.s). Eles verificaram que a frequência de estimulação das fibras não apresentou diferença significativa entre as formas de estimulação. Mense e Meyer (1985) verificaram que estes receptores são sensíveis a estímulos fisiológicos como pressão, alongamento, contração e temperatura. O estudo de Paintal (1960) corroborando com Mense e Meyer (1985), mostrou que as terminações nervosas livres das fibras do grupo III respondem a estímulos de compressão e alongamento, mas acrescentou que suas respostas variaram em intensidade com o aumento da pressão.

Os efeitos do alongamento sobre as fibras aferentes do grupo III também já foram verificados em pessoas adultas. Segundo Gladwell e Coote (2002), a alteração imediata da frequência cardíaca durante a contração é decorrente de estímulos aferentes provenientes dos mecanoreceptores através das fibras do grupo III e IV. Esses autores pesquisaram o efeito do alongamento estático e da contração isométrica a 40% da contração voluntária máxima (CVM) sobre a frequência cardíaca e a pressão arterial. Os resultados mostraram que a contração isométrica foi capaz de aumentar a frequência cardíaca imediatamente, assim como o alongamento estático. Os autores concluíram que os mecanoreceptores das vias aferentes de menor calibre (fibras do grupo III) são estimulados pelo alongamento em seres humanos. Desta forma podemos concluir que as terminações nervosas livres estão relacionadas à tolerância ao alongamento e, conseqüentemente, à limitação do alongamento.

Essa conclusão foi baseada na presença de terminações nervosas livres no tecido conectivo que circunda o músculo (STACEY, 1969). Essas terminações nervosas livres são estimuladas durante o alongamento (GLADWELL e COOTE, 2002; HAYES *et al.*, 2005; MENSE e STAHNKE, 1983; MENSE e MEYER, 1985; PAINTAL, 1960) desencadeando uma despolarização das fibras do tipo III, que com o aumento da tensão gerada (PAINTAL, 1960) resulta em sensação dolorosa.

No entanto, a resposta dolorosa pode ser alterada após o treinamento da flexibilidade através das modificações no tecido conectivo onde se encontram as terminações nervosas livres. Rowe (1981) analisou a morfologia do endomísio e do perimísio. O colágeno presente no perimísio apresentava-se angulado em relação às fibras musculares, e a presença de ondulações foi verificada. Purslow (1989) estudou a orientação das fibras de colágeno com o músculo bovino em posição encurtada, repouso e alongada. Os resultados mostraram que com o aumento do comprimento muscular de 1.1  $\mu\text{m}$  para 3.8  $\mu\text{m}$  houve redução da angulação das fibras de colágeno em relação (de 80 para 20°) à direção das fibras musculares. A partir da posição de repouso houve redução das ondulações da fibra colágeno durante o alongamento e encurtamento muscular. Desta forma, o aumento da tensão passiva durante o alongamento provocaria uma mudança na angulação das fibras de colágeno e conseqüentemente uma compressão das estruturas presentes neste tecido, dentre elas as terminações nervosas livres.

No entanto, a movimentação das fibras de colágeno durante a alteração do comprimento muscular pode variar. Para Akeson *et al.* (1980) o aumento no número de ligações entre as fibras colágeno (*cross-links*) gera uma redução da sua movimentação, causando um aumento da rigidez do tecido.

Woo *et al.* (1982) mostraram que a inatividade e o exercício alteram as propriedades mecânicas do tecido conectivo. Os resultados do estudo de Gosselin *et al.* (1998) mostraram que ratos velhos apresentaram uma redução significativa da rigidez e do número de *cross-links*, sem, no entanto, alterar a quantidade de colágeno após o treinamento de corrida. Esse estudo demonstra que as características do tecido conectivo são alteradas através de estímulos mecânicos, e que os *cross-links* afetam a rigidez muscular provocando uma menor tensão passiva para um comprimento muscular determinado.

Indicação de que o exercício de alongamento seria um estímulo suficiente para provocar alterações na UMT foi apresentado por Smith *et al.* (1993). Nesse estudo, os autores verificaram aumentos significativos da creatina kinase e da dor muscular tardia, mostrando que a carga mecânica associada ao exercício de alongamento é suficiente para provocar mudanças estruturais no tecido muscular.

Podemos concluir que o treinamento da flexibilidade gera uma carga mecânica sobre o tecido conectivo, e isso pode acarretar alterações estruturais como a redução da quantidade de *cross-links*. *Cross-links* geram restrições a uma melhor distribuição da carga mecânica sobre o tecido. Com isso, algumas áreas poderiam ser submetidas a uma maior tensão devido a estas restrições provocadas pelos *cross-links*. Com uma reorganização deste mecanismo de acomodação tecidual, decorrente de uma possível redução do número de *cross-links*, a carga mecânica poderia ser melhor distribuída sobre as terminações nervosas livres, fazendo com que uma menor pressão (estímulo) fosse exercida sobre esses receptores. Isso resultaria em uma redução dos estímulos aferentes provenientes das fibras dos grupos III e IV, diminuindo a percepção de desconforto (dor) durante o alongamento. Desta forma, a mesma percepção de tensão sentida no pré-

treinamento é percebida mais tardiamente durante o alongamento. Esse mecanismo poderia justificar a tolerância ao alongamento aumentada, que por sua vez explicaria as alterações nas variáveis ADM máxima, torque passivo máximo, PSA\_torque e PSA\_ADM. Este processo poderia justificar a rápida melhora decorrente do treinamento da flexibilidade, sem a presente alteração das propriedades musculares (CHAGAS, 2001).

### Rigidez e energia

Os resultados do presente estudo mostraram que não houve alteração significativa dos parâmetros rigidez e energia para os grupos concêntrico, concêntrico\_flex ou controle.

Uma das adaptações proporcionadas pelo treinamento da força é o aumento da AST. Segundo Chleboun *et al.* (1997), a AST explica 84% da rigidez da UMT. Desta forma, o aumento da AST decorrente do treinamento da força acarreta aumento da rigidez da UMT. Moritani e DeVries (1979) mostraram que a importância relativa das adaptações morfológicas aumenta com o tempo de treinamento da força. Assim, a duração do estudo é um importante fator para determinar o nível da relação entre a rigidez e o treinamento.

Estudos com duração superior a 8 semanas apresentam alteração da AST. Os estudos de Seger *et al.* (1998), Higbie *et al.* (1996), Farthing *et al.* (2003) e Hortobágyi e Katch (1990) apresentaram um aumento da AST entre 3,5% e 6,8% após 8 a 12 semanas de treinamento da força utilizando a ação concêntrica. Por este motivo, o aumento da rigidez pode ser esperado para estudos com duração superior a 8 semanas. No entanto, estudos com duração inferior a 8 semanas

possivelmente não encontrarão alterações significativas da rigidez devido à pequena alteração da AST decorrente do treinamento da força.

Quando abordamos os efeitos do treinamento de força associado à flexibilidade sobre o parâmetro rigidez, as adaptações do treinamento de cada uma dessas capacidades têm que ser levadas em consideração. O treinamento da flexibilidade pode gerar redução da rigidez através da alteração da complacência da UMT (GUISARD e DUCHATEAU, 2004; TOFT *et al.*, 1989) ou aumento do número de sarcômeros em série (WILLIAM e GOLDSPINK, 1978). No entanto, o período de treinamento necessário para se obter tais adaptações ainda não está claro na literatura. Assim, o treinamento da flexibilidade parece não alterar a rigidez após um período de 4 a 6 semanas de treinamento (HALBERTSMA *et al.*, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Desta forma, estudos que investigarem a relação entre essas duas capacidades não observarão alteração do parâmetro rigidez com estudos de curta duração. Após 8 semanas de treinamento, Kubo *et al.* (2002) verificaram que o treinamento da força aumentou a rigidez da UMT, mas no grupo onde o treinamento da flexibilidade foi realizado no mesmo período, não foi encontrada alteração significativa da rigidez. Desta forma, apesar da divergência sobre rigidez em estudos com até 8 semanas de treinamento da flexibilidade, podemos concluir que o treinamento dessa capacidade pode impedir o aumento da rigidez após o treinamento da força. No entanto, o estudo de Klinge *et al.* (1997) verificou que após o treinamento da força utilizando a ação isométrica associado à flexibilidade, houve aumento da rigidez. Isso demonstra a escassez de estudos sobre a relação entre estas duas capacidades e a importância das diferentes ações musculares sobre as propriedades mecânicas da UMT.

A alteração da rigidez pode estar relacionada à ação muscular realizada. Reeves e Narici (2003) pesquisaram o comportamento do fascículo muscular durante diferentes ações musculares. Os resultados desse estudo mostraram que, durante a ação concêntrica, houve redução do comprimento do sarcômeros, assim como alteração do ângulo de penação. Já na ação excêntrica os sarcômeros demonstraram uma ação quase isométrica, gerando uma grande extensão dos tecidos conectivos. A pequena demanda sobre o tecido conectivo durante a ação concêntrica (REEVES e NARICI, 2003) causa pouca adaptação desse tecido, o que conseqüentemente, resultará em uma não alteração da rigidez da UMT treinada.

A não alteração da rigidez decorrente do treinamento da força pode estar associada à ADM utilizada durante o treinamento (JONES, RUTHERFORD e PARKER, 1989). Lynn *et al.* (1994) mostraram que após o treinamento da força em amostra animal (ratos), em ação concêntrica e excêntrica em esteira, não houve alteração do número de sarcômeros em série para o grupo concêntrico quando comparada ao grupo controle, mas houve aumento dos sarcômeros em série para o grupo excêntrico. Koh e Herzog (1998) mostraram que, após o treinamento excêntrico, não houve alteração do número de sarcômeros em série. Em outro estudo dos mesmos autores, estes concluem que o aumento do sarcômeros em série parece estar relacionado com a amplitude de movimento utilizada (KOH e HERZOG, 1998b), corroborando com o estudo de Tabary *et al.* (1972) que concluíram que a alteração do número de sarcômeros em série é um ajuste a um novo comprimento funcional. A diferença entre os resultados de Klinge *et al.* (1997) e o do presente estudo, pode estar baseada na amplitude de movimento durante o treinamento da força. Como no estudo de Klinge *et al.* (1997) foi realizada contração

isométrica para o treinamento, ou seja, não havia alteração de ADM, isto poderia justificar uma alteração morfológica responsável por aumentar a rigidez e energia.

Conforme citado anteriormente, o parâmetro energia é definido como a área (Integral) abaixo da curva torque passivo x ADM. Assim a energia pode ser alterada tanto por uma mudança no formato dessa curva, quanto por um aumento do seu comprimento. O aumento da ADM máxima gera um aumento da energia através do acréscimo de uma área entre a ADM mensurada no pré-treinamento e a ADM máxima obtida no pós-treinamento. Esse aumento da energia foi verificado por Reid e McNair (2004). Os autores avaliaram a energia pré e pós-treinamento através da integral da curva torque passivo x ADM para a ADM máxima alcançada. Desta forma, os resultados apresentaram aumento da energia, devido ao aumento da ADM máxima.

Por causa da influência da ADM máxima sobre a energia, os estudos de Magnusson *et al.* (1996a, b) investigaram a energia para uma ADM previamente determinada. Magnusson *et al.* (1996a) realizaram dois protocolos de avaliação distintos após 20 dias de treinamento da flexibilidade. No protocolo 1, os autores determinaram a ADM máxima dos voluntários, através da extensão passiva do joelho até a sensação de tensão na região posterior da coxa, e avaliaram os parâmetros pico de torque, torque inicial, energia, rigidez e EMG para essa mesma ADM após o treinamento. No protocolo 2, os voluntários realizaram a extensão passiva do joelho até a maior amplitude suportada, e os mesmos parâmetros do protocolo 1 foram avaliados. Os resultados desse estudo verificaram que para a mesma ADM do pré-treinamento não houve alteração da energia e torque passivo máximo, mas estes parâmetros apresentaram aumentos significativos quando mensurados durante a ADM máxima.

A energia pode também ser influenciada por alterações da complacência e do número de sarcômeros em série. Por este motivo, os parâmetros energia e rigidez estão relacionados. Assim, as adaptações decorrentes do treinamento da força e flexibilidade irão modificar ambos os parâmetros, visto que um aumento da complacência da UMT gera menores valores de torque passivo e conseqüentemente, redução da rigidez e energia.

## CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste estudo mostram que 6 semanas de treinamento da capacidade força utilizando somente a ação concêntrica para os músculos posteriores da coxa resultou em aumento da força do grupo muscular treinado, mensurado por meio dos testes de 1 RM e CVM. Quando o treinamento das capacidades força e flexibilidade (grupo concêntrico\_flex) foi realizado no mesmo período, os resultados mostraram que houve ganho significativo da força sem diferença entre os grupos concêntrico e concêntrico\_flex, indicando que as adaptações relacionadas ao treinamento da flexibilidade não influenciaram negativamente o ganho da força. A capacidade flexibilidade não foi alterada para o grupo concêntrico, mas o grupo concêntrico\_flex obteve melhora significativa dos parâmetros ADM, torque passivo máximo, PSA\_ADM, PSA\_torque. Nenhum dos grupos estudados apresentou alterações significativas para os parâmetros rigidez e energia. Desta forma, o aumento dos parâmetros ADM máxima, torque passivo máximo, PSA\_ADM, PSA\_torque encontrados para o grupo concêntrico\_flex parece ser decorrente de um aumento da tolerância ao alongamento visto que não foram encontradas alterações significativas de complacência da UMT após o treinamento.

Desta forma, verificamos que o treinamento da capacidade força utilizando a ação concêntrica associado ao treinamento da flexibilidade gera melhora das duas capacidades sem interferência entre elas.

## REFERÊNCIAS

- ADAMS, G. R. *et al.* Skeletal muscle hypertrophy in response to isometric, lengthening, and shortening training bouts of equivalent duration. *J Appl Physiol.* v.96, n.5, p.1613-1618, 2004.
- AKESON, W. H.; AMIEL, D.; WOO, S. L. Immobility effects on synovial joints the pathomechanics of joint contracture. *Biorheology.* v.17, n.1-2, p.95-110, 1980.
- AQUINO, C. F. *Comparação de dois programas de intervenção para modificação de propriedades musculares: Fortalecimento em amplitudes iniciais de movimento X alongamento muscular.* 2005. 77 p.- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.
- AVELA, J.; KYROLAINEN, H.; KOMI, P. V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol.* v.86, n.4, p.1283-1291, 1999.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther.* v.74, n.9, p.845-850; discussion 850-842, 1994.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther.* v.77, n.10, p.1090-1096, 1997.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* v.27, n.4, p.295-300, 1998.
- BERGER, R. A. Comparison of the Effect of Various Weight Training Loads on Strength. *Res Q.* v.36, p.141-146, 1965.
- BERGER, R. A.; HARDAGE, B. Effect of maximum loads for each of ten repetitions on strength improvement. *Res Q.* v.38, n.4, p.715-718, 1967.
- BLACKBURN, J. T. *et al.* Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* v.19, n.1, p.36-43, 2004.
- BORMS, J. *et al.* Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. *J Sports Sci.* v.5, n.1, p.39-47, 1987.
- BURKHOLDER, T. J. Age does not influence muscle fiber length adaptation to increased excursion. *J Appl Physiol.* v.91, n.6, p.2466-2470, 2001.
- CAROLAN, B.; CAFARELLI, E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol.* v.73, n.3, p.911-917, 1992.

CHAGAS, M. H.; SCHMIDTBLEICHER, D. Effect of increase of the range of motion on muscle strength performance. In: European College of Sport Science; 2001; Cologne, Alemanha; 2001.

CHAGAS, M.H. *Auswirkungen von Beweglichkeitstraining auf die muskuläre Leistungsfähigkeit*. 2001.138 p. Universidade Johann Wolfgang Goethe, Frankfurt, Alemanha, 2001.

CHLEBOUN, G. S. *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, 1997.

CLAASSEN, H. *et al.* Muscle filament spacing and short-term heavy-resistance exercise in humans. *J Physiol*. v.409, p.491-495, 1989.

COLLIANDER, E. B.; TESCH, P. A. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol Scand*. v.140, n.1, p.31-39, 1990.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. *Introduction to Surface Electromyography*. 1ª ed: Jones & Bartlett Publishers, 1998. 408 p.

CYRINO, E. S. *et al.* Comportamento da flexibilidade após 10semanas de treinamento com pesos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. v.10, n.4, p.233-237, 2004.

DE DEYNE, P. G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. *Phys Ther*. v.81, n.2, p.819-827, 2001.

DE LUCA, C. J. *et al.* Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol*. v.329, p.113-128, 1982.

DRAPER, D. O. *et al.* The Carry-Over Effects of Diathermy and Stretching in Developing Hamstring Flexibility. *J Athl Train*. v.37, n.1, p.37-42, 2002.

DUCHATEAU, J.; SEMMLER, J. G.; ENOKA, R. M. Training adaptations in the behavior of human motor units. *J Appl Physiol*. v.101, n.6, p.1766-1775, 2006.

FARTHING, J. P.; CHILIBECK, P. D. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol*. v.89, n.6, p.578-586, 2003.

FATOUROS, I. G. *et al.* Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. *J Strength Cond Res*. v.20, n.3, p.634-642, 2006.

FELAND, J. B. *et al.* The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Phys Ther*. v.81, n.5, p.1110-1117, 2001.

FOWLES, J. R.; SALE, D. G.; MACDOUGALL, J. D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol*. v.89, n.3, p.1179-1188, 2000.

GAJDOSIK, R.; LUSIN, G. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther.* v.63, n.7, p.1085-1090, 1983.

GAJDOSIK, R. Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles. *JOSPT.* v.14, n.6, p.250-255, 1991.

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, 2001.

GARFINKEL, S.; CAFARELLI, E. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after isometric training. *Med Sci Sports Exerc.* v.24, n.11, p.1220-1227, 1992.

GLADWELL, V. F.; COOTE, J. H. Heart rate at the onset of muscle contraction and during passive muscle stretch in humans: a role for mechanoreceptors. *J Physiol.* v.540, n.Pt 3, p.1095-1102, 2002.

GOLDSPINK, G. Sarcomere length during post-natal growth of mammalian muscle fibres. *J Cell Sci.* v.3, n.4, p.539-548, 1968.

GOLDSPINK, G. *et al.* Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. *J Physiol.* v.236, n.3, p.733-742, 1974.

GOLDSPINK, G. Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: KOMI, P. V. *Strength and Power in Sport.* Oxford: Blackwell science, 1992. cap. 8A, p. 211-229.

GOLLHOFER, A. *et al.* Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* v.60, n.1, p.7-14, 1990.

GOSSSELIN, L. E. *et al.* Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. *J Appl Physiol.* v.85, n.3, p.1011-1016, 1998.

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. *J Physiol.* v.489 ( Pt 2), p.593-602, 1995.

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

GUR, H. *et al.* Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training: effects on functional capacity and symptoms in patients with osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil.* v.83, n.3, p.308-316, 2002.

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, 1994.

HAYES, S. G.; KINDIG, A. E.; KAUFMAN, M. P. Comparison between the effect of static contraction and tendon stretch on the discharge of group III and IV muscle afferents. *J Appl Physiol.* v.99, n.5, p.1891-1896, 2005.

HERMENS, H.J *et al.* SENIAM European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development BV, 1999.

HIGBIE, E. J. *et al.* Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol.* v.81, n.5, p.2173-2181, 1996.

HORTOBAGYI, T.; KATCH, F. I. Role of concentric force in limiting improvement in muscular strength. *J Appl Physiol.* v.68, n.2, p.650-658, 1990.

HORTOBAGYI, T. *et al.* Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. *J Appl Physiol.* v.81, n.4, p.1677-1682, 1996.

HORTOBAGYI, T. *et al.* Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol.* v.80, n.3, p.765-772, 1996.

HOUSH, D. J. *et al.* Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. *J Appl Physiol.* v.73, n.1, p.65-70, 1992.

HUTTON, R. S. Neuromuscular basis of stretching exercises. In: KOMI, P. V. *Strength and power in sport.* Oxford: Blackwell science, 1992. cap. 2C, p. 29-38.

JONES, D. A.; RUTHERFORD, O. M. Human muscle strength training: the effects of three different regimens and the nature of the resultant changes. *J Physiol.* v.391, p.1-11, 1987.

JONES, D. A.; RUTHERFORD, O. M.; PARKER, D. F. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Q J Exp Physiol.* v.74, n.3, p.233-256, 1989.

KLINGE, K. *et al.* The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med.* v.25, n.5, p.710-716, 1997.

KOH, T. J.; HERZOG, W. Eccentric training does not increase sarcomere number in rabbit dorsiflexor muscles. *J Biomech.* v.31, n.5, p.499-501, 1998a.

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, 1998b.

KOKKONEN, J.; NELSON, A. G.; CORNWELL, A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport.* v.69, n.4, p.411-415, 1998.

KOVANEN, V.; SUOMINEN, H. Age- and training-related changes in the collagen metabolism of rat skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* v.58, n.7, p.765-771, 1989.

- KUBO, K. *et al.* Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* v.90, n.2, p.520-527, 2001a.
- KUBO, K. *et al.* Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. *J Appl Physiol.* v.91, n.1, p.277-282, 2001b.
- KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol.* v.536, n.Pt 2, p.649-655, 2001c.
- KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol.* v.538, n.Pt 1, p.219-226, 2002.
- LANGBERG, H.; ROSENDAL, L.; KJAER, M. Training-induced changes in peritendinous type I collagen turnover determined by microdialysis in humans. *J Physiol.* v.534, n.Pt 1, p.297-302, 2001.
- LAROCHE, D. P.; CONNOLLY, D. A. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. *Am J Sports Med.* v.34, n.6, p.1000-1007, 2006.
- LIEBER, R. L. *Skeletal muscle structure, function and plasticity. The Physiological basis of rehabilitation.* 2<sup>o</sup> ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 369 p.
- LINNAMO, V. *et al.* Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol.* v.13, n.1, p.93-101, 2003.
- 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, 1994.
- 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, 1998.
- MACDOUGALL, J. D. *et al.* Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. *J Appl Physiol.* v.57, n.5, p.1399-1403, 1984.
- MAGNUSSON, S. P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports.* v.5, n.6, p.342-347, 1995a.
- MAGNUSSON, S. P. *et al.* Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* v.155, n.4, p.377-386, 1995b.
- MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* v.497, p.291-298, 1996a.
- MAGNUSSON, S. P. *et al.* Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med.* v.24, n.5, p.622-628, 1996b.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Arch Phys Med Rehabil.* v.77, n.4, p.373-378, 1996c.

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

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

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* v.10, n.6, p.351-359, 2000b.

MATHUR, S.; ENG, J. J.; MACINTYRE, D. L. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol.* v.15, n.1, p.102-110, 2005.

MCHUGH, M. P. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc.* v.24, n.12, p.1375-1382, 1992.

MENSE, S.; STAHNKE, M. Responses in muscle afferent fibres of slow conduction velocity to contractions and ischaemia in the cat. *J Physiol.* v.342, p.383-397, 1983.

MENSE, S.; MEYER, H. Different types of slowly conducting afferent units in cat skeletal muscle and tendon. *J Physiol.* v.363, p.403-417, 1985.

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

MOORE, D. R. *et al.* Myofibrillar and collagen protein synthesis in human skeletal muscle in young men after maximal shortening and lengthening contractions. *Am J Physiol Endocrinol Metab.* v.288, n.6, p.E1153-1159, 2005.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.* v.58, n.3, p.115-130, 1979.

NARICI, M. V. *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.

NARICI, M. V. *et al.* Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol Scand.* v.157, n.2, p.175-186, 1996.

NELSON, A. G.; KOKKONEN, J. Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport.* v.72, n.4, p.415-419, 2001.

NELSON, R. T.; BANDY, W. D. Eccentric Training and Static Stretching Improve Hamstring Flexibility of High School Males. *J Athl Train.* v.39, n.3, p.254-258, 2004.

- NOBREGA, A. C.; PAULA, K. C.; CARVALHO, A. C. Interaction between resistance training and flexibility training in healthy young adults. *J Strength Cond Res.* v.19, n.4, p.842-846, 2005.
- PAINTAL, A. S. Functional analysis of group III afferent fibres of mammalian muscles. *J Physiol.* v.152, p.250-270, 1960.
- PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice.* 2<sup>o</sup> ed. Boston: Prentice Hall, 2000. 742 p.
- POWER, K. *et al.* An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Med Sci Sports Exerc.* v.36, n.8, p.1389-1396, 2004.
- PURSLOW, P. P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech.* v.22, n.1, p.21-31, 1989.
- REEVES, N. D.; NARICI, M. V. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol.* v.95, n.3, p.1090-1096, 2003.
- REID, D. A.; MCNAIR, P. J. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc.* v.36, n.11, p.1944-1948, 2004.
- ROBERTS, J. M.; WILSON, K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med.* v.33, n.4, p.259-263, 1999.
- ROWE, R. W. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell.* v.13, n.4, p.681-690, 1981.
- SALE, D. G. Testing Strength and Power. In: MACDOUGALL, J. D., WENGER H.A., GREEN H.J., editor. *Physiological testing of the high-performance athlete.* Champaign: Human Kinetics; 1991, 21-106.
- SALE, D. G. Neural adaptation to strength training. In: KOMI, P. V. *Strength and Power in sport.* Oxford: Blackwell Science, 1992. cap. 9A, p. 249-265.
- SALE, D. G. Neural adaptation to strength training. In: KOMI, P. V. *Strength and power in sport.* 2<sup>o</sup> ed. Oxford: Blackwell science, 2003. cap. 15, p. 281-314.
- SCHLUMBERGER, A. *Optimierung von Trainingsstrategien im Schnellkrafttraining.* 2000. Köln: Strass und Buch Strauß, Alemanha, 2000.
- SCHMIDTBLEICHER, D. Strukturanalyse der motorischen eigenschaft kraft. *Lehre der leichtathletik.* n. 30, p. 1785-1792, 1984.
- SCHMIDTBLEICHER, D. Training for power events. In: KOMI, P. V. *Strength and power in sport.* Oxford: Blackwell science, 1992. cap. 18, p. 381-395.

SEGER, J. Y.; ARVIDSSON, B.; THORSTENSSON, A. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. v.79, n.1, p.49-57, 1998.

SEYNNES, O. R.; DE BOER, M.; NARICI, M. V. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*. v.102, n.1, p.368-373, 2007.

SIMONSEN, E. B.; KLITGAARD, H.; BOJSEN-MOLLER, F. The influence of strength training, swim training and ageing on the Achilles tendon and m. soleus of the rat. *J Sports Sci*. v.13, n.4, p.291-295, 1995.

SMITH, L. L. *et al.* The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. *Res Q Exerc Sport*. v.64, n.1, p.103-107, 1993.

SMITH, R. C.; RUTHERFORD, O. M. The role of metabolites in strength training. I. A comparison of eccentric and concentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. v.71, n.4, p.332-336, 1995.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 5ª ed. São Paulo: Manole, 1997. 538 p.

STACEY, M. J. Free nerve endings in skeletal muscle of the cat. *J Anat*. v.105, n.Pt 2, p.231-254, 1969.

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

SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Enzyme activities in muscle and connective tissue of M. Vastus lateralis in habitually training and sedentary 33 to 70-year-old men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. v.34, n.4, p.249-254, 1975.

TABARY, J. 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, 1972.

TAYLOR, D. C. *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*. v.18, n.3, p.300-309, 1990.

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

THIGPEN, L. K. *et al.* The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability. *Biomechanics IX-A*. v.5A, p.352-257, 1985.

THORSTENSSON, A. *et al.* Effect of strength training on enzyme activities and fibre characteristics in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* v.96, n.3, p.392-398, 1976.

THORSTENSSON, A. *et al.* Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* v.98, n.2, p.232-236, 1976.

TOFT, E. *et al.* Passive tension of the ankle before and after stretching. *Am J Sports Med.* v.17, n.4, p.489-494, 1989.

VIRTANEN, P. *et al.* Effect of concentric exercise on serum muscle and collagen markers. *J Appl Physiol.* v.75, n.3, p.1272-1277, 1993.

WALLIN, D. *et al.* Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *Am J Sports Med.* v.13, n.4, p.263-268, 1985.

WATKINS, M. A. *et al.* Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Phys Ther.* v.71, n.2, p.90-96; discussion 96-97, 1991.

WEIR, J. P. *et al.* The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *J Orthop Sports Phys Ther.* v.25, n.4, p.264-270, 1997.

WEIR, D. E.; TINGLEY, J.; ELDER, G. C. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol.* v.93, n.5-6, p.614-623, 2005.

WIEMANN, K.; HAHN, K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *Int J Sports Med.* v.18, n.5, p.340-346, 1997.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G. Longitudinal growth of striated muscle fibres. *J Cell Sci.* v.9, n.3, p.751-767, 1971.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G. The effect of immobilization on the longitudinal growth of striated muscle fibres. *J Anat.* v.116, n.Pt 1, p.45-55, 1973.

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, 1978.

WILLIAMS, P. E. *et al.* The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. *J Anat.* v.158, p.109-114, 1988.

WILSON, G. J.; ELLIOTT, B. C.; WOOD, G. A. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exerc.* v.24, n.1, p.116-123, 1992.

WILLY, R. W. *et al.* Effect of cessation and resumption of static hamstring muscle stretching on joint range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* v.31, n.3, p.138-144, 2001.

WOO, S. L. *et al.* Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology.* v.19, n.3, p.397-408, 1982.

YANG, J. F.; WINTER, D. A. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil.* v.64, n.9, p.417-420, 1983.

ZIMMERMAN, S. D. *et al.* Age and training alter collagen characteristics in fast- and slow-twitch rat limb muscle. *J Appl Physiol.* v.75, n.4, p.1670-1674, 1993.

## APÊNDICES

### APÊNDICE 1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

#### Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, voluntariamente concordo em participar desta pesquisa, realizada pelo Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG – visando verificar o efeito do treinamento da força e/ou flexibilidade sobre os parâmetros rigidez, amplitude de movimento, EMG e percepção subjetiva do alongamento.

Estou ciente da minha participação em avaliações e treinamento das capacidades força e flexibilidade pelo período de 8 semanas. O treinamento da capacidade flexibilidade foi realizado em apenas um dos membros inferiores. Neste período serei submetido a tricotomização (raspagem dos pêlos) da região posterior da coxa para a colocação dos eletrodos.

Foi garantido o anonimato quanto à minha participação e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório e Biomecânica.

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



**APÊNDICE 2: Aprovação do Comitê de Ética**

Universidade Federal de Minas Gerais  
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

**Parecer nº. ETIC 281/06**

**Interessado: Mauro Heleno Chagas**  
**Departamento de Esportes**  
**EEFFTO - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, *ad referendum*, no dia 18 de outubro de 2006, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado “Efeito do treinamento muscular concêntrico e excêntrico associado com o treinamento da flexibilidade nas propriedades musculotendíneas e na força muscular” bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

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

  
**Prof. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia**  
**Presidente do COEP/UFMG**

