

Cynthia Helena Fantini

EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO PASSIVO-ESTÁTICO DOS
EXTENSORES DO JOELHO NA FORÇA DE REAÇÃO VERTICAL DO
SOLO E NA TÉCNICA DE MOVIMENTO DURANTE SALTOS VERTICAIS

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
Co-orientador: Prof. Dr. Hans-Joachim Menzel

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2006



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL -
EEFFTO
Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Dissertação intitulada “Efeito agudo do alongamento passivo-estático dos extensores do joelho na força de reação vertical do solo e na técnica de movimento durante saltos verticais”, de autoria de Cynthia Helena Fantini, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas – EEFFTO/UFMG - Orientador

Prof. Dr. Emerson Silami Garcia – EEFFTO/UFMG

Prof^a. Dr^a. Renata Noce Kirkwood – EEFFTO/UFMG

Prof. Dr. Dietmar Martin Samulski
Sub-Coordenador do Colegiado do Curso de Mestrado em Educação Física
EEFFTO/UFMG

Belo Horizonte, 23 de maio de 2006

***Dedico este trabalho aos meus pais, Nelson e Rita,
ao meu irmão Daniel e ao Wolfgang, pelo incentivo e
apoio em todas as minhas decisões.***

AGRADECIMENTOS

Expresso meus sinceros agradecimentos ao Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas pela oportunidade que me foi oferecida, por sua total disponibilidade e por compartilhar seu conhecimento e experiência durante todo este período.

Ao Prof. Dr. Hans-Joachim Menzel, meu orientador durante toda a graduação, responsável por despertar meu interesse pela Biomecânica e por proporcionar oportunidades fundamentais na minha vida acadêmica.

Aos amigos Gustavo H. Peixoto, Luiz Antônio M. Júnior, André Gustavo P. Andrade, Juliana Herr de Moraes, Elder Behring, Leopoldo Paolucci, Cristiane B. M. Silva e Juliana Bergamini pela ajuda, companhia e diversão em todos os momentos. Agradeço especialmente à Adriana Diniz Monteiro e à Raíssa Carvalho Andrade pela ajuda na coleta e análise dos dados.

Aos amigos do Biolab por participarem desta etapa da minha vida acadêmica.

Aos voluntários, sem os quais não haveria pesquisa, agradeço pela disciplina, paciência e dedicação.

Aos funcionários Ésio Eduardo Costa, Maurício Roberto Veronezi e Cláudia Regina Albino de Oliveira por toda a ajuda prestada.

RESUMO

O treinamento da capacidade física flexibilidade é amplamente empregado antes da participação em atividades esportivas, apesar de já ter sido demonstrada redução da força máxima logo após a realização de exercícios de alongamento. Os estudos que investigaram alterações no desempenho de saltos verticais provocadas pelos efeitos agudos do alongamento apresentaram resultados controversos. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos agudos do alongamento dos extensores do joelho na força de reação vertical do solo e na técnica de movimento durante saltos verticais. A amostra foi composta por 30 voluntários do sexo masculino (idade: $24,6 \pm 4,4$ anos; massa corporal: $71,2 \pm 8,2$ kg; estatura: $175,3 \pm 7,2$ cm) que foram submetidos a dois protocolos (controle e alongamento). Em ambos os protocolos, os indivíduos realizaram três técnicas de saltos verticais (salto a partir da posição agachada - SA, salto com contramovimento - SCM e salto em profundidade - SP). No protocolo alongamento, os voluntários realizaram os saltos antes e após quatro séries de 20" de alongamento dos extensores do joelho. Não foi encontrada nenhuma alteração no pico de força máxima, força explosiva, velocidade vertical do centro de gravidade, ângulos articulares e velocidades angulares durante as técnicas SA e SCM. Durante a técnica SP foi observado aumento significativo do tempo de contato com o solo (antes: 211 ± 20 ms; após: 223 ± 25 ms), maior amplitude de dorsiflexão (antes: $94,3 \pm 5,7^\circ$; após: $92,8 \pm 4,0^\circ$) e flexão de joelho (antes: $115,7 \pm 6,9^\circ$; após: $113,8 \pm 7,2^\circ$), maior velocidade angular máxima do joelho durante as fases excêntrica (antes: $363,4 \pm 81,6^\circ/s$; após: $380,4 \pm 83,3^\circ/s$) e concêntrica (antes: $526,5 \pm 62,9^\circ/s$; após: $541,8 \pm 65,8^\circ/s$). Entretanto, estas modificações na técnica de movimento não foram acompanhadas de

alteração no desempenho (velocidade vertical do centro de gravidade). Os resultados mostraram que uma sessão de treinamento de flexibilidade com as normativas de carga propostas não provocaram alterações no desempenho em nenhuma das técnicas de salto analisadas.

ABSTRACT

Flexibility training is often prescribed before physical activities, although there has already been shown that maximal strength can decrease right after stretch exercises. Studies which investigated the influence of acute stretching exercises on vertical jump performance reported non-conclusive results. The aim of this study was to analyse the acute effects of knee extensors stretching in the ground reaction force and movement technique during vertical jumps. Thirty male Physical Education students (age: $24,6 \pm 4,4$ years; body mass: $71,2 \pm 8,2$ kg; height: $175,3 \pm 7,2$ cm) performed vertical jumps in two different sessions: before and after a knee extensors stretching session (experimental protocol) and before and after a 20 minutes rest period (control protocol). The vertical jump techniques were Squat Jump (SJ), Countermovement Jump (CMJ) and Drop Jump (DJ). No significant difference was found in peak of force, rate of force development, vertical velocity of center of gravity, joint angles and maximal angular velocities during the SJ and CMJ. During the DJ a significant increase in ground contact time (before: 211 ± 20 ms; after: 223 ± 25 ms), greater dorsiflexion range of motion (before: $94,3 \pm 5,7^\circ$; after: $92,8 \pm 4,0^\circ$) and knee flexion range of motion (before: $115,7 \pm 6,9^\circ$; after: $113,8 \pm 7,2^\circ$) was observed. After stretching, a significant increase was found in knee maximal angular velocities during the eccentric (before: $363,4 \pm 81,6^\circ/\text{s}$; after: $380,4 \pm 83,3^\circ/\text{s}$) and concentric (before: $526,5 \pm 62,9^\circ/\text{s}$; after: $541,8 \pm 65,8^\circ/\text{s}$) phases. However, no change in the vertical velocity at take off was observed, resulting in the same performance. The results suggest that a flexibility training session with the applied load did not induce changes in performance during the three jumping techniques.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 -	Seqüência de procedimentos da coleta de dados.....	53
FIGURA 2 -	Posição inicial adotada para o salto a partir da posição agachada (SA).....	55
FIGURA 3 -	Técnica dos saltos a partir da posição agachada (SA), com contramovimento (SCM) e em profundidade (SP).....	57
FIGURA 4 -	Inclinômetro de bolha apoiado sobre as espinhas ilíacas póstero-superiores para verificação do nivelamento da pelve.....	59
FIGURA 5 -	Posicionamento inicial (A) e posicionamento final (B) no Teste de Flexão de Joelho.....	60
QUADRO 1 -	Estudos sobre o efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos verticais.....	40
QUADRO 2 -	Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SA.....	62
QUADRO 3 -	Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SCM.....	63
QUADRO 4 -	Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SP.....	63
GRÁFICO 1 -	Médias de ADM obtidas pelo teste ativo de flexão de joelho antes e após o alongamento dos extensores do joelho.....	67

LISTA DE TABELAS

- 1 - Média, desvio-padrão, resultado do teste t pareado (p), Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SA..... 68
- 2 - Média, desvio-padrão e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SA..... 69
- 3 - Média, desvio-padrão, resultado do teste t pareado (p), Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SCM..... 70
- 4 - Média, desvio-padrão e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SCM..... 71
- 5 - Média, desvio-padrão, resultado do teste t pareado (p), Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SP 72
- 6 - Média, desvio-padrão e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SP..... 73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

φ_0T	Ângulo do tornozelo na posição inicial
φ_0J	Ângulo do joelho na posição inicial
φ_0Q	Ângulo do quadril na posição inicial
φ_{cgT}	Ângulo do tornozelo na posição mais baixa do centro de gravidade
φ_{cgJ}	Ângulo do joelho na posição mais baixa do centro de gravidade
φ_{cgQ}	Ângulo do quadril na posição mais baixa do centro de gravidade
$\varphi_{FmáxT}$	Ângulo do tornozelo no momento em que a força máxima é atingida
$\varphi_{FmáxJ}$	Ângulo do joelho no momento em que a força máxima é atingida
$\varphi_{FmáxQ}$	Ângulo do quadril no momento em que a força máxima é atingida
ADM	Amplitude de Movimento
BEJ	Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho
CAE	Ciclo de alongamento-encurtamento
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclasse
CENESP	Centro de Excelência Esportiva
CR	Contração-Relaxamento
CRAC	Contração-Relaxamento Agonista Contrai
CVM	Contração voluntária máxima
EEFFTO	Escola da Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EM	Erro do método para medidas repetidas
EMG	Eletromiografia
$F_{máx}$	Força máxima
F_{ex}	Força explosiva
FNP	Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva
MI	Membro Inferior
SA	Salto a partir da posição agachada
SCM	Salto com contramovimento
SP	Salto em profundidade
TFJ	Teste de Flexão de Joelho
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

UMT	Unidade Músculo-Tendínea
$\omega_{\text{máxT}}^{\text{Con}}$	Velocidade angular máxima do tornozelo na fase concêntrica
$\omega_{\text{máxJ}}^{\text{Con}}$	Velocidade angular máxima do joelho na fase concêntrica
$\omega_{\text{máxT}}^{\text{Ex}}$	Velocidade angular máxima do tornozelo na fase excêntrica
$\omega_{\text{máxJ}}^{\text{Ex}}$	Velocidade angular do joelho na fase excêntrica
VS	Velocidade de Saída

SUMÁRIO

	RESUMO.....	5
	ABSTRACT.....	7
1	INTRODUÇÃO.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	Efeito agudo do alongamento.....	18
2.1.1	Adaptações miogênicas.....	18
2.1.1.1	Amplitude de movimento (ADM).....	18
2.1.1.2	Tensão passiva.....	21
2.1.1.3	Rigidez.....	25
2.1.2	Adaptações neurais.....	30
2.2	Efeito agudo do alongamento no desempenho de força muscular...	33
2.3	Efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos verticais...	37
3	IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA.....	43
4	OBJETIVOS.....	45
5	HIPÓTESES.....	46
6	MATERIAL E MÉTODOS.....	48
6.1	Amostra.....	48
6.2	Instrumentação.....	49
6.2.1	Tapete de contato.....	49
6.2.2	Dinamometria.....	49
6.2.3	Cinemetria.....	49
6.2.4	Conversor analógico digital.....	50

6.2.5	Banco de alongamento dos extensores do joelho.....	50
6.2.6	Medidas antropométricas.....	51
6.3	Procedimentos.....	51
6.3.1	Procedimentos de avaliação.....	51
6.3.2	Técnicas dos saltos SA, SCM, SP.....	54
6.3.3	Treinamento dos saltos.....	57
6.3.4	Avaliação da flexibilidade.....	58
6.3.5	Sessão de alongamento dos extensores do joelho.....	61
6.3.6	Coleta de dados.....	62
6.3.7	Variáveis analisadas.....	62
6.3.8	Métodos estatísticos.....	66
7	RESULTADOS.....	67
7.1	Teste de Flexão de Joelho (TFJ).....	67
7.2	Salto a partir da posição agachada (SA).....	68
7.3	Salto com contramovimento (SCM).....	69
7.4	Salto em profundidade (SP).....	71
8	DISCUSSÃO.....	74
8.1	Amplitude de Movimento.....	74
8.2	Salto a partir da posição agachada (SA).....	76
8.3	Salto com contramovimento (SCM).....	80
8.4	Salto em profundidade (SP).....	84
9	CONCLUSÃO.....	87
	REFERÊNCIAS.....	89

APÊNDICE.....	96
ANEXO.....	97

1 INTRODUÇÃO

O treinamento da capacidade física flexibilidade faz parte da preparação física de atletas de diversas modalidades esportivas. Além de estar presente na rotina de treinamento dos atletas, os exercícios de alongamento são comumente realizados antes de uma competição com os objetivos de reduzir o risco de lesões e melhorar o desempenho (SHELLOCK e PRENTICE, 1985; SAFRAN *et al.*, 1989). Quanto ao objetivo de reduzir o risco de lesões, os estudos são controversos não existindo um consenso em relação à sua eficácia (GLEIM e McHUGH, 1997; HERBERT e GABRIEL, 2002; WELDON e HILL, 2003; WITVROUW *et al.*, 2004).

Os estudos que analisaram o efeito do treinamento de flexibilidade no desempenho têm mostrado uma redução da força máxima logo após uma sessão de treinamento, sugerindo que a realização desta prática antes de determinadas modalidades esportivas não é aconselhável (KOKKONEN *et al.*, 1998; AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2000; NELSON e KOKKONEN, 2001; WEIR *et al.*, 2005). Segundo Fowles *et al.* (2000), a redução de força observada se deve tanto a fatores miogênicos quanto neurais. Alterações nas propriedades musculares e redução da ativação neural são os fatores apontados como responsáveis pela redução da força máxima após o alongamento (AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2000). Outros autores priorizam as alterações miogênicas em relação às neurais para explicar a redução de força máxima após o alongamento (WEIR *et al.*, 2005). Dentre os estudos que reportaram redução da força máxima, vários utilizaram cargas de treinamento fora da realidade do âmbito esportivo. Os testes para a avaliação da força realizados nestes estudos foram testes monoarticulares isométricos (AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*,

2000; WEIR *et al.*, 2005) e concêntricos (KOKKONEN *et al.*, 1998; NELSON e KOKKONEN, 2001), o que pode ser considerado não específico para avaliar o desempenho em um movimento mais complexo, onde existe a participação de vários grupos musculares (McBRIDE *et al.*, 2005). Power *et al.* (2004) e McBride *et al.* (2005) verificaram uma redução da força máxima em tarefas monoarticulares, mas não encontraram alteração no desempenho em tarefas complexas multiarticulares.

Os estudos que avaliaram o efeito agudo do alongamento diretamente no desempenho de saltos verticais apresentaram resultados divergentes (CHURCH *et al.*, 2001; KNUDSON. *et al.*, 2001; YOUNG e ELLIOTT, 2001; POWER *et al.*, 2004; UNICK *et al.*, 2005; WALLMANN *et al.*, 2005). Os diversos estudos utilizaram diferentes normativas de carga para o treinamento da capacidade física flexibilidade, entretanto, em nenhum deles foi aplicado um teste específico para mensurar o efeito da carga de treinamento aplicada no desempenho da flexibilidade. Além das diferentes normativas de carga utilizadas no treinamento da flexibilidade, os diferentes critérios utilizados para definir desempenho durante os saltos verticais é outro fator que contribui para esta divergência.

Os resultados de pesquisas mencionadas acima mostraram que o rendimento de força muscular pode ser influenciado negativamente quando esse desempenho envolve testes monoarticulares (KOKKONEN *et al.*, 1998; NELSON e KOKKONEN, 2001; AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2000; WEIR *et al.*, 2005). Contudo, não existe um consenso na literatura em relação aos efeitos agudos do treinamento da flexibilidade no desempenho muscular em tarefas motoras multiarticulares. Além disso, faltam informações sobre o efeito agudo do treinamento da flexibilidade na relação entre

parâmetros da força muscular e técnica de movimento durante tarefas motoras multiarticulares como os saltos verticais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Efeito Agudo do Alongamento

2.1.1 Adaptações Miogênicas

As propriedades mecânicas de diferentes tecidos já foram estudadas em animais e humanos (KENNEDY *et al.*, 1976; STROMBERG e WIEDERHIELM, 1969; TAYLOR *et al.*, 1990). Quando submetido ao alongamento, o tecido muscular apresenta determinadas adaptações devido a estas propriedades.

As principais adaptações miogênicas observadas após uma sessão de treinamento de flexibilidade são alterações na amplitude de movimento (ADM), tensão passiva e rigidez.

2.1.1.1 Amplitude de Movimento (ADM)

A maior parte dos estudos com humanos utilizou a ADM para representar uma medida do aumento do comprimento muscular como um efeito crônico e agudo ao treinamento de flexibilidade (HARTLEY-O'BRIEN, 1980; HARDY, 1985; BORMS *et al.*, 1987; MADDING *et al.*, 1987; BANDY e IRON, 1994; ROBERTS e WILSON, 1999).

O imediato aumento na ADM após o alongamento pode ser resultado de um aumento no comprimento muscular devido ao comportamento viscoelástico do tecido, conhecido como *creep*¹ (Gajdosik, 2001). Taylor *et al.* (1990) verificaram um aumento do comprimento de uma unidade músculo-tendínea (UMT) de coelhos após dez ciclos

¹ “Aumento de comprimento (de uma estrutura) que ocorre quando uma força constante ou carga é aplicada (ALTER, 1996, p. 67)”.

de alongamento até a tensão de 78,4 N. Quando esta tensão era atingida em cada ciclo, a UMT era mantida naquele determinado comprimento por 30 segundos. Observou-se um aumento total do comprimento muscular de 3,46% , sendo este aumento explicado pelo mecanismo viscoelástico denominado *creep*, apesar de não ter sido mantida uma tensão constante ao longo dos 30 segundos.

Weijer *et al.* (2003) analisaram o efeito de uma sessão de treinamento de flexibilidade na ADM de extensão de joelho, avaliada por meio de um teste ativo, durante um período de 24 horas. Foi reportado um aumento significativo de ADM logo após a intervenção (13,1^o) e após 15 minutos de repouso o ganho reportado foi de 9,1^o. Os valores de ADM mensurados 24 horas após a sessão foram significativamente maiores que os valores do pré-teste (7,7^o), indicando que os efeitos agudos do alongamento relacionados à ADM ainda estavam presentes. Apesar dos valores mensurados se mostrarem significativamente maiores 24 horas após a intervenção, não se sabe se este aumento é de relevância prática e se realmente representaria uma diferença funcional para os indivíduos em suas atividades diárias.

Hardy (1985) utilizou um teste ativo para mensurar a ADM de flexão de quadril após seis diferentes treinamentos de flexibilidade. A técnica de alongamento utilizada foi a de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP). Os treinamentos foram realizados com diferentes estratégias de facilitação neuromuscular (durações de contração da musculatura agonista e antagonista) e todos resultaram em um aumento significativo da ADM. No estudo de Madding *et al.* (1987), o teste utilizado foi passivo, entretanto a força exercida durante o alongamento foi controlada com a utilização de um dinamômetro. Foram testadas três durações de alongamento (15 segundos, 45 segundos e 2 minutos) e os três grupos apresentaram um aumento de ADM de

abdução de quadril para o mesmo valor de força aplicado para realizar o alongamento no pré-teste.

McNair e Stanley (1996) verificaram que a amplitude de dorsiflexão é significativamente aumentada (8%) após 5 séries de 30 segundos de alongamento passivo-estático. Neste estudo também foi utilizado um teste passivo, no qual a força imposta durante o teste foi controlada por um sistema de polias. A determinação da ADM máxima foi feita mediante aumentos gradativos de pesos na polia. Entretanto, não é mencionado no estudo se a maior ADM observada após o alongamento foi alcançada com aplicação de uma mesma força ou mediante uma maior força de dorsiflexão provocada pelo sistema de polia. Este fato poderia levantar a questão se o aumento da ADM foi devido às adaptações provocadas no tecido ou apenas uma maior tolerância ao alongamento, o que levaria os indivíduos a suportarem uma maior força. Vários trabalhos já demonstraram as propriedades biomecânicas dos tecidos relacionadas com o aumento do comprimento da UMT, quando essas são submetidas a uma força de tração. Apesar disso, alguns estudos verificaram que maiores ADMs são observadas devido a um aumento da tolerância ao alongamento, uma vez que maiores amplitudes foram acompanhadas de maiores tensões passivas (MAGNUSSON *et al.*, 1998; FOWLES *et al.*, 2000). Entretanto, Halbertsma *et al.* (1999) não verificaram nenhuma alteração da ADM correspondente à primeira sensação de dor ou à máxima tolerância ao alongamento reportada pelos voluntários após 5 ciclos de alongamento passivo-dinâmico. Segundo esses autores, é provável que o aumento da tolerância ao alongamento ocorra mais como uma adaptação crônica do que aguda ao treinamento de flexibilidade.

A partir dos estudos apresentados, é possível observar um aumento da ADM como resultado de uma sessão de exercícios de alongamento. Isto foi observado utilizando-se diferentes técnicas de alongamento, grupos musculares, durações e formas de avaliação.

2.1.1.2 Tensão Passiva

Quando um músculo é alongado, os componentes elásticos em série, em paralelo e os componentes contráteis resistem à deformação e são os fatores responsáveis pela tensão passiva ou força de resistência ao alongamento (ALTER, 1996).

Devido às suas propriedades viscoelásticas, os tecidos biológicos podem apresentar alterações na tensão passiva provocadas pelo alongamento. Uma redução do pico de tensão passiva já foi reportada como uma resposta aguda do tecido à aplicação de uma força de tração (MADDING *et al.*, 1987; TOFT *et al.*, 1989; TAYLOR *et al.*, 1990). O estudo de Taylor *et al.* (1990) que utilizou tecido animal, verificou as propriedades viscoelásticas de uma unidade músculo-tendínea (UMT) em condições de exigências similares às provocadas por exercícios de alongamento. Foram feitos dez ciclos de alongamento, sendo que em cada ciclo a UMT foi submetida a um aumento de 10% de seu comprimento inicial e verificou-se uma redução de 16,6% da tensão necessária entre o primeiro e o décimo ciclo para que o mesmo comprimento fosse atingido. Redução do pico de tensão passiva também foi constatada no estudo de Madding *et al.* (1987), no qual três diferentes grupos realizaram 1 série de 15 segundos, 45 segundos e 2 minutos de alongamento passivo-estático, respectivamente. Para uma mesma ADM de abdução de quadril mensurada antes da sessão, os três grupos

apresentaram uma redução no pico de tensão passiva, não havendo diferenças entre os grupos. Resultados similares foram encontrados por Toft *et al.* (1989) para os flexores plantares. A tensão passiva foi avaliada em várias amplitudes de dorsiflexão antes e após 5 séries de alongamento utilizando a técnica contração-relaxamento. Para as mesmas amplitudes avaliadas antes do alongamento, foi verificada uma diminuição da tensão passiva após a intervenção. Esta redução foi observada tanto em indivíduos mais flexíveis quanto em menos flexíveis. Já o estudo de Muir *et al.* (1999) não reportou uma redução do pico de tensão após 4 séries de 30 segundos de alongamento passivo-estático dos flexores plantares. Entretanto, o protocolo utilizado para avaliar a tensão passiva consistiu de 6 ciclos de alongamentos passivo-dinâmicos feitos entre as ADMs de 10° de flexão plantar e 10° de dorsiflexão. Este protocolo foi aplicado também ao grupo controle e esse procedimento de pré-condicionamento pode ter provocado um efeito na ADM. Desta forma, o próprio teste pode ter representado uma carga de treinamento para o grupo controle, ocasionando a falta de diferença significativa entre os grupos.

De acordo com os estudos acima, parece que o pico de tensão passiva mensurado imediatamente após o alongamento, para uma determinada ADM, apresenta-se reduzido significativamente. Entretanto, os resultados de Magnusson *et al.* (2000) divergem dos estudos acima, não mostrando nenhuma redução desta variável após 45 segundos de alongamento passivo-estático. Quando o pico de tensão é mensurado após o intervalo de uma hora, os resultados também não apresentam uniformidade. Magnusson *et al.* (1996a) realizaram cinco alongamentos consecutivos, com 90 segundos de duração e 30 segundos de intervalo. Foi observada uma redução no pico de tensão entre os alongamentos 1 e 5, entretanto, a alteração não se mostrou

significativa após o intervalo de 1 hora. Já o estudo de Magnusson *et al.* (1995) relatou uma redução no pico de tensão passiva após 5 alongamentos de 90 segundos e esta redução se manteve pelo período de 1 hora após a aplicação dos alongamentos. Entretanto, quando realizado apenas um alongamento de 90 segundos, não foi observada nenhuma alteração no pico de tensão passiva uma hora após a intervenção. Sendo assim, o efeito do alongamento no comportamento da variável pico de tensão ainda não está claro, existindo contradições entre os diversos estudos.

Apesar da redução do pico de tensão passiva não ter sido observada de maneira uniforme entre os diversos estudos, a diminuição da tensão ao longo do tempo para manter o músculo em alongamento foi reportada de forma consistente por vários autores (TAYLOR *et al.*, 1990; MAGNUSSON *et al.*, 1993; 1995; 1996a; 1998; 2000; FOWLES *et al.*, 2000; KUBO *et al.*, 2001; WEIR *et al.*, 2005). Os materiais viscoelásticos apresentam um comportamento tempo-dependente quando submetidos ao alongamento. Este comportamento, ilustrado pelo *relaxamento sob tensão*², já foi demonstrado em tecido animal durante 10 ciclos de alongamentos consecutivos mantidos por 30 segundos cada um. Os quatro primeiros ciclos provocaram uma maior redução da tensão passiva ao longo do tempo (TAYLOR *et al.*, 1990).

Durante o alongamento passivo-estático, a articulação é posicionada em uma determinada amplitude e mantida nesta posição por um período de tempo. Assim que a articulação atinge sua máxima amplitude, observa-se um pico de tensão passiva e durante a manutenção desta posição articular, ocorre uma redução da tensão ao longo

² “Se um material viscoelástico é alongado e mantido em um comprimento constante, a tensão, ou força, naquele comprimento, reduz gradualmente ao longo do tempo. Este declínio é chamado de relaxamento sob tensão” (TAYLOR *et al.*, 1990, p.301).

do tempo. Em humanos, a redução observada foi de aproximadamente 14% durante os 45 segundos de alongamento passivo-estático da musculatura isquiotibial (McHUGH *et al.*, 1992). Segundo Magnusson *et al.* (1993), a tensão passiva observada para esta mesma musculatura, reduz significativamente a cada dez segundos, sendo que o maior declínio (68,8%) ocorre nos primeiros 20 segundos de alongamento.

A tensão passiva média, mensurada em intervalos de cinco segundos durante a fase estática do alongamento, reduz significativamente durante os primeiros 45 segundos (MAGNUSSON *et al.*, 1995). Quando são realizadas séries consecutivas, observam-se menores valores de tensão passiva média para as séries subseqüentes, comparadas à primeira série. Além disso, foi verificado que estas alterações permaneceram por um período de 1 hora após a realização de 5 séries de 90 segundos de alongamento. (MAGNUSSON *et al.*, 1995). Entretanto, em um estudo subseqüente realizado com as mesmas normativas de carga, a redução da diferença entre o pico de tensão inicial e a tensão registrada ao final dos 90 segundos de alongamento (Δ tensão) não permaneceu pelo período de 1 hora (MAGNUSSON *et al.*, 1996a).

Uma carga de treinamento mais próxima daquelas realizadas na prática, composta por 3 séries de 45 segundos, foi testada por Magnusson *et al.* (2000) e foi observado relaxamento sob tensão em cada uma das séries. Entretanto, a redução da tensão passiva média, mensurada em intervalos de cinco segundos durante a fase estática, foi similar comparando-se a primeira série com as séries subseqüentes.

O declínio da tensão passiva durante o alongamento estático não se correlaciona com a atividade eletromiográfica da musculatura. Alongamentos realizados em amplitudes menores que a máxima também provocam declínio da tensão passiva ao longo do tempo, apesar de não ser observada qualquer atividade eletromiográfica na

musculatura alongada. Isso indica que a atividade contrátil não afeta a resposta de relaxamento sob tensão (McHUGH *et al.*, 1992). Estes resultados concordam com os de Magnusson *et al.* (1995), indicando que a redução da tensão necessária para manter o músculo alongado é de natureza mecânica, ou seja, viscoelástica.

O comportamento viscoelástico das unidades músculo-tendíneas, ilustrado pelo relaxamento sob tensão, foi observado de forma consistente dentro de cada série de alongamento, entre os diversos estudos. Além disso, alguns dos estudos citados acima demonstraram que uma sessão de treinamento de flexibilidade é capaz de provocar uma redução no pico de tensão passiva logo após sua realização. Entretanto, o número mínimo de séries e o tempo de cada série para que ocorra uma redução do pico de tensão passiva ou da tensão passiva média ainda não está estabelecido. Também não se sabe por quanto tempo estas alterações podem permanecer após o alongamento.

2.1.1.3 Rigidez

Os tecidos apresentam diferentes comportamentos quando submetidos a uma força de tração, que podem ser demonstrados por meio da curva tensão-deformação. A inclinação da região linear desta curva representa a rigidez de um material, sendo, portanto definida como a relação entre a tensão necessária para deformar uma estrutura e o seu percentual de deformação (MAGNUSSON *et al.*, 1996a). A rigidez é mensurada por ensaios de tração e já foi reportada *in vitro* em tecidos animais (STROMBERG e WIEDERHIELM, 1969) e humanos (KENNEDY *et al.*, 1976). Entretanto, por ser uma medida invasiva, a rigidez é avaliada *in vivo* de maneira indireta. Alterações dos ângulos articulares provocadas por um torque ou momento articular são parâmetros freqüentemente registrados e que possibilitam gerar uma curva

torque-deformação (TOFT *et al.*, 1989; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; 1996b; 1998; HALBERTSMA *et al.*, 1994; 1999; GAJDOSIK, 2001; WEIR *et al.*, 2005). Outras metodologias com utilização de ultra-sonografia (KUBO *et al.*, 2001; 2002) e técnicas de oscilação (WILSON *et al.*, 1994; McNAIR e STANLEY, 1996) para mensuração da rigidez já foram publicadas.

Estudos que investigaram as alterações agudas e crônicas que o treinamento da flexibilidade pode provocar na rigidez apresentam resultados divergentes (HALBERTSMA *et al.*, 1994; 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1996a; 1996b; KUBO *et al.*, 2001; 2002; McNAIR e STANLEY, 1996). As diferentes técnicas utilizadas para mensuração da rigidez e cargas de treinamento podem ser fatores que contribuíram para estas divergências. A composição dos tecidos e a organização de seus componentes também influenciam na curva de tensão-deformação (STROMBERG e WIEDERHIELM, 1969). A contribuição relativa de várias estruturas como: tecidos conectivos (epimísio, perimísio e endomísio), sarcolema, componentes das fibras musculares, tendões e atritos articulares são fatores que determinam a relação tensão-deformação de uma UMT (HALBERTSMA *et al.*, 1999). Além desses fatores, a rigidez pode ser influenciada também por mecanismos neurais. A resposta reflexa a um alongamento pode aumentar a rigidez, sendo assim, esta pode ser determinada também pela ativação muscular e não somente por estruturas passivas da UMT (McNAIR e STANLEY, 1996; HALBERTSMA *et al.*, 1999). Isto torna difícil a comparação entre estudos que analisaram a rigidez ativa e passiva, uma vez que a primeira conta com a participação do sistema nervoso, não se restringindo apenas às propriedades mecânicas do músculo que caracterizam a rigidez passiva.

Redução aguda da rigidez passiva foi observada após alongamento passivo-estático com diferentes durações e após contrações isométricas repetidas (KUBO *et al.*, 2001; 2002). O método de determinação da rigidez utilizado nestes estudos é a ultrasonografia. Neste método, o deslocamento da aponeurose durante uma contração isométrica voluntária máxima é visualizado, e considera-se que a deformação do tendão corresponde a este deslocamento. A rigidez é calculada a partir de uma estimativa da força muscular realizada durante a contração e da suposta deformação do tendão. Entretanto, Maganaris e Paul (2000) demonstraram que a deformação da aponeurose é aproximadamente três vezes maior que a deformação observada no tendão durante uma contração muscular do tibial anterior, provavelmente devido às diferentes áreas de seção transversa das duas estruturas. Já o estudo de Magnusson *et al.* (2003) apresentou resultados divergentes para a avaliação do tendão de Aquiles e aponeurose, encontrando maiores deformações para o tendão. Os pontos escolhidos para a determinação dos comprimentos iniciais de cada estrutura e as diferenças anatômicas destes tecidos conectivos entre os diferentes músculos podem gerar resultados divergentes, tornando difícil a generalização do comportamento de cada tecido conectivo durante uma contração.

No estudo de McNair e Stanley (1996) utilizou-se uma técnica de oscilação para determinação da rigidez ativa e não foi encontrada redução desta variável após 5 séries de 30 segundos de alongamento passivo-estático do músculo sóleo. Entretanto, após 10 minutos de corrida e após a realização do protocolo que combinava a corrida e o alongamento foi encontrada uma redução na rigidez de 7 e 3%, respectivamente. Segundo os autores, os valores de rigidez encontrados contam com a participação das propriedades dos tecidos conectivos da articulação, propriedades intrínsecas do

músculo, tendão e atividade reflexa, não sendo possível determinar a contribuição relativa de cada um destes fatores. Uma das explicações apresentadas pelos autores para estes resultados é baseada na deformação das estruturas em série e em paralelo durante cada tipo de atividade. Segundo eles, a corrida poderia provocar maior deformação nos elementos contráteis e no tendão, enquanto que o alongamento pode ser mais importante para reduzir a rigidez dos tecidos conectivos em paralelo e das estruturas das cápsulas articulares. Entretanto, este raciocínio não considera que durante o alongamento os tendões também são submetidos à tensão. Taylor *et al.* (1997) compararam os efeitos de contrações repetidas e alongamento passivo nas propriedades viscoelásticas de UMTs. Ambos os procedimentos resultaram em redução da tensão passiva, exibindo a mesma magnitude de relaxamento sob tensão. Os autores sugerem que, como o aumento de comprimento dos tecidos conectivos é o único resultado comum aos dois procedimentos, os efeitos de relaxamento sob tensão ocorrem primariamente nestas estruturas. Sendo assim, contrações musculares isométricas e alongamento passivo podem ocasionar as alterações similares do tecido conectivo.

Outros estudos utilizaram a relação entre a resistência passiva gerada durante o alongamento e a amplitude de movimento para determinação da rigidez e a redução na inclinação da curva tensão-deformação foi reportada como diminuição deste parâmetro após uma sessão de alongamento (WEIR *et al.*, 2005; FOWLES *et al.*, 2000; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Magnusson *et al.* (1996a) reportaram um declínio imediato da rigidez após 5 séries de 90 segundos de alongamento passivo-estático, entretanto o declínio não permaneceu pelo período de uma hora, retornando aos valores basais. Já Halbertsma *et al.* (1999) não reportaram qualquer alteração na rigidez após 5 ciclos de

alongamento passivo-dinâmico. Isto pode indicar a necessidade de manutenção da musculatura na posição de alongamento para que ocorra a redução dessa variável. A utilização de mais de uma série de alongamento passivo-estático também parece contribuir para as alterações viscoelásticas, uma vez que 1 série de 90 segundos não provocou redução na rigidez quando mensurada apenas 10 minutos após o alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998).

Como a rigidez é determinada pela relação entre a tensão passiva oferecida por uma articulação e sua variação angular, alterações em um destes dois parâmetros ocasionam sua modificação. Nas sessões 2.1.1.1 e 2.1.1.2 já foram reportados estudos que verificaram tanto redução do pico de tensão passiva para uma determinada ADM, quanto aumento de ADM para um dado valor de tensão após uma sessão de treinamento de flexibilidade. Sendo assim, espera-se redução da rigidez após esta intervenção que, segundo Kubo *et al.* (2001), pode ocorrer devido a um melhor alinhamento das fibras de colágeno dos tecidos conectivos provocado pelo alongamento.

Entretanto, as alterações nas propriedades mecânicas do tecido parecem ser momentâneas, uma vez que a alta carga de treinamento (7,5 minutos) proposta por Magnusson *et al.* (1996a) não foi capaz de provocar uma redução na rigidez que permanecesse pelo período de uma hora.

2.1.2 Adaptações Neurais

Alguns estudos investigaram as alterações neurais relacionadas à capacidade de transmissão do impulso nervoso, tanto da via aferente quanto da eferente, que poderiam ocorrer devido ao alongamento.

A capacidade de transmissão dos sinais nervosos periféricos pode ser estudada por meio do Reflexo de Hoffmann (Reflexo H), que é semelhante ao Reflexo de Estiramento, porém é induzido artificialmente. Um estímulo elétrico de magnitude conhecida é aplicado a um nervo periférico (via aferente Ia) e é quantificada a resposta eletromiográfica ou força associada com a contração do músculo que é inervado pelo nervo estimulado. À medida que o estímulo elétrico é aumentado, inicia-se a estimulação direta da via eferente que produz uma onda de menor latência (onda M). A onda M oferece informações sobre a integridade da via eferente entre o local de estimulação e a placa motora. A relação Reflexo H/onda M oferece informações sobre a excitabilidade do *pool* de motoneurônios alfa (α), pois quanto maior o número de neurônios com um potencial de membrana próximo ao estímulo imposto, maior será a propagação do estímulo e a resposta observada (ENOKA, 1994).

Thigpen *et al.* (1985) analisaram os efeitos agudos do alongamento estático na excitabilidade do motoneurônio α . Estes autores encontraram uma redução significativa da relação reflexo H/onda M após alongamento. Neste estudo não é citado por quanto tempo esta relação permaneceu reduzida. Já Guissard *et al.* (1988) analisaram o reflexo de Hoffmann e o Reflexo de Estiramento antes, durante e após a realização de três técnicas de alongamento diferentes da musculatura tríceps sural. Nenhuma das três técnicas provocou redução da ativação da via eferente, indicando integridade da capacidade de transmissão do impulso nervoso para a placa motora. Já o Reflexo de

Estiramento foi completamente inibido durante o alongamento, entretanto, o Reflexo H foi apenas parcialmente inibido, indicando a participação de outras vias aferentes, além daquelas provenientes do fuso muscular. As vias aferentes que se mostraram inibidas durante o alongamento foram completamente restauradas tão logo o estímulo de alongamento foi retirado e a articulação voltou para sua posição inicial. Sendo assim, parece que as inibições neurais provocadas pelo alongamento são observadas apenas durante a execução do mesmo.

No estudo de Avela *et al.* (1999) foi observada uma redução do reflexo H e do Reflexo de Estiramento após a realização de uma hora de alongamento passivo dinâmico da musculatura tríceps sural. A manutenção da onda M e a redução da relação Reflexo H/onda M indicam que não houve falha na excitação da fibra muscular, mas sim na excitação do *pool* de motoneurônios α . Os autores sugerem que um aumento na complacência das fibras intrafusais poderia ter ocasionado uma redução da descarga de repouso dos fusos musculares. Isto levaria a uma redução do *drive* excitatório proveniente da via aferente la gerando a redução na excitação do *pool* de motoneurônios α .

Como constatado nos trabalhos citados acima, uma sessão de treinamento de flexibilidade pode causar uma redução da excitabilidade do motoneurônio α , entretanto, este efeito é transitório e pouco tempo depois de encerrada a sessão de alongamento, a excitabilidade é restabelecida aos valores pré-alongamento.

As bases neuromusculares das diversas técnicas de alongamento estão relacionadas com a redução da ativação neural, pois espera-se que um músculo com um certo nível de ativação neural, evidenciada por uma baixa atividade eletromiográfica, apresente menor resistência ao alongamento (HUTTON, 1992).

Baseadas nesta teoria, algumas técnicas de alongamento foram desenvolvidas com o objetivo de minimizar a ativação neural do músculo alongado e, conseqüentemente, atingir maior amplitude de movimento. Estas técnicas, conhecidas como técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptivas (FNP), envolvem uma pré contração máxima da musculatura alongada e da musculatura agonista, baseando-se nos princípios da inibição autogênica, inibição recíproca e participação de outros interneurônios. Entretanto, já foi demonstrado que a atividade eletromiográfica registrada durante a execução de técnicas de alongamento FNP é maior que a observada durante o alongamento estático (MOORE e HUTTON, 1980), sem diferença de ADM entre as duas técnicas (MOORE e HUTTON, 1980; HARTLEY-O'BRIEN, 1980, SULLIVAN *et al.*, 1992). Uma explicação para a maior atividade eletromiográfica observada na técnica contração-relaxamento (CR), uma das técnicas FNP, está relacionada com a ativação alfa-gama que ocorre durante a contração muscular isométrica realizada antes do alongamento. A estimulação do motoneurônio gama (via eferente) poderia causar maior sensibilidade do fuso muscular para o alongamento que será realizado em seguida (HUTTON, 1992).

Uma outra técnica FNP conhecida como contração-relaxamento-agonista contrai (CRAC) utiliza uma contração da musculatura agonista, auxiliando o alongamento do antagonista. Nesta técnica, foi observada uma maior redução do reflexo H, comparada à técnica estática, indicando diminuição da excitabilidade do motoneurônio alfa da musculatura alongada. Este resultado pode significar a ocorrência de inibição recíproca durante a contração do agonista (GUISSARD *et al.*, 1988). Apesar disso, maior atividade eletromiográfica foi registrada nesta técnica comparada à estática, indicando que mesmo ocorrendo inibição do motoneurônio alfa, outras vias excitatórias estão

presentes (MOORE e HUTTON, 1980; HUTTON, 1992). Além disso, Moore e Hutton (1980) não observaram associação entre a atividade eletromiográfica e a amplitude de movimento demonstrando que o relaxamento da musculatura alongada não é um requisito para atingir a maior ADM.

Conforme verificado em alguns estudos, diferentes mecanismos neurais podem atuar em cada técnica, provocando diferentes níveis de ativação eletromiográfica, mas estes mecanismos não parecem ser os determinantes das alterações associadas aos efeitos agudos do alongamento.

2.2 Efeito agudo do alongamento no desempenho de força muscular

Já foi reportada na literatura uma redução da força máxima concêntrica (KOKKONEN *et al.*, 1998; NELSON e KOKKONEN, 2001), isométrica (AVELA *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2000; WEIR *et al.*, 2005) e isocinética (TRICOLI e PAULO, 2002) após a realização de exercícios de alongamento.

Uma redução da força concêntrica de flexão e extensão de joelhos foi observada após a realização de exercícios de alongamento para os principais grupos musculares dos membros inferiores utilizando-se a técnica passiva-estática (KOKKONEN *et al.*, 1998) e balística (KOKKONEN e NELSON, 2001).

Avela *et al.* (1999) reportaram redução de 23% da força máxima isométrica devido à realização de alongamentos passivos dos flexores plantares durante uma hora. Uma redução da excitabilidade do motoneurônio α foi reportada logo após o alongamento, entretanto apenas durante os primeiros 4 minutos.

Fowles *et al.* (2000) registraram uma redução de 28% da força máxima isométrica logo após 30 minutos de alongamento passivo-estático do tríceps sural. Uma

redução de 9% ainda foi registrada uma hora após o término do alongamento e, segundo estes autores, isto se deve tanto a fatores neurais quanto mecânicos. A redução observada imediatamente após a execução do alongamento ocorre principalmente devido à queda na ativação muscular. Entretanto, após 15 minutos a ativação dos flexores plantares já está completamente restaurada e a partir daí os 13% do déficit de força ocorre por redução da capacidade contrátil. Reflexos inibitórios por atuação dos Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG) podem ocasionar redução da ativação muscular (inibição autogênica) quando a tensão imposta à musculatura durante o alongamento é suficientemente grande. Como os OTGs têm a função de regular a tensão muscular, as vias aferentes Ib provenientes destas estruturas enviam estímulos aos interneurônios, responsáveis por inibir os motoneurônios alfa (via eferente) que inervam o músculo no qual a alta tensão foi detectada (GORDON, 1991). Proprioceptores e nociceptores também podem ser ativados durante os alongamentos excessivos, estimulando as vias aferentes I e II, e provocando redução da ativação muscular por mecanismos de inibição similares ao descrito acima (ALTER, 1996). Entretanto, segundo Guissard *et al.* (1988) estes são reflexos momentâneos, ou seja, que ocorrem apenas durante a aplicação do estímulo. Sendo assim, este não parece ser um fator determinante para a redução da força muscular observada alguns minutos após a realização do alongamento. A outra possibilidade para explicar a redução da força após exercícios de alongamento está associada ao comportamento viscoelástico das unidades músculo-tendíneas. As características elásticas dos materiais permitem que este seja alongado e retorne ao seu comprimento inicial após a retirada do estímulo deformador. As características viscosas fazem com que este retorno ao comprimento inicial seja tempo dependente, ou seja, não ocorra instantaneamente. Sendo assim, a

alteração do comprimento muscular pode permanecer por um certo período, causando modificações na curva de comprimento-tensão e assim alterar a produção de força (FOWLES *et al.*, 2000; WEIR *et al.*, 2005).

No estudo de Weir *et al.* (2005), foi encontrada redução de 7% da força máxima isométrica de flexão plantar após 5 séries de 2 minutos de alongamento estático. Os autores atribuem esta redução, principalmente, a fatores mecânicos, uma vez que não foi encontrada redução da capacidade de ativação do motoneurônio α . Além disso, o ângulo ótimo de produção de força foi modificado após o alongamento, sendo que os valores de força máxima isométrica foram restabelecidos quando esta era avaliada em um maior ângulo de dorsiflexão, no qual a musculatura tríceps sural estaria em um maior comprimento.

Os mecanismos miogênicos responsáveis pela redução de força muscular após o alongamento ainda são motivos de discussões e especulações feitas pelos autores. Segundo Wilson *et al.* (1994) tais mecanismos estão relacionados a condições mais favoráveis de comprimento muscular e velocidade de contração. Durante uma ação isométrica, os componentes contráteis encurtam enquanto os tendões se estendem. O quanto e a velocidade em que os componentes contráteis vão se encurtar será proporcional à magnitude da contração e à rigidez do sistema músculo-tendíneo. A uma determinada magnitude de contração, uma unidade músculo-tendínea mais rígida, deveria resultar em um menor encurtamento dos componentes contráteis e menor velocidade de encurtamento destes componentes. Conseqüentemente, o desempenho de força isométrica pode ser maior devido a uma melhor relação força-velocidade e comprimento-tensão em que os componentes contráteis se encontram, facilitando a produção de força muscular. De acordo com Fowles *et al.* (2000), uma redução na

rigidez dos tecidos conectivos provocada pelo alongamento poderia, desta forma, resultar em menor produção de força muscular.

Uma outra hipótese para explicar a deficiência da capacidade contrátil após o alongamento está relacionada aos filamentos de Titina que unem a linha Z à M dos sarcômeros. Estes filamentos são responsáveis por manter a integridade dos sarcômeros e a sobreposição adequada dos filamentos de actina e miosina para a produção de força muscular (EDMAN e TSUCHIA, 1996; HOROWITS e PODOLSKY, 1987). Sendo assim, alterações nestas estruturas provocadas pelo alongamento poderiam resultar em modificações do posicionamento da miosina em relação à actina e reduzir a geração de força.

Os estudos que analisaram os possíveis mecanismos que explicariam a redução de força, utilizaram cargas de treinamento superiores àquelas utilizadas na prática. Weir *et al.* (2005) que apresentaram a menor carga de treinamento, utilizaram 10 minutos de alongamento para um único grupo muscular e encontraram redução de apenas 7% da força máxima. Kubo *et al.* (2001) não reportaram qualquer redução de força máxima após o mesmo tempo de alongamento. Entretanto, Kubo *et al.* (2001) utilizaram uma ADM fixa de dorsiflexão para todos os indivíduos durante o alongamento, o que poderia ter representado uma baixa intensidade de alongamento para alguns voluntários. Apesar disso, Fowles *et al.* (2000) admitem que a duração do alongamento proposto por eles se assemelha aos alongamentos prolongados realizados em experimentação animal e por isso possui aplicações limitadas ao alongamento realizado no âmbito esportivo.

Utilizando um estímulo de alongamento de menor duração (270 segundos), McBride *et al.* (2005) reportaram uma redução do pico de força máxima isométrica de

extensão de joelho, entretanto não foi encontrada nenhuma alteração no desempenho de força máxima isométrica durante o agachamento. Behm *et al.* (2004) também utilizaram um protocolo de alongamento similar ao utilizado na prática, com três séries de 45 segundos para três grupos musculares e a redução na força máxima observada de 6,9% após a intervenção não diferiu da redução observada no grupo controle (5,6%), em um teste de extensão de joelho. Os autores atribuem estes resultados, justamente, ao moderado volume de alongamento realizado.

2.3 Efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos verticais

Os estudos que verificaram uma redução de força após uma sessão de treinamento de flexibilidade utilizaram altas cargas de treinamento, fora da realidade prática, ou avaliaram a força muscular por meio de testes monoarticulares. Entretanto, estes testes, considerados pouco funcionais, podem não refletir os movimentos complexos realizados durante a prática esportiva. Testar a força muscular durante movimentos multiarticulares com a utilização de testes mais funcionais pode ser mais indicado para avaliar o impacto do efeito agudo do alongamento em diferentes parâmetros musculares e biomecânicos relacionados ao desempenho nos esportes. Redução de força máxima isométrica de extensão de joelho já foi reportada após o alongamento passivo-estático, entretanto, sem qualquer alteração na força máxima isométrica durante o agachamento (McBRIDE *et al.*, 2005) ou redução do desempenho em saltos verticais, que são movimentos multiarticulares (POWER *et al.*, 2004).

Para verificar a correlação entre as propriedades musculares e o desempenho em saltos verticais, Bojsen-Moller *et al.* (2005) mensuraram a rigidez passiva do complexo tendão-aponeurose do músculo vasto lateral por meio de ultra-sonografia. Os

resultados indicaram que indivíduos com maior rigidez apresentaram melhor desempenho no salto a partir da posição agachada (SA) ($r = 0,64$; $p < 0,05$) e no salto com contramovimento ($r = 0,55$; $p < 0,05$). O pico de força máxima se correlacionou significativamente com a rigidez apenas para o SA. Sendo assim, parece que também para movimentos complexos, como os saltos, a capacidade do tecido conectivo em transmitir as forças de forma eficiente tem uma importância para o desempenho. As limitações metodológicas referentes à mensuração da rigidez estão relacionadas à impossibilidade de distinguir a deformação do tendão e da aponeurose separadamente (Kubo *et al.*, 1999; 2001; 2002) e o papel de cada uma das estruturas envolvidas no desempenho da contração. Além disso, não é possível distinguir de maneira precisa a contribuição de força apenas do vasto lateral em relação às outras porções do quadríceps e músculos sinergistas. Isto significa que a força muscular mensurada para o cálculo da rigidez é uma estimativa.

Discordando dos resultados de Bojsen-Moller *et al.* (2005), Kubo *et al.* (1999) não encontraram correlação significativa entre o desempenho em ambas as técnicas de salto e a rigidez do complexo tendão-aponeurose. Entretanto, foi encontrada correlação negativa significativa entre a rigidez e a diferença de desempenho entre as duas técnicas de salto, indicando que indivíduos com UMTs mais complacentes são capazes de utilizar melhor a energia elástica em movimentos que envolvem o ciclo de alongamento-encurtamento (CAE).

Ambos os estudos citados acima investigaram a correlação entre o desempenho em saltos e a rigidez dos tecidos conectivos. Conforme proposto por Magnusson *et al.* (1996a) e Fowles *et al.* (2000), uma sessão de alongamento pode reduzir a rigidez

temporariamente, apesar de não estar claro se as normativas de treinamento utilizadas na prática esportiva são capazes de provocar esta redução.

As diferentes técnicas de saltos verticais utilizam formas de contração distintas e, portanto, possíveis alterações de desempenho em cada técnica de salto podem ser provocadas por diferentes mecanismos. Conforme especulações sugeridas por Wilson *et al.* (1994), UMTs mais complacentes poderiam prejudicar o desempenho em contrações isométricas e concêntricas devido à ineficiência na transmissão da força e às alterações na relação comprimento-tensão e força-velocidade. Entretanto, o desempenho em atividades que envolvem o CAE de longa duração (>250ms) poderia ser beneficiado, uma vez que maiores deformações nos tendões possibilitariam maior armazenamento e aproveitamento da energia elástica (WILSON, *et al.*, 1994; KUBO *et al.*, 1999). O CAE de curta duração (<250ms), segundo Young e Elliott (2001), poderia ser prejudicado devido à complacência das UMTs, pois, maior rigidez devido a um alto nível de pré-ativação e rápida transmissão de força é exigida para um bom desempenho nesta forma de contração.

Os estudos que analisaram os efeitos agudos do alongamento passivo-estático no desempenho de saltos e utilizaram estas diversas formas de contração têm apresentado resultados divergentes. Para o salto com contramovimento, que utiliza o CAE de longa duração, não foi encontrada redução de desempenho, definida como altura do salto (CHURCH *et al.*, 2001; POWER *et al.*, 2004; UNICK *et al.*, 2005), ou alterações na velocidade vertical máxima do centro de gravidade e na técnica de movimento (KNUDSON *et al.*, 2001). Já o estudo de Cornwell *et al.* (2002) reportou 7,4% de redução no desempenho após 180 segundos de alongamento da musculatura tríceps sural. Church *et al.* (2001) não reportaram redução de desempenho após

alongamento passivo-estático, entretanto, a altura atingida pelo centro de gravidade após alongamento com a técnica FNP se mostrou reduzida significativamente. O salto em profundidade (CAE de curta duração) foi analisado por Power *et al.* (2004) e o desempenho nesta técnica de salto não foi alterado, discordando dos resultados de Young e Elliott (2001) que reportaram queda de desempenho após o alongamento passivo-estático, entretanto, nenhuma alteração após alongamento com a técnica FNP. Para o salto a partir da posição agachada, que utiliza a forma de contração concêntrica, não foi reportada queda de desempenho após o alongamento passivo-estático (YOUNG e ELLIOTT, 2001; CORNWELL *et al.*, 2002) ou com a técnica FNP (YOUNG e ELLIOTT, 2001).

O QUADRO 1 sintetiza as principais informações dos estudos prévios que analisaram o efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos verticais.

QUADRO 1

Estudos sobre o efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos verticais

Autores	Objetivos	Metodologia	Resultados
Knudson <i>et al.</i> , 2001	Analisar alterações em variáveis cinemáticas	<p>SCM</p> <p><u>Grupos musculares:</u> isquiotibiais, quadríceps e tríceps surais (3x15" cada grupo) alongamento passivo-estático</p> <p>Análise cinemática (Frequência: 60 Hz)</p> <p><u>Variáveis cinemáticas:</u></p> <p>Máxima amplitude de flexão de joelho</p> <p>Duração das fases excêntrica e concêntrica</p> <p><u>Critério de desempenho:</u> velocidade vertical do centro de massa</p> <p>Não foi aplicado teste de flexibilidade</p>	Nenhum parâmetro apresentou alteração significativa

Autores	Objetivos	Metodologia	Resultados
Church <i>et al.</i> , 2001	<p>Analisar o efeito de 3 intervenções no desempenho:</p> <ul style="list-style-type: none"> - exercícios preparatórios(EP) - EP + along. estático - EP + along FNP 	<p>SCM <u>Grupos musculares:</u> quadríceps e isquiotibiais EP: circuito de 10 exercícios EP + 6 exercícios de alongamento passivo-estático EP + exercícios de along. FNP <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto <u>Instrumento:</u> tapete de contato <u>Teste de flexibilidade:</u> sentar-e-alcançar</p>	<p>Não houve alteração significativa para o sentar-e-alcançar. EP + FNP apresentou pior desempenho em relação às demais intervenções</p>
Young e Elliott, 2001	<p>Analisar o efeito de 3 intervenções no desempenho:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Along. estático - Along. FNP - Contrações voluntárias máximas (CVM) 	<p>SA e SP <u>Grupos musculares:</u> tríceps surais, glúteo e quadríceps (3x15"cada grupo) Alongamento passivo-estático e FNP <u>Variáveis cinéticas:</u> Pico de força e força explosiva (SA); <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto (SA); altura do salto / tempo de contato (SP) <u>Instrumentos:</u> plataforma de força (SA) e tapete de contato (SP) Não foi aplicado teste de flexibilidade</p>	<p>Redução significativa do desempenho no SP após alongamento estático</p>
Cornwell <i>et al.</i> , 2004	<p>Analisar o efeito agudo do alongamento no desempenho, rigidez, e atividade eletromiográfica</p>	<p>SCM e SA (monoarticular) <u>Grupo muscular:</u> tríceps surais (180") alongamento passivo-estático <u>Variáveis analisadas:</u> Rigidez, sinal EMG integrado <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto <u>Instrumento:</u> plataforma de força <u>Teste de flexibilidade:</u> amplitude de dorsiflexão (°) - ADM</p>	<p>Redução de 7,4% na altura do SCM, redução de 2,8% da rigidez, redução da EMG e aumento de ADM</p>

Autores	Objetivos	Metodologia	Resultados
Power <i>et al.</i> , 2004	Analisar alterações na força isométrica e no desempenho em saltos após o alongamento	<p>SA e SP <u>Grupos musculares:</u> quadríceps, isquiotibiais, tríceps surais(2 exercícios, 3x30" para cada grupo) alongamento passivo-estático <u>Variáveis cinéticas:</u> CVM durante extensão de joelho e flexão plantar <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto <u>Instrumento:</u> tapete de contato <u>Testes de flexibilidade:</u> Sentar-e-alcançar, amplitude de extensão de quadril (cm) e de flexão plantar (°).</p>	<p>Redução da CVM e EMG do quadríceps Não houve alteração no desempenho dos saltos. Aumento de ADM apenas no sentar-e-alcançar</p>
Wallmann <i>et al.</i> , 2005	Analisar o efeito agudo do alongamento no desempenho de saltos e na atividade eletromiográfica (EMG)	<p>SCM <u>Grupo muscular:</u> tríceps surais (3x30") alongamento passivo-estático <u>Variáveis eletromiográficas:</u> Sinal EMG médio durante a fase de impulsão <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto <u>Instrumento:</u> plataforma de força Não foi aplicado teste de flexibilidade</p>	<p>Redução significativa de 5,6% na altura do salto. Aumento de 17,9% na EMG</p>
Unick <i>et al.</i> , 2005	Analisar o efeito agudo do alongamento estático e balístico no desempenho de saltos	<p>SCM e SP <u>Grupos musculares:</u> isquiotibiais, soleo, gastrocnêmios e quadríceps (3x15" cada grupo) alongamento passivo-estático e balístico <u>Critério de desempenho:</u> altura do salto <u>Instrumento:</u> Vertec (teste de campo) Não foi aplicado teste de flexibilidade após os exercícios de alongamento</p>	<p>Não foi encontrada nenhuma alteração no desempenho</p>

3 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA

A partir da revisão de literatura, podem ser verificados resultados divergentes relacionados às alterações no desempenho provocadas pelo alongamento em diversas técnicas de salto. Isso mostra a necessidade de mais investigações científicas envolvendo ações dinâmicas e mais específicas às demandas esportivas.

Os diversos estudos utilizaram diferentes cargas de treinamento de flexibilidade sendo que, em alguns deles, a carga utilizada apresenta pouca especificidade à realidade da prática esportiva. Além disso, em nenhum dos estudos citados foram aplicados testes de flexibilidade específicos para o controle do efeito desta carga. Neste sentido, estudos que investiguem uma carga de treinamento de flexibilidade mais próxima da realidade prática e utilizem um teste de flexibilidade específico, que permita avaliar a eficácia dos exercícios de alongamento propostos no aumento do comprimento muscular ou na ADM são necessários. Como os exercícios de alongamento são amplamente empregados antes da participação em atividades físicas, é importante saber se este treinamento, realizado com normativas de carga próximas às utilizadas na prática pode provocar alterações no desempenho.

Todos os estudos utilizaram como critério de desempenho a altura do salto obtida tanto pelo tempo de vôo quanto pela velocidade de saída do centro de gravidade, com exceção de Knudson *et al.* (2001). Entretanto, existem poucas informações relacionadas a alterações na produção de força durante a fase de impulsão dos saltos e a técnica de movimento provocadas pelo alongamento. Knudson *et al.* (2001) investigaram os parâmetros relacionados à técnica de movimento, entretanto, o desempenho de força durante os saltos não foi monitorado. A análise

sincronizada da curva força-tempo e dos parâmetros cinemáticos do movimento pode fornecer informações importantes que nos permitem inferir sobre o comprimento muscular (avaliado pelos ângulos articulares) no momento em que a força máxima é atingida durante a fase de impulsão dos saltos.

4 OBJETIVOS

Os objetivos deste estudo foram:

- Analisar o efeito agudo de uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho na força de reação vertical do solo durante os saltos a partir da posição agachada, com contramovimento e em profundidade.
- Investigar o efeito agudo de uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho na técnica de movimento durante os saltos a partir da posição agachada, com contramovimento e em profundidade.

5 HIPÓTESES

Hipótese 1: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não diminui significativamente a força máxima, a força explosiva, o impulso e a velocidade de saída durante os saltos a partir da posição agachada e com contramovimento.

Hipótese 2: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não diminui significativamente a velocidade de saída e o tempo de contato durante o salto em profundidade.

Hipótese 3: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não altera significativamente as amplitudes articulares atingidas no momento em que o centro de gravidade atinge a posição mais baixa durante o salto com contramovimento.

Hipótese 4: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não altera significativamente as amplitudes articulares atingidas (tornozelo e joelho) no momento de maior dorsiflexão durante o salto em profundidade.

Hipótese 5: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não altera significativamente as velocidades angulares máximas das articulações (tornozelo e joelho) na fase excêntrica durante os saltos com contramovimento e em profundidade.

Hipótese 6: Uma única sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho não altera significativamente as velocidades angulares máximas das articulações

(tornozelo e joelho) na fase concêntrica durante os saltos a partir da posição agachada, com contramovimento e em profundidade.

6 MATERIAL E MÉTODOS

6.1 Amostra:

Participaram deste estudo 30 voluntários do sexo masculino, com idade média de $24,6 \pm 4,4$ anos, massa corporal de $71,2 \pm 8,2$ Kg e estatura de $175,3 \pm 7,2$ cm.

A amostra foi recrutada através de cartazes afixados nas dependências da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Desta forma, a amostra foi composta por estudantes universitários e o critério de inclusão foi ausência de lesões em membros inferiores ou quadril. Além disso, as circunferências da coxa e da perna de nenhum voluntário deveria ser um fator limitante a ponto de impedir que o mesmo alcançasse sua máxima ADM de flexão ativa de joelho durante o teste de flexibilidade. Este último fator foi observado durante a familiarização dos voluntários a este teste.

Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE), concordando em participar do treinamento de saltos e da coleta de dados e estavam cientes de que poderiam abandonar a pesquisa a qualquer momento sem necessidade de se justificarem. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (ANEXO).

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Biomecânica do CENESP localizado na EEFFTO da UFMG.

6.2 Instrumentação

6.2.1 Tapete de Contato

O treinamento de saltos realizado previamente à coleta de dados foi feito com a utilização do sistema Jump Test. Este sistema é composto por um tapete de contato de 100 cm x 60 cm e pelo software MultiSprint versão 2.1. O tapete possui um sensor que funciona como cronômetro que dispara quando o indivíduo perde o contato com o solo, iniciando a fase de vôo. A contagem do tempo é interrompida quando o indivíduo realiza a aterrissagem, ao primeiro contato com o tapete. O tempo de vôo do salto é mensurado com uma precisão de 2 ms, sendo utilizado para o cálculo da altura máxima atingida pelo centro de gravidade.

6.2.2 Dinamometria

Para o registro da força de reação vertical na fase de impulsão dos saltos durante a coleta, foi utilizada uma plataforma de força modelo AMTI OR6-7 (Advanced Mechanical Technology, Inc, USA), com frequência de aquisição de 1KHz. As curvas de força-tempo foram coletadas com a utilização do Software SIMI Motion 7.2 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Germany) e analisadas com o Software DasyLab 4.0 (DASYTEC Daten System Technik GmbH, Germany).

6.2.3 Cinemetria

As variáveis cinemáticas foram analisadas com a utilização de 1 câmera (Canon ZR300) posicionada perpendicularmente ao plano sagital, com frequência de filmagem de 60 Hz. As imagens foram coletadas e analisadas com a utilização do Software SIMI

Motion 7.2 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Germany). Os pontos articulares de interesse foram marcados com fitas reflexivas (adesivos) para sua melhor visualização no momento da digitalização. Os marcadores foram fixados no pé (quinto metatarso), tornozelo (maléolo lateral), joelho (epicôndilo lateral), quadril (articulação coxofemoral) e ombro (acrômio). Os segmentos corporais (pé, perna, coxa e tronco) foram obtidos por conexões entre os pontos articulares e assim, cada ângulo articular foi formado por três pontos. A partir dos ângulos articulares, as velocidades angulares foram calculadas por derivação. O posicionamento dos adesivos foi marcado na pele dos voluntários com a utilização de uma caneta hidrocor, para que fosse possível adotar o mesmo posicionamento no segundo dia de coleta. O Software utilizado (SIMI Motion 7.2) possibilitou que as curvas de força-tempo (dinamometria) fossem coletadas simultaneamente aos dados cinemáticos (cinemetria). Devido a problemas técnicos, não foi possível analisar os dados cinemáticos de três voluntários.

6.2.4 Conversor Analógico Digital

O conversor analógico digital utilizado durante a coleta de dados foi o Data Translation DT9800-EC (Data Translation Inc, USA).

6.2.5 Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho (BEJ)

A flexibilidade foi avaliada pelo parâmetro Amplitude de Movimento (ADM). Para certificação do efeito do alongamento dos extensores do joelho, os indivíduos realizaram um teste para mensuração da ADM de flexão do joelho antes e após a sessão de alongamento. Para isso, foi desenvolvido um equipamento denominado “Banco de

Alongamento dos Extensores do Joelho (BEJ)”. O Teste de Flexão de Joelho (TFJ), realizado com a utilização desse equipamento, consiste em avaliar a ADM máxima alcançada através de uma flexão ativa de joelho. A ADM desta articulação foi registrada com a utilização de um flexômetro da marca Leighton (modelo 01146) fixado no tornozelo do membro inferior (MI) testado, logo acima dos maléolos medial e lateral. A descrição detalhada deste instrumento será abordada juntamente com o posicionamento do indivíduo e execução do teste na sessão 6.3.4.

6.2.6 Medidas antropométricas

A massa e a estatura dos indivíduos foram mensuradas com a utilização de uma balança Filizola e do estadiômetro acoplado neste mesmo equipamento, com precisões de 0,1 kg e 0,5 cm, respectivamente. Estes procedimentos foram realizados para fins descritivos da amostra.

6.3 Procedimentos

6.3.1 Procedimentos de avaliação

Este estudo se caracterizou pelo delineamento experimental de medidas repetidas, comparando-se as médias dos parâmetros cinéticos e cinemáticos antes e após cada protocolo (controle e experimental).

Inicialmente, todos os procedimentos foram esclarecidos aos voluntários, que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e agendaram os dias de treinamento e coleta de dados.

Cada voluntário participou de 5 sessões de treinamento de saltos verticais com técnica padronizada. Este treinamento foi realizado no período de 2 semanas que

antecederam a coleta de dados, em dias alternados e no horário de conveniência do voluntário. O treinamento teve a finalidade de familiarizar o voluntário às técnicas de salto a partir da posição agachada (SA), com contramovimento (SCM) e em profundidade (SP), minimizando a variabilidade de sua execução e desempenho nos dois dias de coleta. Como este estudo teve o objetivo de analisar parâmetros cinéticos e cinemáticos durante os saltos verticais, alterações nestes parâmetros provocadas pela inexperiência dos voluntários às técnicas de saltos poderiam ser confundidas com as possíveis alterações provocadas pelo alongamento. No primeiro dia de treinamento foram coletados os dados antropométricos (massa e estatura) e no último dia foi feita a familiarização com o teste de flexibilidade.

Para a coleta de dados após o período de treinamento, os indivíduos compareceram ao Laboratório de Biomecânica por dois dias consecutivos, no mesmo horário. Em um dia de coleta foi realizado o protocolo experimental, ou seja, com alongamento dos extensores do joelho e no outro dia foi feito o protocolo controle, no qual os indivíduos não realizaram qualquer tipo de alongamento e permaneceram em repouso por 20 minutos. Desta forma, todos os voluntários foram submetidos a ambos os protocolos. A ordem dos dias em que os diferentes protocolos foram aplicados foi aleatória e balanceada entre os voluntários. No dia em que foi aplicado o protocolo de alongamento, ambos os membros inferiores foram submetidos a uma sessão de treinamento de flexibilidade utilizando a técnica passiva-estática. Entretanto, o teste de flexibilidade e a análise cinemática foram realizados apenas para o membro inferior direito. Uma seqüência de saltos verticais foi realizada antes e após cada protocolo (controle e experimental). Os procedimentos de coleta do protocolo experimental estão resumidos na FIG 1:

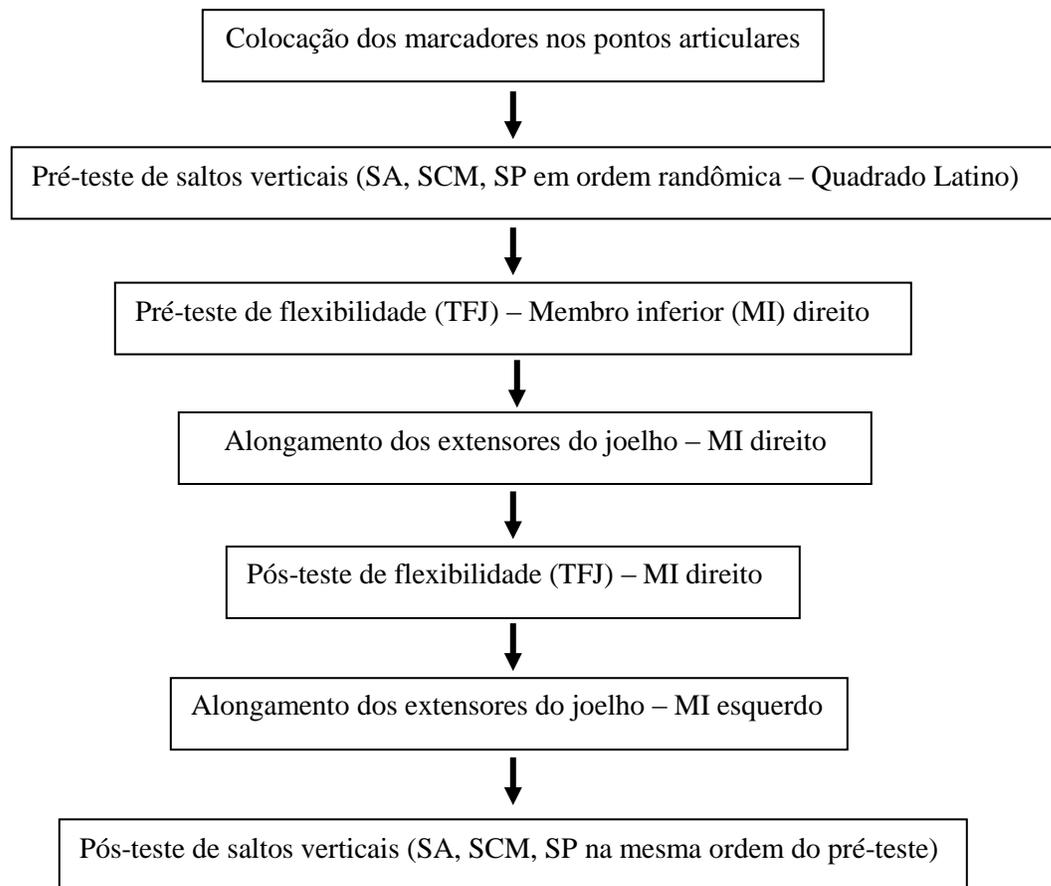


FIGURA 1 - Seqüência de procedimentos da coleta de dados.

O protocolo controle consistiu dos mesmos procedimentos, entretanto não foram realizados os testes de flexibilidade e o exercício de alongamento dos extensores do joelho, sendo que, durante este período (20 minutos) os voluntários permaneciam em repouso. O teste de flexibilidade não foi aplicado no protocolo controle, para que não houvesse qualquer estímulo de alongamento, nem mesmo o estímulo provocado pelo próprio teste.

Os indivíduos foram instruídos a não realizar qualquer tipo de treinamento físico ou atividade esportiva no dia anterior aos dias de coleta de dados, sendo permitidas apenas as atividades cotidianas.

6.3.2 Técnica dos saltos SA, SCM e SP

Salto a partir da posição agachada (SA): Esta técnica de salto exige que o indivíduo comece o movimento ascendente partindo de uma posição agachada com os joelhos flexionados a aproximadamente 90° . Não é permitida a realização de nenhum movimento descendente. Nessa técnica, o indivíduo deve realizar apenas uma contração concêntrica, sendo um teste diagnóstico desse tipo de contração. Para padronizar a posição inicial do indivíduo, foram utilizados dois tripés, posicionados um em cada lado do indivíduo, com um elástico de altura regulável perpendicularmente aos eixos dos tripés e paralelo ao solo (FIG.2). No primeiro dia de treinamento, após serem dadas as instruções e demonstrações de como o salto deveria ser realizado, o voluntário se posicionava sobre um tapete de contato e assumia a posição do salto. O ângulo do joelho era monitorado com auxílio de um goniômetro para que o indivíduo atingisse aos 90° de flexão. Nesta posição, o elástico era então posicionado sob o quadril do indivíduo e altura do elástico para aquele voluntário era mantida padronizada em todas as demais sessões de treinamento e também na coleta de dados. O afastamento dos membros inferiores foi livre, podendo o voluntário escolher aquele que julgasse o mais confortável. Foi feita uma marcação no tapete de contato e na plataforma de força que serviu de referência para o posicionamento dos calcanhares e melhor padronização da distância entre o quadril do indivíduo e os tripés com o elástico. Para a coleta de dados, foi marcada uma linha na plataforma de força, no sentido ântero-posterior, para que o indivíduo posicionasse o membro inferior direito no plano sagital formado por esta linha, previamente calibrado para a análise cinemática.



FIGURA 2 – Posição inicial adotada para o salto a partir da posição agachada (SA)

Salto com contramovimento (SCM): Neste salto, o indivíduo parte da posição inicial em pé, realiza um movimento para baixo com flexão de quadril, joelhos e tornozelos e, em seguida, realiza a extensão destas articulações para fazer o movimento ascendente. Este salto é de fácil execução, sendo o mais encontrado na maioria das modalidades esportivas e se caracteriza por uma contração excêntrica seguida de uma concêntrica. Essa combinação de contrações caracteriza o ciclo de alongamento-encurtamento de longa duração (acima de 250 ms), com grande deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo (SCHMIDTBLEICHER, 1992). Os voluntários foram instruídos a realizarem o movimento descendente de forma rápida, assim como a transição da fase excêntrica para a concêntrica. O afastamento dos pés foi livre e o voluntário pôde escolher o mais

confortável. Entretanto, o pé direito foi posicionado no plano sagital previamente calibrado, assim como na técnica de salto descrita anteriormente.

Salto em profundidade (SP): É um salto no qual o indivíduo parte de uma plataforma e logo que toca o solo, realiza a fase excêntrica, seguida da concêntrica. O tempo de contato com o solo não deve exceder 250 ms, sendo esta técnica também uma forma de avaliação da utilização do ciclo de alongamento-encurtamento, porém de curta duração (SCHMIDTBLEICHER, 1992). Na primeira sessão de treinamento, os indivíduos realizaram os saltos de diferentes alturas de queda (20 cm, 30 cm, 40 cm, 50 cm, 60 cm) para determinação da altura ótima de queda. A altura ótima é aquela na qual o indivíduo atinge a maior elevação do centro de gravidade, porém sem ultrapassar os 250 ms de contato com o solo (SCHMIDTBLEICHER, 1992). A altura ótima de queda foi reavaliada na última sessão de treinamento para verificar possíveis alterações devido ao treinamento.

Em todos os saltos, os indivíduos foram instruídos a realizarem um esforço máximo, tentando atingir a maior altura possível.

Durante a execução dos saltos os indivíduos fixaram as mãos na cintura para padronização da altura do centro de gravidade e evitar movimento dos membros superiores que pudessem influenciar no impulso durante o salto.

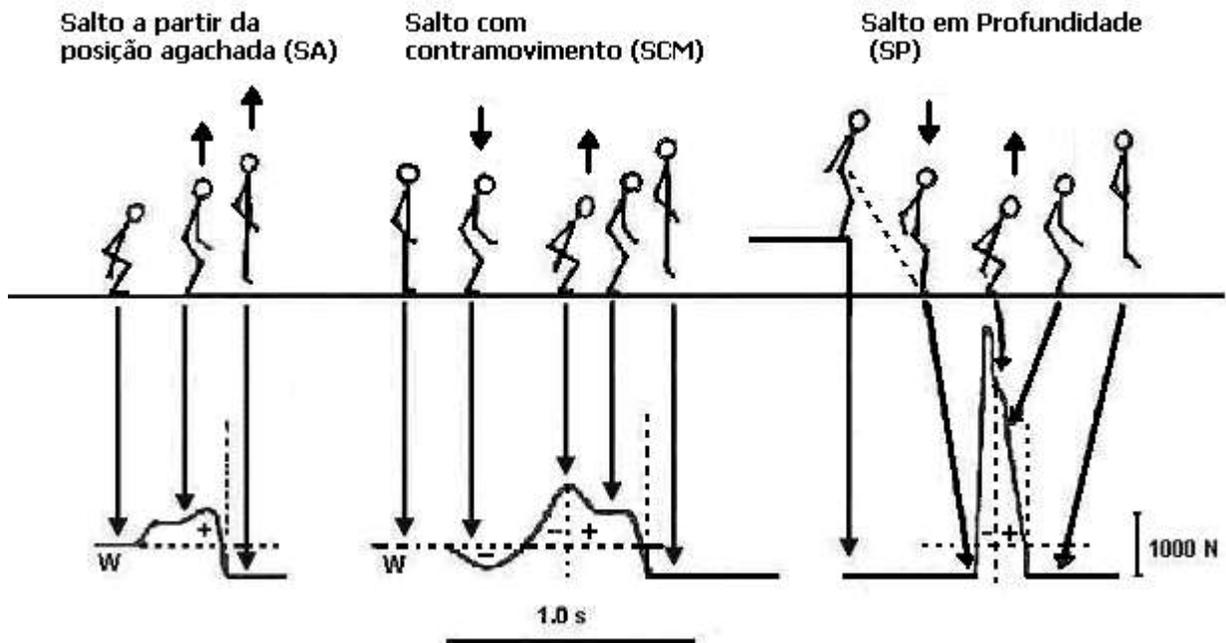


FIGURA 3 – Técnica dos saltos a partir da posição agachada (SA), com contramovimento (SCM) e em profundidade (SP)

Fonte: Adaptado de SALE, 1991, p. 63.

6.3.3 Treinamento dos saltos

Foram realizadas 5 sessões de treinamento durante o período de 2 semanas para cada voluntário. No primeiro dia de treinamento, os indivíduos receberam as informações referentes a cada técnica de salto e em cada sessão foram realizadas 2 séries de 5 repetições para cada técnica. O intervalo foi de 3 minutos entre as séries. Esta configuração de treinamento se baseou nas normativas de carga propostas por outros autores para o treinamento de saltos verticais (Schmidtbleicher, 1992; Wilson *et al.*, 1993; Hunter e Marshal, 2002). Estes autores sugerem a realização de 3 a 6 séries de 6 a 10 repetições. No presente estudo a carga de treinamento foi reduzida, pois as três técnicas de salto eram treinadas na mesma sessão e a amostra não foi composta por atletas.

Na última sessão de treinamento foi feita uma nova determinação da altura ótima de queda para o salto em profundidade e a familiarização dos voluntários com o teste de flexibilidade. Os saltos realizados durante o período de treinamento foram avaliados com a utilização de um Tapete de Contato. A altura atingida pelo centro de gravidade era calculada instantaneamente com a utilização do Software MultiSprint 2.1, o que permitiu dar um *feedback* imediato aos voluntários com relação ao desempenho. Para a técnica de salto em profundidade, além da altura do salto, era fornecida também a informação referente ao tempo de contato do indivíduo com o solo, para que os voluntários tentassem manter o menor tempo de contato possível. Entretanto, este treinamento teve apenas a finalidade de familiarização dos voluntários com as técnicas de salto.

6.3.4 Avaliação da Flexibilidade

A flexibilidade foi avaliada pelo parâmetro Amplitude de Movimento (ADM) articular com a utilização do Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho (BEJ). O BEJ é constituído por uma plataforma de madeira e em um dos seus lados existe um suporte para coxa de comprimento ajustável que serviu de apoio para o MI testado. Um flexômetro foi fixado a este membro para fazer a mensuração da ADM (em graus) de flexão de joelho. O joelho do MI não testado foi apoiado sobre uma base horizontal com altura regulável, o que possibilitou manter a pelve do indivíduo nivelada. O critério adotado para o nivelamento da pelve foi o alinhamento horizontal das espinhas íliacas póstero-superiores, realizado por meio de um inclinômetro de bolha apoiado sobre um suporte de madeira, que era posicionado sobre as espinhas íliacas póstero-superiores. (FIG 4).



FIGURA 4 – Inclínômetro de bolha apoiado em suporte ajustável às espinhas íliacas póstero-superiores para verificação do nivelamento da pelve.

O MI não testado foi fixado por uma fita de velcro posicionada na parte distal da coxa, acima da articulação do joelho, evitando o movimento compensatório de extensão do quadril. Foi utilizado um esquadro para a determinação de um ângulo de 90° do quadril do MI não testado, padronizado através do alinhamento vertical do trocânter maior e do epicôndilo lateral do fêmur. Após o posicionamento do indivíduo, um estabilizador pélvico foi posicionado sobre a região glútea do indivíduo com o objetivo de evitar o movimento compensatório de bascula anterior. O estabilizador possui duas hastes que se encaixam em trilhos fixados lateralmente ao instrumento.

Posição Inicial: O indivíduo se posicionou em decúbito ventral sobre o BEJ. O MI testado foi apoiado, até a borda superior da patela, no suporte para coxa, e partiu de uma posição inicial de 90° de flexão de joelho (FIG. 5A).



Fig.5A



Fig.5B

FIGURA 5 - Posicionamento inicial (A) e posicionamento final (B) no Teste de Flexão de Joelho.

Execução: Partindo da posição inicial, uma flexão ativa de joelho foi realizada pelo voluntário. O movimento foi executado de forma lenta e contínua, até que se alcançasse a amplitude máxima de movimento, que deveria ser mantida por aproximadamente 2 segundos para que fosse feita a leitura de ADM, em graus, no flexômetro (FIG. 5B). A média dos ângulos de três tentativas foi calculada para análise dos dados.

A validade e confiabilidade dos procedimentos do TFJ foram verificadas em estudos prévios (MONTEIRO, A. D. *et al.*, 2005; PEIXOTO, G. H. *et al.*, 2005). A ADM de flexão de joelho mensurada pelo TFJ não diferiu da ADM obtida por filmagem ($p = 0,834$) e o coeficiente de correlação de Pearson entre as medidas obtidas pelos dois métodos foi $r = 0,94$, $n = 12$. A confiabilidade foi avaliada por meio de um procedimento de teste e re-teste separados por um período de 48 horas. O coeficiente de correlação intraclasse encontrado foi 0,80 intersessão e 0,87 – 0,96 intra-sessão. O teste-t para amostras pareadas não mostrou diferenças significativas ($p = 0,45$) entre as médias dos valores encontrados no teste e re-teste.

6.3.5 Sessão de alongamento dos extensores do joelho

O exercício de alongamento dos extensores do joelho foi realizado no Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho (BEJ) e o posicionamento foi o mesmo adotado durante o TFJ. Este posicionamento permite que a tensão provocada pelo alongamento seja aplicada principalmente no quadríceps, motor primário para realizar extensão de joelho, apesar da possibilidade de alongamento do tensor da fáscia lata e da banda iliotibial em indivíduos que possuam encurtamento destas estruturas.

O alongamento realizado foi o passivo-estático e o avaliador realizava a flexão de joelho do voluntário, lentamente. O voluntário foi instruído a não resistir ao alongamento, mantendo a musculatura relaxada. A flexão foi realizada até que o voluntário reportasse desconforto, atingindo o seu ponto máximo de tolerância ao alongamento. Neste ponto, a articulação era mantida por 20 segundos. Foram realizadas quatro séries e o intervalo entre cada série foi de 20 segundos. A utilização de quatro séries é justificada por estudos em animais (TAYLOR *et al.*, 1990) e humanos (OHLENDORF *et al.*, 1999; WEIR *et al.*, 2005) que reportaram aumento do comprimento muscular e não detectaram redução da tensão passiva após a quarta série de alongamento. A duração de 20" cada série se justifica devido ao fato de que o relaxamento sob tensão se manifesta de maneira significativa apenas durante este período (TAYLOR *et al.*, 1990; McHUGH *et al.*, 1992). Além disso, o estímulo total de alongamento, correspondente a 80 segundos, se encontra próximo à média daqueles utilizados em diversos estudos que reportaram aumento agudo da ADM (McNAIR e STANLEY, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1998; WEIJER *et al.*, 2003; MADDING *et al.*, 1987; MOORE e HUTTON, 1980).

6.3.6 Coleta de dados

A coleta de dados foi realizada em dois dias consecutivos, sempre no mesmo horário. Foram realizadas 3 tentativas para cada técnica de salto, com um intervalo de 3 minutos entre cada técnica. A ordem dos saltos foi randomizada e balanceada entre os voluntários, utilizando um procedimento de quadrado latino. Para cada voluntário a ordem dos saltos foi mantida constante nos dois dias de coleta, antes e após cada protocolo (controle e alongamento).

6.3.7 Variáveis Analisadas

Os QUADROS 2, 3 e 4 apresentam as variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas em cada técnica de salto e suas respectivas definições.

QUADRO 2

Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SA

Variáveis (unidade)	Definição
$F_{MÁX}$ (N)	Força máxima: maior valor de força da curva F-t
F_{EX} (N/s)	Força explosiva: Inclinação máxima da curva F-t
V (m/s)	Velocidade de Saída: Velocidade atingida pelo centro de gravidade no momento de saída do solo (calculada a partir do impulso)
φ_{0T} ; φ_{0J} ; φ_{0Q} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril na posição inicial
$\omega_{máxTCon}$; $\omega_{máxJCon}$ (°/s)	Picos de velocidades angulares das articulações do tornozelo e joelho durante a fase de impulsão
$\varphi_{FmáxT}$; $\varphi_{FmáxJ}$; $\varphi_{FmáxQ}$ (°)	Ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril no momento em que a força máxima é atingida

QUADRO 3

Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SCM

Variáveis (unidade)	Definição
$F_{MÁX}$ (N)	Força máxima: maior valor de força da curva F-t
F_{EX} (N/s)	Força explosiva: Inclinação máxima da curva F-t
V (m/s)	Velocidade de Saída: Velocidade atingida pelo centro de gravidade no momento de saída do solo (calculada a partir do impulso)
φ_{cgT} ; φ_{cgJ} ; φ_{cgQ} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril na posição em que o centro de gravidade atinge a posição mais baixa
$\omega_{máxT_{Ex}}$; $\omega_{máxJ_{Ex}}$ (°/s)	Picos de velocidades angulares das articulações do tornozelo e joelho durante a fase excêntrica do salto
$\omega_{máxT_{Con}}$; $\omega_{máxJ_{Con}}$ (°/s)	Picos de velocidades angulares das articulações do tornozelo e joelho durante a fase concêntrica do salto
$\varphi_{FmáxT}$; $\varphi_{FmáxJ}$; $\varphi_{FmáxQ}$ (°)	Ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril no momento em que a força máxima é atingida

QUADRO 4

Variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas na técnica de salto SP

Variáveis (unidade)	Definição
TC (ms)	Tempo de contato: Tempo em que o indivíduo permaneceu em contato com o solo durante a fase de impulsão do salto
V (m/s)	Velocidade de Saída: Velocidade atingida pelo centro de gravidade no momento de saída do solo (calculada a partir altura do salto)
φ_{DFT} ; φ_{DFJ} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo e joelho no momento em que o tornozelo atinge maior amplitude de dosi-flexão
$\omega_{máxT_{Ex}}$; $\omega_{máxJ_{Ex}}$ (°/s)	Velocidades angulares máximas das articulações do tornozelo e joelho durante a fase excêntrica do salto
$\omega_{máxT_{Con}}$; $\omega_{máxJ_{Con}}$ (°/s)	Velocidades angulares máximas das articulações do tornozelo e joelho durante a fase concêntrica do salto

A **força máxima** foi determinada pelo maior valor de força registrado na fase de impulsão. A **força explosiva** foi determinada pela maior amplitude obtida após a derivação da curva força-tempo original (SALE, 1991).

A variável utilizada para avaliar o desempenho nos saltos SA e SCM foi a velocidade de saída. Nestas técnicas de salto, assume-se que a velocidade inicial do indivíduo é zero, uma vez que ele se encontra em repouso sobre a plataforma e a velocidade de saída, ou velocidade final (v_f) é mensurada diretamente através da normalização do impulso ($F \cdot t$) pela massa corporal do indivíduo de acordo com a equação 1:

$$v_f = \int_{t_f}^{t_i} (F - mg) dt / m \quad (1)$$

onde: F = força; m = massa; g = aceleração da gravidade; t = tempo; t_i = tempo inicial; t_f = tempo final.

A velocidade de saída foi a variável definida para avaliação do desempenho, pois ela é a determinante da altura do salto, uma vez que a altura atingida pelo centro de gravidade varia com o quadrado da velocidade. Isto significa que pequenas alterações na velocidade resultam em grandes diferenças na altura, calculada segundo a equação 2:

$$h = v^2/2g \quad (2)$$

onde: h = altura do salto; v = velocidade de saída; g = aceleração da gravidade.

Entretanto, para o salto em profundidade não é possível mensurar a velocidade de saída pelo método do impulso, pois nesta técnica de salto, o indivíduo não inicia o movimento em repouso sobre a plataforma e a velocidade inicial do centro de gravidade não é conhecida. O cálculo da velocidade inicial poderia ser feito baseado na altura de

queda utilizada no salto SP, mas é conhecida apenas a altura da plataforma utilizada, e não existe a certeza de que o indivíduo aterrissou exatamente daquela altura da plataforma, sem realizar nenhum movimento vertical, o que mudaria a verdadeira altura de queda. Foi então determinada a altura atingida pelo centro de gravidade a partir do tempo de vôo, segundo a equação 3

$$h = 1/8 \cdot g \cdot t_{\text{vôo}}^2 \quad (3)$$

O tempo de vôo não é considerado o método mais preciso para determinação da altura do salto, uma vez que não se pode assegurar que a posição do centro de gravidade do indivíduo foi a mesma no momento da saída do solo e da aterrissagem. É comum que os indivíduos realizem um pequeno grau de flexão das articulações dos membros inferiores no momento da aterrissagem, fazendo com que a altura do salto calculada por este método seja superestimada (LINTHORNE, 2001). Sendo assim, foi feita uma correção da altura do salto para a técnica SP, segundo os procedimentos de Hunter e Marshall (2002). Para isso, a altura do salto com as técnicas SA e SCM foi calculada pelos dois procedimentos (método do impulso e pelo tempo de vôo) e foi determinada a diferença média entre os dois procedimentos. Esta diferença, considerada como erro, foi subtraída da altura obtida pelo tempo de vôo para a técnica SP. A partir da altura do salto já corrigida, calculou-se a velocidade de saída, segundo a equação 2.

Cada voluntário realizou três tentativas, entretanto, para a análise final foi calculada a média apenas das duas primeiras. Uma análise prévia de 10 voluntários, escolhidos aleatoriamente, não mostrou diferença significativa entre a média das três tentativas e das duas primeiras para os parâmetros cinéticos e cinemáticos, com um nível de significância de $p < 0,05$. Foram coletadas três tentativas por motivos de

segurança, caso fosse detectado algum problema nos dados de uma das tentativas no momento da análise. Além disso, Sale (1991) sugere a realização de apenas duas tentativas durante testes de saltos verticais quando os indivíduos já estão familiarizados à tarefa.

6.3.8 Métodos Estatísticos

Foi utilizado o Teste t pareado para comparar as médias de todas as variáveis antes e após a sessão de alongamento em todas as técnicas de salto. O mesmo procedimento foi realizado para o protocolo controle, além do cálculo do coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e determinação do erro do método (EM) de medidas repetidas (*method error of repeated measurements*) para a análise da confiabilidade dos procedimentos de coleta (SALE, 1991). O EM pode ser aplicado para duas medidas em uma mesma sessão ou para resultados de duas sessões de testes em diferentes dias. Pode ser expresso nas unidades de medida da variável (como o desvio padrão) ou em percentual, como o coeficiente de variação (SALE, 1991). Foram adotadas duas formas de cálculo da confiabilidade, pois, apesar do CCI ser o mais utilizado, ele apresenta a desvantagem de ser sensível à amplitude dos valores utilizados para o cálculo, além de não fornecer uma clara indicação do percentual de variação na medida (de uma tentativa para outra, ou de um dia para o outro) (SALE, 1991). O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa SPSS (*Statistical Package for Social Science*), versão 11.0.

7 RESULTADOS

7.1 Teste de Flexão de Joelho (TFJ)

A ADM média de flexão de joelho alcançada no teste ativo foi de $30,9^\circ \pm 8,7$ antes e $36,8^\circ \pm 8,6$ após a sessão de alongamento, resultando em diferença significativa ($p < 0,001$). O gráfico 1 apresenta as médias de amplitude de movimento articular antes e após o alongamento (protocolo Experimental).

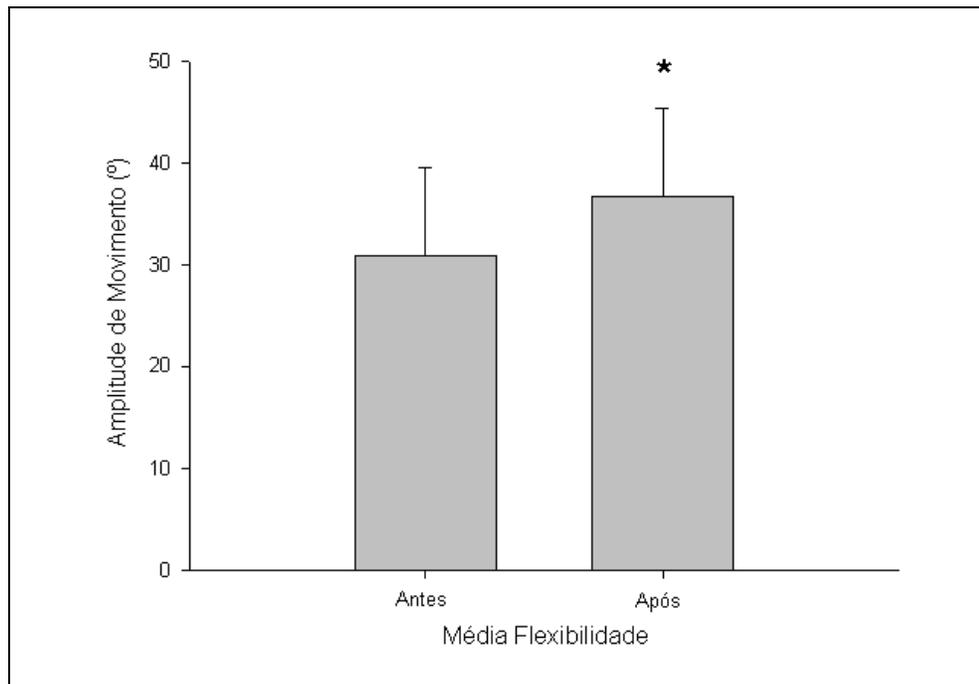


GRÁFICO 1 – Médias de ADM obtidas pelo teste ativo de flexão de joelho antes e após o alongamento dos extensores do joelho. * $p < 0,05$, $n=30$.

7.2 Salto a partir da posição agachada (SA)

As TAB. 1 e 2 apresentam a média e o desvio-padrão dos parâmetros analisados antes e após o repouso e alongamento nos protocolos Controle e Experimental, respectivamente. Para o protocolo Controle, foram calculados também o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e o Erro do Método (EM) para medidas repetidas para cada variável.

TABELA 1

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p), coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SA

Protocolo Controle						
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p	n	CCI	EM (%)†
$F_{\text{máx}}$ (N)	922,9 ± 122,2	931,9 ± 136,3	0,316	30	0,935*	3,57
F_{ex} (N/s)	6605,9 ± 1661,9	6479,5 ± 1990,5	0,648	30	0,688*	15,64
V (m/s)	2,29 ± 0,25	2,31 ± 0,21	0,429	30	0,668*	5,81
φ_{0T} (°)	92,1 ± 5,3	91,9 ± 5,3	0,476	27	0,950*	1,30
φ_{0J} (°)	88,7 ± 6,8	87,6 ± 9,0	0,329	27	0,773*	4,34
φ_{0Q} (°)	68,4 ± 13,1	68,4 ± 13,9	0,957	27	0,972*	3,32
$\omega_{\text{máx}T_{\text{Con}}}$ (°/s)	557,8 ± 35,8	559,6 ± 46,1	0,752	27	0,761*	3,62
$\omega_{\text{máx}J_{\text{Con}}}$ (°/s)	629,6 ± 35,3	623,2 ± 41,1	0,111	27	0,881*	2,11
$\varphi_{F_{\text{máx}}T}$ (°)	98,2 ± 4,8	98,1 ± 5,2	0,963	27	0,752*	2,53
$\varphi_{F_{\text{máx}}J}$ (°)	114,0 ± 7,1	115,3 ± 8,1	0,333	27	0,733*	3,45
$\varphi_{F_{\text{máx}}Q}$ (°)	116,9 ± 7,9	119,0 ± 10,1	0,246	27	0,752*	3,83

Nota: * p < 0,05; † EM calculado segundo SALE, D. G., 1991, p. 76.

Para o salto SA, não foi encontrada diferença significativa entre as médias de nenhuma das variáveis antes e após o repouso no protocolo Controle.

TABELA 2

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SA.

Protocolo Experimental				
Variáveis	Antes	Após	p	n
	Média ± dp	Média ± dp		
$F_{\text{máx}}$ (N)	928,2 ± 128,7	917,0 ± 137,1	0,239	30
F_{ex} (N/s)	6595,6 ± 1854,8	6327,6 ± 1805,1	0,213	30
V (m/s)	2,32 ± 0,16	2,29 ± 0,18	0,146	30
φ_{0T} (°)	92,7 ± 5,3	92,3 ± 5,2	0,185	27
φ_{0J} (°)	88,8 ± 7,1	89,4 ± 7,1	0,245	27
φ_{0Q} (°)	68,5 ± 13,5	67,0 ± 12,9	0,081	27
$\omega_{\text{máx}T_{\text{Con}}}$ (°/s)	549,5 ± 42,0	553,4 ± 48,0	0,347	27
$\omega_{\text{máx}J_{\text{Con}}}$ (°/s)	622,9 ± 35,5	617,4 ± 44,0	0,208	27
$\varphi_{F_{\text{máx}}T}$ (°)	98,9 ± 6,0	98,7 ± 4,9	0,751	27
$\varphi_{F_{\text{máx}}J}$ (°)	113,4 ± 7,9	115,4 ± 7,1	0,327	27
$\varphi_{F_{\text{máx}}Q}$ (°)	115,0 ± 13,6	118,6 ± 7,5	0,230	27

Para o salto SA, não foi encontrada diferença significativa entre as médias de nenhuma das variáveis na comparação antes e após o alongamento passivo-estático no protocolo Experimental, confirmando as hipóteses 1 e 6.

7.3 Salto com contramovimento (SCM)

As TAB. 3 e 4 apresentam a média e o desvio-padrão dos parâmetros analisados antes e após o repouso e alongamento nos protocolos Controle e Experimental, respectivamente. Para a condição Controle, foram calculados também o coeficiente de correlação Intraclasse (CCI) e o Erro do Método (EM) para medidas repetidas para cada variável.

TABELA 3

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p), coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SCM

Protocolo Controle						
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p	n	CCI	EM (%)†
$F_{\text{máx}}$ (N)	1045,3 ± 170,3	1003,8 ± 160,3	0,001*	30	0,930*	4,27
F_{ex} (N/s)	11247,6 ± 4002,3	11969,8 ± 4698,9	0,285	30	0,678*	21,33
V (m/s)	2,51 ± 0,21	2,51 ± 0,26	0,843	30	0,720*	5,01
φ_{cgT} (°)	86,4 ± 4,6	86,9 ± 5,5	0,325	27	0,900*	1,85
φ_{cgJ} (°)	78,3 ± 5,9	79,3 ± 7,0	0,123	27	0,886*	2,76
φ_{cgQ} (°)	57,8 ± 13,9	57,6 ± 15,1	0,897	27	0,920*	7,13
$\omega_{\text{máxTEx}}$ (°/s)	86,2 ± 18,5	84,6 ± 18,6	0,342	27	0,894*	7,05
$\omega_{\text{máxJEx}}$ (°/s)	258,5 ± 30,0	253,0 ± 24,6	0,077	27	0,856*	4,07
$\omega_{\text{máxTCon}}$ (°/s)	541,3 ± 37,7	548,9 ± 34,7	0,138	27	0,767*	3,21
$\omega_{\text{máxJCon}}$ (°/s)	675,1 ± 41,5	668,1 ± 38,1	0,036*	27	0,922*	1,66
$\varphi_{\text{FmáxT}}$ (°)	85,9 ± 4,1	86,1 ± 4,9	0,670	27	0,873*	1,88
$\varphi_{\text{FmáxJ}}$ (°)	78,3 ± 6,3	79,0 ± 7,0	0,319	27	0,895*	2,74
$\varphi_{\text{FmáxQ}}$ (°)	58,7 ± 14,2	58,1 ± 14,6	0,640	27	0,913*	7,31

Nota: * p < 0,05; † EM calculado segundo SALE, D. G., 1991, p. 76.

Foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis força máxima ($F_{\text{máx}}$) e velocidade angular máxima do joelho na fase concêntrica ($\omega_{\text{máxJCon}}$), comparadas antes e após o protocolo Controle, para o salto SCM.

TABELA 4

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SCM

Protocolo Experimental				
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p	n
$F_{m\acute{a}x}$ (N)	1048,4 ± 151,9	997,8 ± 169,9	<0,001*	30
F_{ex} (N/s)	12165,6 ± 4629,8	11095,6 ± 3845,4	0,125	30
V (m/s)	2,50 ± 0,20	2,47 ± 0,26	0,222	30
φ_{cgT} (°)	87,3 ± 4,7	86,7 ± 6,4	0,483	27
φ_{cgJ} (°)	79,5 ± 5,7	78,2 ± 8,4	0,244	27
φ_{cgQ} (°)	59,1 ± 12,9	57,1 ± 14,6	0,105	27
$\omega_{m\acute{a}xT_{Ex}}$ (°/s)	85,5 ± 19,3	86,5 ± 21,2	0,728	27
$\omega_{m\acute{a}xJ_{Ex}}$ (°/s)	251,8 ± 25,1	259,2 ± 31,8	0,099	27
$\omega_{m\acute{a}xT_{Con}}$ (°/s)	548,0 ± 43,9	549,3 ± 51,7	0,859	27
$\omega_{m\acute{a}xJ_{Con}}$ (°/s)	665,5 ± 37,8	663,8 ± 40,3	0,583	27
$\varphi_{Fm\acute{a}xT}$ (°)	86,7 ± 4,5	86,5 ± 6,8	0,828	27
$\varphi_{Fm\acute{a}xJ}$ (°)	79,0 ± 5,8	78,5 ± 9,5	0,701	27
$\varphi_{Fm\acute{a}xQ}$ (°)	59,4 ± 12,7	58,7 ± 15,8	0,668	27

Nota: * p < 0,05

Foi encontrada diferença significativa apenas entre as médias da variável força máxima ($F_{m\acute{a}x}$) comparadas antes e após o protocolo Experimental, para o salto SCM, confirmando parcialmente a hipótese 1. Para as demais variáveis, não foi encontrada diferença significativa entre as médias antes e após alongamento passivo-estático, confirmando as hipóteses 3, 5 e 6.

7.4 Salto em Profundidade (SP)

As TAB. 5 e 6 apresentam a média e o desvio-padrão dos parâmetros analisados antes e após o repouso e alongamento nos protocolos Controle e Experimental,

respectivamente. Para o protocolo Controle, foram calculados também o coeficiente de correlação Intraclasse (CCI) e o Erro do Método (EM) para medidas repetidas para cada variável.

TABELA 5

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p), coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e Erro do Método (EM) para o protocolo Controle no salto SP

Protocolo Controle						
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p	n	CCI	EM (%)†
TC (ms)	214 ± 18	211 ± 21	0,372	30	0,760*	5,36
V (m/s)	2,14 ± 0,30	2,10 ± 0,29	0,099	30	0,937*	3,47
$\varphi_{DF}T$ (°)	93,5 ± 4,9	93,5 ± 4,2	0,944	27	0,899*	1,55
$\varphi_{DF}J$ (°)	115,8 ± 7,2	116,6 ± 7,7	0,414	27	0,799*	2,88
$\omega_{\text{máx}}T_{\text{Ex}}$ (°/s)	536,5 ± 79,7	543,8 ± 79,9	0,295	27	0,914*	4,42
$\omega_{\text{máx}}J_{\text{Ex}}$ (°/s)	374,1 ± 79,3	365,8 ± 86,7	0,516	27	0,714*	12,01
$\omega_{\text{máx}}T_{\text{Con}}$ (°/s)	571,9 ± 54,5	567,9 ± 50,9	0,490	27	0,852*	3,57
$\omega_{\text{máx}}J_{\text{Con}}$ (°/s)	532,8 ± 72,2	528,8 ± 69,5	0,534	27	0,899*	4,25

Nota: * $p < 0,05$; † EM calculado segundo SALE, D. G., 1991, p. 76.

Não foi encontrada diferença significativa entre as médias de nenhuma das variáveis, comparadas antes e após o protocolo Controle, para o salto SP.

TABELA 6

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo Experimental no salto SP

Protocolo Experimental				
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p	n
TC (ms)	211 ± 20	223 ± 25	<0,001	30
V (m/s)	2,12 ± 0,27	2,13 ± 0,31	0,612	30
$\varphi_{DF T}$ (°)	94,3 ± 5,7	92,8 ± 4,0	0,040*	27
$\varphi_{DF J}$ (°)	115,7 ± 6,9	113,8 ± 7,2	0,004*	27
$\omega_{máx T_{Ex}}$ (°/s)	537,0 ± 78,8	551,2 ± 77,5	0,057	27
$\omega_{máx J_{Ex}}$ (°/s)	363,4 ± 81,6	380,4 ± 83,3	0,026*	27
$\omega_{máx T_{Con}}$ (°/s)	580,8 ± 49,2	564,8 ± 46,7	0,538	27
$\omega_{máx J_{Con}}$ (°/s)	526,5 ± 62,9	541,8 ± 65,8	0,016*	27

Nota: * p < 0,05

Foi encontrada diferença significativa entre as médias da variável tempo de contato (TC), sem alteração da velocidade de saída, rejeitando parcialmente a hipótese 2.

Foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis amplitude máxima de tornozelo e joelho no momento de maior dorsiflexão ($\varphi_{DF T}$ e $\varphi_{DF J}$), comparadas antes e após o alongamento passivo-estático, rejeitando a hipótese 4.

Foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis velocidade angular máxima de joelho na fase excêntrica e concêntrica ($\omega_{máx J_{Ex}}$ e $\omega_{máx J_{Con}}$), comparadas antes e após o protocolo Experimental, rejeitando parcialmente as hipóteses 5 e 6.

8 DISCUSSÃO

8.1 Amplitude de Movimento

Os resultados deste estudo demonstram que uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho com as normativas de carga propostas foi suficiente para provocar um aumento na ADM de flexão de joelho. O aumento de aproximadamente 6° (20%) está de acordo com resultados de outros estudos que reportaram aumentos na ADM entre 8 a 27% após uma única sessão de treinamento de flexibilidade, para diferentes grupos musculares (McNAIR e STANLEY, 1996; WEIJER *et al.*, 2003; WESSLING *et al.*, 1987).

O teste de flexão de joelho realizado neste estudo foi ativo, o que segundo Gajdosik e Bohannon (1987), contribui para uma alta confiabilidade. O coeficiente de correlação intraclassa intra-examinador é de 0,87-0,96 para as medidas de ADM realizadas com a utilização deste equipamento (MONTEIRO *et al.*, 2005). Uma vez que os voluntários foram instruídos a realizarem o teste mediante uma contração dos flexores de joelho, a maior amplitude alcançada no teste após a sessão de alongamento pode ser atribuída à redução da tensão passiva oferecida pelos extensores do joelho. Dentro de uma mesma sessão de teste, não é esperada grande variação de força em um movimento monoarticular, uma vez que os indivíduos já estavam familiarizados com o teste de flexibilidade. Além disso, a resistência passiva oferecida por uma articulação aumenta de forma exponencial à medida que a ADM aumenta (FUNG, 1981; HALBERTSMA *et al.*, 1999; KLINGE *et al.*, 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1996a). Isso significa que uma pequena força é suficiente para movimentar uma articulação em seus graus iniciais, entretanto, um aumento

considerável de força é necessário para movimentá-la nos graus finais da ADM. Então, a maior ADM registrada no teste não parece estar relacionada a uma maior força aplicada pelos voluntários durante o pós-teste, pois nos graus finais do movimento os flexores de joelho já se encontram em um comprimento encurtado, desfavorável para a produção de força. De acordo com Moreira Júnior *et al.* (2005), existe uma correlação baixa e não significativa entre a força máxima de isquiotibiais e a flexibilidade ativa dos extensores do joelho. Sendo assim, o melhor desempenho no teste de flexibilidade alcançado após a sessão de alongamento não pode ser atribuído a um melhor desempenho de força alcançado no teste ativo, mas sim à redução da tensão passiva oferecida pelo dos extensores do joelho.

De acordo com Gajdosik (2001), espera-se um aumento do comprimento muscular logo após o alongamento devido ao comportamento viscoelástico do tecido, conhecido como *creep*. Um aumento do comprimento muscular provoca um deslocamento da curva tensão-deformação para a direita, levando à redução da tensão passiva, para uma mesma ADM, após o alongamento (GAJDOSIK, 2001). Sendo assim, a maior ADM atingida durante o teste ativo pode ser atribuída à redução da tensão passiva. Outro fator relacionado ao aumento agudo da ADM é o aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (MAGNUSSON, *et al.*, 1998). Em testes passivos, um dos critérios adotados para interrupção do teste e determinação da ADM máxima é quando o indivíduo não pode mais tolerar o desconforto provocado pelo alongamento (MAGNUSSON, *et al.*, 1998; HALBERTSMA *et al.*, 1999; McHUGH *et al.*, 1992). Entretanto, no presente estudo este não é um fator que poderia influenciar o resultado do teste de flexibilidade porque os valores de ADM obtidos em testes ativos estão abaixo dos valores passivos que poderiam ser influenciados pela tolerância à dor

e desconforto provocado pelo alongamento. Sendo assim, é provável que o aumento de ADM observado neste estudo seja devido aos mecanismos de adaptação viscoelástica embora o procedimento experimental deste estudo não tinha como objetivo investigar alguma variável que possa dar suporte a essas explicações.

8.2 Salto a partir da posição agachada (SA)

O desempenho no salto SA não foi afetado pelas alterações viscoelásticas provocadas pelo alongamento. Este salto é caracterizado apenas por uma contração concêntrica, sendo um teste específico para este tipo de ação muscular. Uma redução do desempenho de força concêntrica foi reportada para os flexores e extensores do joelho após cinco exercícios de alongamento para os principais grupos musculares dos membros inferiores (KOKKONEN *et al.*, 1998; NELSON e KOKKONEN, 2001). O presente estudo não verificou qualquer alteração nos parâmetros relacionados à força muscular (força máxima e força explosiva). A utilização de vários exercícios de alongamento, para diferentes grupos musculares, propostos por Kokkonen *et al.* (1998) e Nelson e Kokkonen (2001) pode ter sido responsável pela redução da força observada. Além da maior carga de treinamento, estes autores utilizaram um teste concêntrico monoarticular para avaliação da força. Conforme demonstrado por McBride *et al.* (2005), uma mesma carga de treinamento de flexibilidade pode provocar uma redução da força máxima em testes isométricos monoarticulares sem qualquer alteração em testes multiarticulares. Uma das hipóteses levantadas por estes autores é que a possível redução de força muscular causada pelo alongamento dos agonistas possa ser compensada pela maior ativação de outros músculos, resultando em um mesmo desempenho para movimentos mais complexos. Apesar dos estudos de

Kokkonen *et al.* (1998) e Nelson e Kokkonen (2001) terem utilizado contrações concêntricas, é possível que o padrão de recrutamento das unidades motoras também possa ser diferente entre ações mono e multiarticulares para este tipo de contração. Além disso, a ativação relativa dos agonistas e sinergistas pode variar dependendo da ação realizada (Sale, 2003). No desempenho de força, o objetivo da ativação ou coordenação apropriada dos sinergistas é atingir a maior produção de força possível na direção desejada do movimento. Outro aspecto importante neste contexto são os resultados apresentados por Gryzlo *et al.* (1994). Estes autores verificaram diferentes níveis de ativação para cada porção do quadríceps e isquiotibiais durante o agachamento e extensão do joelho em cadeia cinética aberta em diferentes amplitudes.

Como o desempenho em contrações concêntricas está relacionado à rigidez das UMTs (WILSON *et al.*, 1994), poderia ser esperada uma redução do desempenho após o alongamento. Entretanto, este resultado não foi observado, concordando com os estudos de Young e Elliott (2001), Cornwell *et al.* (2002) e Power *et al.* (2004).

No estudo de Young e Elliott (2001), a força máxima, a força explosiva e a altura do salto foram mensuradas e os autores não reportaram reduções significativas, assim como no presente estudo. Young e Elliott (2001) especulam a possibilidade de um efeito positivo dos exercícios preparatórios realizados antes dos testes ter mascarado o prejuízo no desempenho provocado pelo treinamento de flexibilidade. No presente estudo, não foi realizado qualquer tipo de atividade preparatória que pudesse confundir os resultados, entretanto, a duração total do estímulo de alongamento utilizado foi menor comparada com aquela utilizada no estudo de Young e Elliott (2001).

Power *et al.* (2004) também utilizaram uma maior carga de treinamento de flexibilidade, que foi composta por dois exercícios de alongamento para cada um dos

três grupos musculares alongados (quadríceps, isquiotibiais e flexores plantares), em comparação com carga de treinamento aplicada no presente estudo. Reduções da força máxima isométrica e do percentual de ativação muscular do quadríceps foram observadas sem alteração das mesmas variáveis para os flexores plantares. Um detalhe que deve ser considerado é que o déficit de força muscular observado para o quadríceps só foi detectado 60 minutos após o alongamento e os autores não ofereceram nenhuma explicação para este fato. A redução de força muscular detectada no teste isométrico, atribuída tanto a fatores neurais quanto miogênicos, não provocou redução no desempenho do salto SA. Além disso, apesar do maior volume de treinamento proposto por estes autores (270 segundos por grupo muscular), não foi observado aumento de ADM em dois dos três testes de flexibilidade aplicados. Apenas o teste sentar e alcançar (*sit and reach*), utilizado para avaliar a flexibilidade das regiões posterior do tronco, do quadril e da coxa, apresentou resultados de ADM significativamente maiores. Entretanto, o déficit de força muscular foi observado no quadríceps, uma musculatura que não é avaliada por este tipo de teste. Assim, percebe-se a importância da utilização de testes de flexibilidade adequados para avaliar cada grupo muscular separadamente e que sejam capazes de detectar as alterações provocadas pelo alongamento.

A carga de treinamento utilizada no presente estudo foi suficiente para provocar aumento de 6° na ADM de flexão de joelho no teste de flexibilidade. Entretanto, a análise cinemática revelou que no momento de maior pico de força muscular durante o salto, os ângulos articulares não diferiram significativamente após o alongamento. Isto significa que uma possível redução da rigidez dos extensores do joelho não resultou em diferenças significativas de comprimento muscular no momento em que a força máxima

é atingida. Entretanto, há possibilidade de alteração da curva de comprimento-tensão desta musculatura avaliada durante uma ação isométrica monoarticular. Weir *et al.* (2005) relataram alteração na curva de comprimento-tensão dos flexores plantares após alongamento passivo-estático. Sendo assim, após o alongamento, o comprimento ótimo de um músculo para gerar força pode alterar em relação ao seu comprimento de repouso. Em se tratando de ações dinâmicas complexas, onde há a participação de vários músculos, tais alterações podem não ocasionar diferenças para o desempenho de força final devido a uma possível alteração na ativação de outros grupos musculares para compensar o déficit de força apresentado pelo grupo muscular alongado.

As mesmas posições articulares verificadas no presente estudo por meio da análise cinemática antes e após o alongamento não garantem o mesmo comprimento das estruturas musculares e tendíneas, quando avaliadas separadamente. Kurokawa *et al.* (2001) utilizaram ultrasonografia para determinação da deformação dos tendões e dos fascículos musculares do gastrocnêmio medial durante o salto SA. Estes autores verificaram que durante a fase inicial do salto, o comprimento total da UMT não varia significativamente, entretanto, observou-se encurtamento dos fascículos musculares e alongamento do tendão. Já durante a fase final do salto (últimos 100 ms da fase de impulsão) foi observado um encurtamento da UMT. Os fascículos mantiveram-se quase inalterados, apresentando apenas um pequeno encurtamento e a maior redução de comprimento nesta fase foi observada no tendão. Sendo assim, o comportamento de cada estrutura, avaliada separadamente, não corresponde ao comportamento de toda a UMT.

Finni *et al.* (2001a) observaram um comportamento diferente para a musculatura quadríceps, comparado ao comportamento do gastrocnêmio reportado por Kurokawa *et*

al. (2001). O encurtamento da UMT ocorre logo no início do movimento e é acompanhado pelo encurtamento dos fascículos musculares do vasto lateral, partindo de uma posição de 120° de flexão de joelho. Segundo Pandy e Zajac (1991), a ativação muscular durante o SA ocorre na seqüência proximal para distal (extensores do quadril, joelho e tornozelo), sendo que os músculos quadríceps e glúteo máximo são os principais responsáveis pela impulsão. A participação do gastrocnêmio se torna mais importante durante a fase final do salto (últimos 20%). Como a função e o momento de solicitação de cada músculo é diferente durante a execução do SA, espera-se que o comportamento de fascículos e tendões também seja diferente para cada grupo muscular. Segundo Finni *et al.* (2001a), a interação entre músculo e tendão pode depender do músculo analisado e sua função, do nível de ativação, força e comprimento da UMT. Sendo assim, o presente estudo não identificou alterações na técnica de movimento, embora não seja possível afirmar que o funcionamento de cada estrutura e interação músculo-tendão se manteve inalterada.

8.3 Salto com contramovimento (SCM)

Na análise do salto com contramovimento, os resultados deste estudo não mostraram qualquer alteração de desempenho após 80 segundos de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho, concordando com os resultados de Knudson *et al.* (2001), Church *et al.* (2001) e Unick *et al.* (2005) e discordando de Cornwell *et al.* (2002).

No estudo de Unick *et al.* (2005) a duração total do estímulo de alongamento foi maior, sendo que o treinamento de flexibilidade foi composto de quatro exercícios para diferentes grupos musculares (quadríceps, isquiotibiais, sóleo e gastrocnêmio).

Entretanto, o teste de flexibilidade utilizado foi o de sentar-e-alcançar, que não é considerado um teste específico para nenhum dos grupos musculares alongados. Este teste avalia de forma geral a flexibilidade da região lombar, extensores do quadril e parte posterior da coxa (THIENES, 2000). Uma outra limitação do estudo de Unick *et al.* (2005) foi a forma de avaliação do desempenho dos saltos. Este foi definido pela altura do centro de gravidade, avaliada por um teste de campo, no qual os indivíduos deveriam saltar e tocar hastes posicionadas a alturas conhecidas, com o membro superior dominante. Os resultados destes testes podem ser influenciados pelo movimento dos membros superiores, flexibilidade do ombro do membro superior utilizado para tocar as hastes, coordenação temporal (*timing*) e características antropométricas do indivíduo (CAMPOS e MENZEL, 2003). A utilização de um teste pouco preciso faz com que pequenas variações na altura do salto não sejam detectáveis. No presente estudo, a velocidade vertical foi definida como a variável determinante do desempenho e foi obtida pelo cálculo do impulso, com a utilização de uma plataforma de força. Segundo Hatze (1998) esse método apresenta maior precisão em relação a testes de campo que utilizam o tempo de vôo para o cálculo da altura atingida pelo centro de gravidade. Mesmo com a utilização de instrumentos mais precisos para a determinação do desempenho, não foi verificada alteração neste parâmetro após o treinamento de flexibilidade proposto.

No estudo de Church *et al.* (2001), foram utilizados seis exercícios de alongamento, entretanto, as normativas de carga utilizadas no treinamento de flexibilidade não são apresentadas de forma precisa, inviabilizando a comparação com o presente estudo. Estes autores não observaram redução de desempenho após alongamento estático, mas sim após alongamento com a técnica FNP. Apesar do maior

número de exercícios propostos por estes autores, não foi verificada melhoria do desempenho no teste de flexibilidade sentar-e-alcançar para nenhum dos tratamentos. A utilização de um teste de flexibilidade não apropriado inviabilizou a comparação entre as diferentes intervenções.

Knudson *et al.* (2001) utilizaram três exercícios de alongamento e não foi aplicado nenhum teste de avaliação de flexibilidade. Neste estudo também não foi observada alteração no desempenho, definido como velocidade vertical do centro de gravidade. Segundo os autores, esses resultados ocorreram, possivelmente, devido à baixa intensidade de alongamento realizada pelos voluntários. A não utilização de um teste de flexibilidade torna impossível afirmar se o treinamento foi eficaz. No presente estudo, a efetividade do treinamento foi comprovada pelo aumento significativo de ADM de flexão de joelho, mas o desempenho não foi alterado significativamente. A amostra do estudo de Knudson *et al.* (2001) foi composta por não atletas e, segundo estes autores, a grande variabilidade de execução dos saltos nos dois dias de coleta de dados também poderia ter contribuído para os resultados observados. Entretanto, o estudo de Unick *et al.* (2005) utilizou mulheres treinadas e também não foi verificada alteração no desempenho, apesar do teste proposto para avaliação do desempenho não ser o mais preciso. No presente estudo, foi utilizada uma amostra de indivíduos não treinados, mas cada voluntário realizou cinco sessões de treinamento de saltos antes da coleta, o que pode ter contribuído para a redução da variabilidade de execução que ocorre durante a realização de tarefas novas. Apesar disso, a técnica de salto com contramovimento parece permitir uma maior variabilidade de execução, comparada às outras técnicas, uma vez que uma redução no pico de força e da velocidade angular do joelho foi observada no protocolo controle. Young e Elliot (2001), que utilizaram as

técnicas de salto SA e SP, reportaram que a técnica de salto com contramovimento não foi analisada devido à grande variabilidade de execução. Como no protocolo controle foi observada uma redução do pico de força, esta alteração identificada no protocolo experimental não pode ser atribuída ao alongamento.

A metodologia adotada no presente estudo possibilitou investigar variáveis relacionadas à produção de força muscular (F_{MAX} e F_{EX}) que não haviam sido analisadas anteriormente em outros estudos durante o SCM. Não foram verificadas alterações na F_{MAX} e F_{EX} , sendo que neste estudo, a F_{MAX} representa o pico máximo da força em uma curva F-t durante a realização do SCM, enquanto outros estudos, que verificaram uma redução da força máxima, utilizaram testes monoarticulares e isométricos (Weir *et al.*, 2005; McBride *et al.*, 2005). Desta forma, este parâmetro pode representar demandas diferenciadas ao sistema neuromuscular dependendo das características do teste utilizado para mensuração da F_{MAX} , o que poderia explicar a manutenção do desempenho da F_{MAX} após o exercício de alongamento.

Assim como no estudo de Knudson *et al.* (2001) não foi verificada qualquer alteração dos ângulos articulares na posição mais baixa do centro de gravidade, indicando a mesma amplitude de movimento durante as fases excêntrica e concêntrica, comparando-se os protocolos controle e experimental. Além disso, o presente estudo possibilitou inferir sobre alterações na curva de comprimento-tensão através da aquisição simultânea dos dados cinéticos e cinemáticos. A ausência de diferença significativa nos ângulos articulares no momento do maior pico de força muscular indica o mesmo comprimento das UMTs para a produção de força máxima. Entretanto, não é possível inferir sobre a participação de cada grupo muscular na produção de força total.

É possível que a participação de cada músculo possa ser alterada após o alongamento de determinado grupo muscular.

Apesar da maior ADM atingida no teste de flexibilidade indicar possíveis alterações nas propriedades viscoelásticas dos extensores do joelho, o salto é um movimento multiarticular e uma possível redução da rigidez de um grupo muscular pode não ser suficiente para alterar a força total resultante da participação de vários músculos. O estudo de Cornwell *et al.* (2002) que reportou diminuição de 7,4% no desempenho utilizou um salto monoarticular, limitando o movimento apenas à articulação do tornozelo. Os autores não atribuem a redução de desempenho apenas à redução na rigidez, pois esta variável apresentou diminuição significativa de apenas 2,8%.

8.4 Salto em profundidade (SP)

O presente estudo não reportou qualquer alteração no desempenho do salto em profundidade, discordando dos resultados de Young e Elliott (2001). Uma possível explicação para a divergência dos resultados pode estar relacionada aos diferentes critérios adotados para definição de desempenho. Enquanto que no presente estudo utilizou-se a V_{CG} para análise deste parâmetro, Young e Elliott (2001) utilizaram a relação altura do salto / tempo de contato. Além disso, o maior número de grupos musculares alongados no estudo de Young e Elliott (2001) também poderia ter contribuído para a divergência entre os resultados. Entretanto, Power *et al.* (2004) utilizaram maior duração total de estímulo (540 segundos), com alongamento de três grupos musculares e não encontraram qualquer alteração significativa na altura do salto

ou no tempo de contato. Unick *et al.* (2005) também não reportaram uma modificação na altura do salto após um período total de 180 segundos de alongamento de quatro grupos musculares, mas o tempo de contato não foi controlado.

Neste estudo, o desempenho não sofreu alterações, mas foi observado um aumento do tempo de contato com o solo e aumento nas amplitudes articulares na fase excêntrica. Uma possível redução na rigidez das unidades músculo-tendíneas pode ter levado à necessidade de um aumento da fase excêntrica para absorção da carga mecânica. A rigidez pode ser alterada tanto por modificações nas propriedades mecânicas do tecido como no nível de ativação muscular. Conforme demonstrado por Komi (2003), a regulação da rigidez é importante para a fase excêntrica do SP e o reflexo miotático possui um papel fundamental nesta tarefa.

Apesar do estudo de Kubo *et al.* (1999) sugerir que unidades músculo-tendíneas (UMTs) mais complacentes sejam vantajosas para o aproveitamento da energia elástica no ciclo de alongamento-encurtamento de longa duração, para movimentos mais rápidos como o SP, UMTs mais rígidas parecem beneficiar estas ações. Neste tipo de movimento é necessária uma rápida transmissão da força muscular para o sistema esquelético. Segundo Finni *et al.* (2001a), durante a fase excêntrica do SP, a maior deformação ocorre nos tendões, sendo estas estruturas fundamentais no armazenamento e aproveitamento de energia elástica. Entretanto, a produção de força na fase concêntrica só é maximizada quando é mantido um curto período entre as fases excêntrica e concêntrica. Sendo assim, uma redução da rigidez tanto por fatores neurais quanto miogênicos poderia prejudicar o desempenho, devido ao aumento do período entre as fases do movimento.

Para a manutenção de um pequeno tempo entre as fases excêntrica e concêntrica, a amplitude de movimento nas articulações deve ser controlada. Maior flexão nas articulações do joelho e tornozelo foram observadas, em relação à situação pré-alongamento, provocando um aumento no tempo de contato. Também foi observado um aumento da velocidade angular máxima do joelho nas fases excêntrica e concêntrica, sendo que, na fase excêntrica, esta alteração possivelmente ocorreu devido à redução da rigidez e incapacidade de absorver a carga mecânica. Entretanto, na fase concêntrica, o aumento da velocidade angular máxima pode sugerir que uma alteração na rigidez provoque estratégias de controle, modificando a técnica de movimento para manutenção do melhor desempenho possível.

Diversos estudos que investigaram a importância dos reflexos de estiramento no SP analisaram a musculatura tríceps sural. O estudo de Finni *et al.* (2001b) mostrou que o tendão patelar e o de Aquiles se comportam de forma diferente durante saltos com diferentes amplitudes de flexão de joelho. Durante o SP, no qual o movimento do tornozelo é priorizado e a amplitude de flexão de joelho é pequena, as maiores forças são registradas no tendão de Aquiles, comparado ao tendão patelar. Isto mostra que o funcionamento de diferentes unidades músculo-tendíneas não é o mesmo em todas as atividades que envolvem o CAE e, assim, generalizações não podem ser feitas a partir de um único músculo.

9 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos no presente estudo mostraram que uma sessão de alongamento passivo-estático para os extensores do joelho, composta de quatro séries de 20 segundos, não alterou os parâmetros de força de reação vertical durante as três técnicas de saltos analisadas. A força máxima, força explosiva e o desempenho, avaliado pela velocidade vertical do centro de gravidade, não apresentaram alterações após a realização do exercício de alongamento dos extensores do joelho. A técnica de movimento (ângulos articulares e velocidades angulares máximas) também não apresentou qualquer modificação durante os saltos a partir da posição agachada e com contramovimento. Para o salto em profundidade, foram observados um aumento na amplitude de dorsiflexão e flexão de joelho no final da fase excêntrica, aumento das velocidades angulares máximas do joelho durante as fases excêntrica e concêntrica e aumento do tempo de contato com o solo. Entretanto, as modificações dessas variáveis cinemáticas relacionadas à técnica de movimento não provocaram alterações no desempenho deste salto.

Desta forma, parece ser prematura a recomendação para a não realização de exercícios de alongamento antes de atividades que envolvam saltos verticais, uma vez que as normativas de carga propostas neste estudo não provocaram qualquer alteração no desempenho. Recomenda-se a realização de outras pesquisas com a metodologia utilizada no presente estudo para a avaliação de treinamentos de flexibilidade com outras normativas de carga. Antes da prática de atividades físicas, é comum que os indivíduos realizem alongamentos de vários grupos musculares. Sendo assim, recomenda-se a investigação do efeito agudo do alongamento após o treinamento que

envolva outros grupos musculares, juntamente com dos extensores do joelho. Outra possibilidade de investigação está relacionada aos efeitos que o alongamento pode ter na absorção de impactos em aterrissagens após os saltos verticais. Uma vez que o presente estudo não identificou alteração no desempenho, seria necessário analisar se o treinamento de flexibilidade pode influenciar na absorção de impactos e, conseqüentemente, na geração de lesões. Além disso, estudos futuros deveriam ser realizados com o objetivo de analisar o efeito agudo e crônico do alongamento no comportamento de estruturas como fascículos musculares e tendões em diferentes grupos musculares.

REFERÊNCIAS

ALTER. M. J. *Science of flexibility*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 1996.

AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive stretching. *J. Appl. Physiol.* v. 86, n. 4, p. 1283-1291, 1999.

BANDY, W. D.; IRON, J. M. The effect on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys. Ther.* v. 74, n. 9, p. 845-852, 1994.

BEHM, D. G., *et al.* Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 36, n. 8, p. 1397-1402, 2004.

BOJSEN-MOLLER, J. *et al.* Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J. Appl. Physiol.* v. 99, p. 986-994, 2005.

BORMS, J. *et al.* Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. *J. Sports Sci.* v. 5, p. 39-47, 1987.

CAMPOS, C. E.; MENZEL, H-J. A influência de características antropométricas na avaliação de saltos verticais.. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10., 2003, Ouro Preto. *Anais...* Belo Horizonte: Imprensa Universitária UFMG, 2003. p. 286-290.

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

CHURCH, J. B. *et al.* Effect of warm-up and flexibility treatments on vertical jump performance. *J. Strength Cond. Res.* v. 15, n. 3, p. 332-336, 2001.

EDMAN, K. A.; TSUCHIYA, T. Strain of passive elements during force enhancement by stretch in frog muscle fibres. *J. Physiol.* v. 490, n. 1, p. 191-205, 1996.

ENOKA, R. M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2.ed. Champaign: Human Kinetics, 1994. p. 177-179.

FINNI, T., *et al.* In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *Eur. J. Sport Sci.* v. 1, n 1, p. 1-13, 2001a.

FINNI, T., KOMI, P. V., and LEPOLA, V. In vivo muscle mechanics during locomotion depend on movement amplitude and contraction intensity. *Eur. J. of Appl. Physiol.* v. 85, p. 170-176, 2001b.

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

FUNG, Y. C. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. New York: Springer-Verlag, 1981.

GAJDOSIK, R. L.; BOHANNON, R. W. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys. Ther.* v. 67, n. 12, p. 1867-1872, 1987.

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

GLEIM, G. W.; McHUGH, M. P. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med.* v. 24, n. 5, p. 289-299, 1997.

GORDON, J. Spinal mechanisms of motor coordination. In: Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M. (Ed) *Principles of neural science*. New York: Elsevier, 1991. cap.38, p. 581-595.

GRYZLO, S. M. *et al.* Electromyographic analysis of knee rehabilitation exercises. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* v. 20, n. 1, p. 36-43, 1994.

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

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

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

HARDY, L. Improving active range of hip flexion. *Res. Q. Exerc. Sport.* v. 56, n. 2, p. 111-114, 1985.

HARTLEY-O'BRIEN, S. Six mobilization exercises for active range of motion. *Res. Q. Exerc. Sport.* v. 51, n. 4, p. 625-635, 1980.

HATZE, H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *J. Appl. Biomech.* v. 14, p. 127-140, 1998.

HERBERT, R. D.; GABRIEL, M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal.* v. 325, 2002.

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

HUNTER, J. P.; MARSHALL, R. N. Effects of power and flexibility training on vertical jump technique. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 34, n. 3, p. 478-486, 2002.

HUTTON, R. S. Neuromuscular basis of stretching exercises. In: KOMI (Ed.) *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Siences, 1992. p. 29-38.

KENNEDY, J. C. *et al.* Tension studies of human knee ligaments. *J. Bone and Joint Surg.* v. 58, n. 3, p. 350-355, 1976.

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

KNUDSON, D. *et al.* Acute effects of stretching are not evident in kinematics of the vertical jump. *J. Strength Cond. Res.* v. 15, n. 1, p. 98-101, 2001.

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.

KOMI, P. V. Stretching-shortening cycle. In: KOMI (Ed.) *Strength and power in sport*. Oxford: 2 ed. Blackwell Siences, 2003. p. 184-202.

KUBO, K.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.* v. 87, n. 6, p. 2090-2096, 1999.

KUBO, K. *et al.* Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J. Appl. Physiol.* v. 90, p. 520-527, 2001.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. *Acta Physiol. Scand.* v. 175, p. 157-164, 2002.

KUROKAWA, S.; FUKUNAGA, T.; FUKASHIRO, S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J. Appl. Physiol.* v. 90, p. 1349-1358, 2001.

LINTHORNE, N. P. Analysis os standing vertical jumps using a force plataform. *Am. J. Phys.* v. 69, n. 11, p. 1198-1204, 2001.

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

MAGANARIS, C. N.; PAUL, J. P. Load-elongation characteristics of *in vivo* human tendon and aponeurosis. *J. Exp. Biol.* v. 203, p. 751-756, 2000.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Tension decline from passive static stretch. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 25S, p. 140, 1993.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand. J. Med. Sci. Sports* v. 5, p. 342-347, 1995.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Biomechanical response to repeated stretches in human hamstring muscle *in vivo*. *Am. J. Sports Med.* v. 24, n. 5, p. 622-628, 1996a.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J. Physiol.* v. 497, n. 1, p. 291-298, 1996b.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int. J. Sports Med.* v. 19, p. 310-316, 1998.

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

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon *in vivo*. *Acta Physiol. Scand.* v. 177, p. 185-195, 2003.

McBRIDE, J. M.; DEANE, R.; NIMPFIUS, S. Effect of stretching on agonist-antagonist muscle activity and muscle force output during single and multiple joint isometric contractions. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 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.

McNAIR, P. J.; STANLEY, S. N. Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *Br. J. Sports Med.* v. 30, p. 313-318, 1996.

MONTEIRO, A. D. *et al.* Confiabilidade do teste de flexão do joelho. In: XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. [*Anais eletrônicos...*] João Pessoa: UFPB, 2005. 1 CD-ROM.

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

MOREIRA JÚNIOR, L. A. *et al.* Importância da força de isquiotibiais no desempenho da flexibilidade ativa da musculatura quadríceps. In: XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. [*Anais eletrônicos...*] João Pessoa: UFPB, 2005. 1 CD-ROM.

MUIR, I. W.; CHESWORTH, B. M.; VANDERVOORT, A. A. Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* v. 29, n. 2, p. 106-115, 1999.

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.

OHLENDORF, K. *et al.* Effectiveness of passive-static stretching: optimum frequency. *Int. J. Sports Med.* v. 20, 1999.

PANDY, M. G.; ZAJAC, F. E. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J. Biomech.* v. 24, n. 1, 1991.

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.

PEIXOTO, G. H. *et al.* Validade do teste de flexão do joelho. In: XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. [*Anais eletrônicos...*] João Pessoa: UFPB, 2005. 1 CD-ROM.

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, p. 259-263, 1999.

SAFRAN, M. R.; SEABER, A. V.; GARRET Jr., W. E. Warm-up and muscular injury prevention: an update. *Sports Med.* v. 8, n. 4, p. 239-249, 1989.

SALE, D. G. Testing strength and power. In: MacDOUGALL, J.; WENGER, H.; GREEN, H. (Ed.) *Physiological testing of the high-performance athlete*. Champaign: Human Kinetics, 1991. cap.3, p. 21-106.

SALE, D. G. Neural adaptation to strength training. In: KOMI (Ed.) *Strength and power in sport*. 2nd ed. Oxford: Blackwell Sciences, 2003. p.281-314.

SCHMIDTBLEICHER, D. Training for power events. In: KOMI (Ed.) *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Sciences, 1992. p.381-395.

SHELLOCK, E.G.; PRENTICE, W.E. Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Med.* v. 2, p. 267-278, 1985.

STROMBERG, D. D.; WIEDERHIELM, C. A. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J. Appl. Physiol.* v. 26, n. 6, p. 857-862, 1969.

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

TAYLOR, D. C. *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, p. 1619-1624, 1997.

THIENES, G. *Beweglichkeitstraining: Grundlagen, Methoden, Leistungssteuerung, Übungen.* München: BVL Verlagsgesellschaft GmbH, 2000. p. 98-104.

THIGPEN, L. K. *et al.* The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability. In: WINTER, D. A. (Ed.) *Biomechanics IX-A.* Champaign: Human Kinetics, 1985.

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.

TRICOLI, V.; PAULO, A. C. Efeito agudo dos exercícios de alongamento sobre o desempenho de força máxima. *Atividade Física e Saúde.* v. 7, n. 1, p. 6-13, 2002.

UNICK, J. *et al.* The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *J. Strength Cond. Res.* v. 19, n. 1, p. 206-212, 2005.

WALLMANN, H. W.; MERCER, J. A.; McWHORTER, J. W. Surface electromyographic assessment of the effect of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. *J. Strength Cond. Res.* v. 19, n. 3, p. 684-688, 2005.

WEIJER, V. C.; GORNIK, G. C.; SHAMUS, E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* v. 33, n. 12, p. 727-733, 2003.

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

WELDON, S. M.; HILL, R. H. The efficacy of stretching for prevention of exercise-related injury: a systematic review of the literature. *Manual Therapy.* v. 8, n. 3, p. 141-150, 2003.

WESSLING, K. C.; DeVANE, D. A.; HYLTON, C. R. Effects of static stretch versus static stretch and ultrasound combined on triceps surae muscle extensibility in healthy women. *Phys. Ther.* v. 67, n. 5, p. 674-679, 1987.

WILSON, G. J. *et al.* The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 25, n. 11, p. 1279-1286, 1993.

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

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

YOUNG, W.; ELLIOTT, S. Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching, and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. *Res. Q. Exerc. Sport.* v. 72, n. 3, p. 273-279, 2001.

APÊNDICE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“INFLUÊNCIA AGUDA DO ALONGAMENTO EM VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DURANTE SALTOS E ATERRISSAGENS”

Prof. Mauro Heleno Chagas
 Prof. Hans-Joachim Menzel
 Cynthia Helena Fantini

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 influência aguda do alongamento em variáveis biomecânicas durante saltos e aterrissagens.

Serão realizados testes em que farei saltos com diferentes técnicas e aterrissagens de diferentes alturas sobre uma plataforma de força. Esses movimentos serão filmados e a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial, vasto lateral e gastrocnêmio porção medial será analisada através de eletrodos de superfície. Realizarei também uma sessão de exercícios de alongamento para a musculatura do quadríceps e gastrocnêmio e em seguida repetirei os saltos e aterrissagens. A coleta de dados será realizada em dois dias consecutivos. Antes dos dias de coleta, será realizado um treinamento com duração de duas semanas para aprendizagem das técnicas de saltos e familiarização com os procedimentos de análise.

Será 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.

Sei que não está prevista qualquer forma de remuneração e que todas as despesas relacionadas com o estudo são de responsabilidade do pesquisador – UFMG.

Esclareci todas as dúvidas e se durante o andamento da pesquisa novas dúvidas surgirem tenho total liberdade para esclarecê-las com a equipe responsável.

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

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

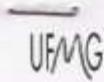
Belo Horizonte, de 2004

Assinatura do voluntário

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

Assinatura do pesquisador responsável

Tel: pesquisador (31) 3499-2360

ANEXO: Aprovação do Comitê de Ética

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

Parecer nº. ETIC 480/04

Interessado: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 16 de fevereiro de 2004, o projeto de pesquisa intitulado « **Influência Aguda do Alongamento em Variáveis Biomecânicas Durante Saltos e Aterrissagens** » 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.


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