

Adriana Diniz Monteiro

EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO PASSIVO-ESTÁTICO DOS
EXTENSORES DO JOELHO NA ATERRISSAGEM

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2007

Adriana Diniz Monteiro

EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO PASSIVO-ESTÁTICO DOS
EXTENSORES DO JOELHO NA ATERRISSAGEM

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. Hans-Joachim Menzel

Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2007

Dedico este trabalho aos meus pais, Geraldo Dilceu Monteiro e Maria Elena Diniz Monteiro, pelo exemplo de vida e dedicação sem limites.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado forças ao longo desta caminhada;

Ao Prof. Dr. Hans-Joachim Menzel, meu orientador, pela grande oportunidade na minha vida acadêmica e ao Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas, meu co-orientador, por toda a ajuda e disponibilidade;

Aos meus pais, Geraldo Dilceu Monteiro e Maria Elena Diniz Monteiro, pelo amor, confiança e apoio todos estes anos;

Às minhas irmãs, Denise Diniz Monteiro Rocha e Daniela Diniz Monteiro Nascimento, minhas amigas e conselheiras e ao meu querido sobrinho e afilhado, Marco Túlio Monteiro Rocha, que chegou para alegrar a minha vida;

Ao William Valadares por todo o incentivo e por me fazer acreditar em meus sonhos;

Aos meus amigos e colegas do BIOLAB, principalmente Juliana Herr, Gustavo Peixoto, Luiz Antônio M. Júnior, Sílvia Araújo, Cristiane Behring, Elder Behring, Juliana Bergamini, André Gustavo, que muito contribuíram para a realização deste trabalho e conhecem como eu as dificuldades enfrentadas. Agradeço em especial à Cynthia Helena, Raíssa Carvalho e Júlia Sanna pela participação na coleta e análise dos dados.

Aos voluntários que não me faltaram em um momento decisivo para a realização deste estudo.

Ao Ésio Costa, Cláudia Regina e demais funcionários da escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional que estiveram sempre por perto para me ajudar.

Ao Mestre Bocão, colegas do Canzuá Capoeira, amigos, familiares e aqueles que de alguma forma contribuíram para que eu chegasse até aqui, o meu muito obrigada!

RESUMO

A aterrissagem é considerada um dos movimentos esportivos com maior risco de lesão aguda e crônica no esporte. Exercícios de alongamento são comumente realizados antes da prática esportiva de diversas modalidades que envolvem aterrissagens. É possível que alterações nas propriedades musculares provocadas pelo alongamento influenciem a capacidade de aterrissar. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar o efeito agudo do alongamento passivo-estático dos extensores do joelho em variáveis cinéticas e cinemáticas em aterrissagens após saltos e diferentes alturas de queda. Trinta voluntários do sexo masculino, estudantes de Educação Física (idade: $24,6 \pm 4,4$ anos; massa corporal: $71,2 \pm 8,2$ kg e altura: $175,3 \pm 7,2$ cm) participaram de um protocolo experimental (com alongamento prévio) e um protocolo controle (sem alongamento prévio). Eles aterrissaram após quedas de alturas de 30, 50 e 70 cm e depois da realização do Salto a Partir da Posição Agachada (SA) e Salto com Contramovimento (SCM). Para o protocolo experimental a F_z máx aumentou significativamente após o alongamento passivo-estático apenas nas aterrissagens após quedas de 50 e 70 cm. Maiores Amplitudes de Movimento (ADMs) foram verificadas durante aterrissagens após queda de 50 cm (ângulo do tornozelo e do joelho), 70 cm (ângulo do joelho e do quadril) e após o SCM (ângulo do tornozelo e do joelho). O tempo para a posição mais baixa do Centro de Gravidade (CG) foi significativamente maior para as aterrissagens após o SCM. Os resultados sugerem que a absorção das forças de impacto e a técnica de movimento em aterrissagens que representam maior demanda para o sistema musculoesquelético são influenciadas de forma aguda pelo alongamento.

Palavras Chave: aterrissagens, flexibilidade, variáveis cinéticas e variáveis cinemáticas.

ABSTRACT

Landing is considered one of the sport movements with high acute and chronic injury risk. Stretching exercises are a widespread preparation practice before sport activities that involve landings. It could be expected that stretch-induced changes affect the ability to land. Therefore the aim of this study was to verify the acute effect of quadriceps passive-static stretching on kinetic and kinematics variables of landings after jumps and falls from different heights. 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) followed an experimental (with previous stretching exercises) and control design (without previous stretching exercises) and landed after falls from different heights (30, 50 and 70 cm) and after a maximal Squat (SJ) and Countermovement Jump (CMJ). In the experimental group the $F_z \text{ máx}$ increased after the passive-static stretching only for the landings after falls of 50 and 70 cm. Higher Range of Motion (ROM) values were found during landings after falls from 50 cm height (angle of the ankle and the knee), 70 cm height (angle of the knee and of the hip) and CMJ (angle of the ankle and the knee). The time between first ground contact and lowest Center of Gravity (CG) position was significantly greater for landings after CMJ. The results suggest that the absorption of impact forces and the movement pattern are influenced by stretching in landing situations that represent a greater demand on the muscular-skeletal system.

Key words: landings, flexibility, kinetic variables, kinematics variables.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Modelo mecânico das propriedades viscoelásticas da unidade musculotendínea.....	20
Figura 2 -	(a) Curva de força de reação vertical para a técnica “forefoot” e (b) Curva de força de reação vertical para a técnica “flatfoot”.....	29
Figura 3 -	Segmentos corporais do pé, perna, coxa e tronco e ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril.....	36
Figura 4 -	Seqüência de procedimentos da coleta de dados do protocolo experimental.	39
Figura 5 -	Posição inicial adotada para iniciar quedas de alturas predeterminadas.....	40
Figura 6 -	Posição inicial adotada para o salto a partir da posição agachada (SA)	42
Figura 7 -	Técnicas do salto a partir da posição agachada (SA) e salto com contramovimento (SCM)	43
Figura 8 -	Posicionamento inicial e final no Teste de Flexão de Joelho (TFJ). A) Suporte para a coxa, B) Apoio para o Joelho, C) Estabilizador pélvico; D) Trilho lateral.....	45
Figura 9 -	Inclinômetro de bolha apoiado em suporte ajustável às espinhas ilíacas póstero-superiores para verificação do nivelamento da pelve.....	46

Gráfico 1 -	Curva tensão-deformação para um material não perfeitamente elástico.....	22
Gráfico 2 -	Médias de ADM da flexão ativa de joelho antes e depois do alongamento dos extensores do joelho.....	51

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Quadro 1 - Variáveis cinéticas analisadas nas aterrissagens	48
Quadro 2 - Variáveis cinemáticas analisadas nas aterrissagens.....	49
Quadro 3 - Variáveis analisadas no SA e SCM.....	49
Tabela 1 - Maior e menor valor de coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre as aterrissagens após quedas de 30, 50, 70 cm, SA e SCM.....	52
Tabela 2 - Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 30 cm.....	53
Tabela 3 - Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 30 cm.....	54
Tabela 4 - Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 50 cm.....	55
Tabela 5 - Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 50 cm	56
Tabela 6 - Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 70 cm.....	57
Tabela 7- Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 70 cm.....	58

Tabela 8-	Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após o SA.....	59
Tabela 9-	Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após o SA.....	60
Tabela 10-	Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após o SCM.....	61
Tabela 11-	Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após o SCM.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

φ_{oT}	Ângulo do tornozelo no instante de 1º contato com o solo
φ_{oJ}	Ângulo do joelho no instante de 1º contato com o solo
φ_{oQ}	Ângulo do quadril no instante de 1º contato com o solo
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
φ_{PT}	Ângulo do tornozelo no momento que o pico de impacto é atingido
φ_{PJ}	Ângulo do joelho no momento que o pico de impacto é atingido
φ_{PQ}	Ângulo do quadril no momento que o pico de impacto é atingido
ADM	Amplitude de Movimento
BEJ	Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho
CAE	Ciclo de Alongamento-Encurtamento
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
CENESP	Centro de Excelência Esportiva
CG	Centro de Gravidade
CR	Contração-Relaxamento
CRAC	Contração-Relaxamento Agonista Contrai
EEFFTO	Escola da Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
F_z	Componente vertical da força de reação do solo
$F_z \text{ máx}$	Pico da força de reação vertical do solo
F_y	Componente ântero-posterior da força de reação do solo
F_x	Componente médio-lateral da força de reação do solo
h_{SA}	Altura do salto a partir da posição agachada
h_{SCM}	Altura do salto com contramovimento
SA	Salto a Partir da Posição Agachada
SCM	Salto com Contramovimento
SNC	Sistema Nervoso Central
TFJ	Teste de Flexão de Joelho
T_{cg}	Tempo para a posição mais baixa do CG
$t_{F_z \text{ máx}}$	Tempo entre o 1º contato e a $F_z \text{ máx}$

TPF_{méd}

UFMG

UMT

Taxa média de produção de força
Universidade Federal de Minas Gerais
Unidade Musculotendínea

SUMÁRIO

	RESUMO.....	5
	ABSTRACT.....	6
1	INTRODUÇÃO.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1	Adaptações miogênicas como efeito agudo do alongamento.....	17
2.1.1	Amplitude de movimento.....	17
2.1.2	Tensão passiva.....	19
2.1.3	Rigidez	22
2.2	Adaptações neurais como efeito agudo do alongamento.....	24
2.3	Aterrissagens.....	26
3	IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA.....	33
4	OBJETIVOS.....	34
4.1	Objetivo geral	34
4.2	Objetivos específicos	34
5	MATERIAL E MÉTODOS.....	35
5.1	Amostra.....	35
5.2	Instrumentação.....	35
5.2.1	Dinamometria.....	35
5.2.2	Cinemetria.....	36
5.2.3	Banco de alongamento dos extensores do joelho (BEJ).....	37
5.2.4	Medidas antropométricas.....	37
5.3	Procedimentos.....	38
5.3.1	Procedimentos de avaliação.....	38
5.3.2	Aterrissagens após quedas de diferentes alturas pré-determinadas....	40

5.3.3	Técnica do salto a partir da posição agachada (SA) e salto com contramovimento (SCM).....	41
5.3.4	Treinamento dos saltos.....	44
5.3.5	Avaliação da flexibilidade dos extensores do joelho.....	44
5.3.6	Sessão de alongamento dos extensores do joelho.....	47
5.3.7	Coleta de dados.....	47
5.3.8	Variáveis analisadas.....	48
5.3.9	Métodos estatísticos.....	50
6	RESULTADOS.....	51
6.1	Teste de Flexão de Joelho (TFJ).....	51
6.2	Aterrissagens.....	52
6.2.1	Aterrissagens após queda de 30 cm de altura.....	53
6.2.2	Aterrissagens após queda de 50 cm de altura.....	54
6.2.3	Aterrissagens após queda de 70 cm de altura.....	57
6.2.4	Aterrissagem após o salto a partir da posição agachada (SA).....	59
6.2.5	Aterrissagem após o salto com contramovimento (SCM).....	60
7	DISCUSSÃO.....	63
7.1	Amplitude de movimento.....	63
7.2	Aterrissagens.....	65
7.2.1	Aterrissagens após quedas de alturas predeterminadas.....	65
7.2.2	Aterrissagens após saltos a partir da posição agachada (SA) e com contramovimento (SCM).....	68
8	CONCLUSÃO.....	70
9	REFERÊNCIAS.....	71
	APÊNDICE.....	77
	ANEXO.....	78

1 INTRODUÇÃO

As aterrissagens são movimentos que ocorrem em muitas atividades esportivas, como o voleibol, o basquetebol, o futebol, a ginástica olímpica, dentre outras (DEVITA; SKELLY, 1992). Durante um *set* de voleibol ou uma partida de basquete o jogador chega a realizar 170 e 80 saltos, respectivamente (HAGEDORN *et al.*, 1996; KOLLATH, 1996).

A coordenação de vários segmentos corporais durante a aterrissagem representa um constante desafio para o sistema neuromuscular (ZAJAC *et al.*, 2002). Essa tarefa torna-se ainda mais complexa, uma vez que ela pode ocorrer em uma ampla variedade de situações, como alturas de queda ou superfícies diferentes. O controle de mecanismos relacionados à ativação muscular e à rigidez do sistema musculotendíneo é importante durante as aterrissagens (BUTLER *et al.*, 2003; McNITT-GRAY, 1993; SANTELLO, 2005). Se o controle não for adequado e a carga mecânica imposta às estruturas musculoesqueléticas for excessiva, a possibilidade de ocorrer lesões aumenta (DUFEK; BATES, 1990; SELF; PAINE, 2001).

De acordo com McNitt-Gray (2000), a aterrissagem é considerada um dos movimentos esportivos com maior risco de lesão aguda e crônica no esporte. A partir do primeiro contato com o solo após um salto, o corpo está sujeito a forças de impacto que devem ser absorvidas primariamente pelos componentes musculoesqueléticos dos membros inferiores (DUFEK; BATES, 1990). A técnica de aterrissagem é um aspecto essencial a ser considerado já que ela influencia as forças de impacto causadas e a possível ocorrência de lesão (SELF; PAINE, 2001). Segundo Fantini *et al.* (2006), a técnica de movimento pode ser alterada em razão de mudanças nas propriedades mecânicas da Unidade Musculotendínea (UMT) provocadas pelo alongamento. Dessa forma, é esperado que a realização de exercícios de alongamento influencie a capacidade de aterrissar.

Exercícios de alongamento são comumente realizados antes da prática esportiva de diversas modalidades que envolvem aterrissagens. Um dos objetivos desses exercícios é reduzir o risco de lesões, apesar de não existir um consenso em relação à sua eficácia (HERBERT; GABRIEL, 2002; LAROCHE; CONNOLLY, 2006). Para a compreensão dos efeitos do alongamento é necessário entender o comportamento dos tecidos biológicos e da atividade neural quando submetidos a

uma força de tração, assim como as adaptações esperadas após uma sessão de treinamento da flexibilidade.

As propriedades viscoelásticas das UMTs podem ser influenciadas pelos exercícios de alongamento, o que acarreta em um aumento agudo na Amplitude de Movimento (ADM) (MADDING *et al.*, 1987; MAGNUSSON *et al.*, 1998; MOORE; HUTTON, 1980; TAYLOR *et al.*, 1990; WEIJER *et al.*, 2003), uma diminuição da tensão passiva (TAYLOR *et al.*, 1990) e da rigidez dos tecidos (KUBO *et al.*, 2002; MAGNUSSON *et al.* 1996). Além disso, uma sessão de treinamento de flexibilidade pode causar uma redução transitória da excitabilidade do motoneurônio alfa (GUISSARD *et al.*, 1988; 2001). Não foram encontrados, entretanto, estudos que investigassem especificamente alterações nas aterrissagens após treinamento da flexibilidade.

Desta forma, um estudo que investigue a influência aguda de exercícios de alongamento sobre variáveis cinéticas e cinemáticas nas aterrissagens é de grande relevância para o planejamento da prática esportiva.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com base na revisão de literatura, primeiramente serão discutidas as possíveis adaptações miogênicas e neurais que ocorrem como efeito agudo do alongamento. Em seguida, alguns fatores que influenciam a aterrissagem serão abordados, como, altura de queda, técnica de aterrissagem, ativação muscular e rigidez dos tecidos.

2.1 Adaptações miogênicas como efeito agudo do alongamento

As principais adaptações miogênicas após uma sessão de treinamento da flexibilidade são alterações na ADM, na tensão passiva e na rigidez dos tecidos.

2.1.1 Amplitude de movimento (ADM)

A ADM é uma variável comumente usada como parâmetro para a mensuração da flexibilidade e pode, segundo Gajdosik (2001), influenciar as atividades funcionais e o desempenho atlético. Ela representa alterações no comprimento muscular como efeito crônico ou agudo do alongamento (BANDY; IRON, 1994; BORMS *et al.*, 1987; MADDING *et al.*, 1987; McHUGH *et al.*, 1992; ROBERTS; WILSON, 1999). O aumento da ADM já foi evidenciado como efeito agudo do treinamento da flexibilidade por meio de diferentes técnicas de alongamento e em diferentes grupos musculares (MADDING *et al.*, 1987; MAGNUSSON *et al.*, 1998; MOORE; HUTTON, 1980; TAYLOR *et al.*, 1990; WEIJER *et al.*, 2003).

Moore e Hutton (1980) observaram um aumento significativo da ADM de flexão de quadril com o joelho estendido após a utilização de três diferentes técnicas de alongamento. As técnicas empregadas para o alongamento dos isquiotibiais foram a passiva-estática e duas técnicas de Facilitação Neuromusclar Proprioceptiva

(FNP) denominadas Contração-Relaxamento Agonista Contraí (CRAC) e Contração-Relaxamento (CR).

Nos resultados encontrados por Madding *et al.* (1987), três séries de 15 segundos de alongamento passivo-estático dos adutores do quadril foram suficientes para alterar significativamente a ADM de abdução do quadril, com um aumento significativo de $7,0^{\circ} \pm 2,0$.

No estudo de Magnusson *et al.* (1998) foi verificado um aumento significativo da ADM 10 minutos após a aplicação de duas diferentes técnicas de alongamento. No membro inferior esquerdo, os músculos isquiotibiais foram submetidos a uma repetição do alongamento passivo-estático com duração de 90 segundos e no membro inferior direito, a dez repetições consecutivas de alongamento passivo-dinâmico.

Taylor *et al.* (1990) verificaram um aumento significativo de 3,46% no comprimento de uma UMT de coelhos após dez ciclos de alongamento. Quando a tensão de 78,4 N era atingida em cada ciclo, a UMT era mantida por 30 segundos naquele determinado comprimento.

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. Encontrou-se um aumento significativo de ADM ($13,1^{\circ}$) imediatamente após três séries de 30 segundos de alongamento passivo-estático. Após 15 minutos de repouso, a ADM foi medida novamente e o aumento foi de $9,1^{\circ}$. Os valores de ADM mensurados um dia após a sessão também foram significativamente maiores que os valores do pré-teste ($7,7^{\circ}$). Os resultados indicam que os efeitos agudos do alongamento relacionados à ADM ainda estavam presentes 24 horas após a intervenção. Não se sabe, no entanto, se esse aumento é de relevância prática e se realmente representaria uma diferença funcional para os indivíduos em suas atividades diárias.

Com base nos resultados apresentados é possível observar um aumento agudo da ADM como resultado de uma sessão de exercícios de alongamento. Em alguns estudos verificou-se que maiores ADMs são observadas em decorrência do aumento da tolerância ao alongamento, uma vez que maiores amplitudes foram acompanhadas de maiores tensões passivas (FOWLES *et al.*, 2000; MAGNUSSON *et al.*, 1998).

Outro mecanismo utilizado para explicar a maior ADM após o alongamento é o comportamento viscoelástico *creep*¹ (GAJDOSIK, 2001; TAYLOR *et al.*, 1990). Vários trabalhos já demonstraram as propriedades elasticidade e viscosidade dos tecidos biológicos quando eles são submetidos a uma força de tração (MAGNUSSON *et al.*, 1996; McNAIR; STANLEY, 1996; TAYLOR *et al.*, 1990). Em função das propriedades citadas, a deformação do material depende da magnitude e da taxa de aplicação dessa força (MAGNUSSON *et al.*, 1998; McHUGH *et al.*, 1992). Assim, as adaptações no comprimento muscular e, conseqüentemente, na amplitude articular após uma sessão de treinamento da flexibilidade poderiam ser explicadas pelas propriedades viscoelásticas dos tecidos.

2.1.2 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 (FIG. 1) (ALTER, 2004; GAJDOSIK, 2001).

¹ Aumento do comprimento da UMT alongada quando uma força constante é aplicada (TAYLOR *et al.*, 1990, p. 301).

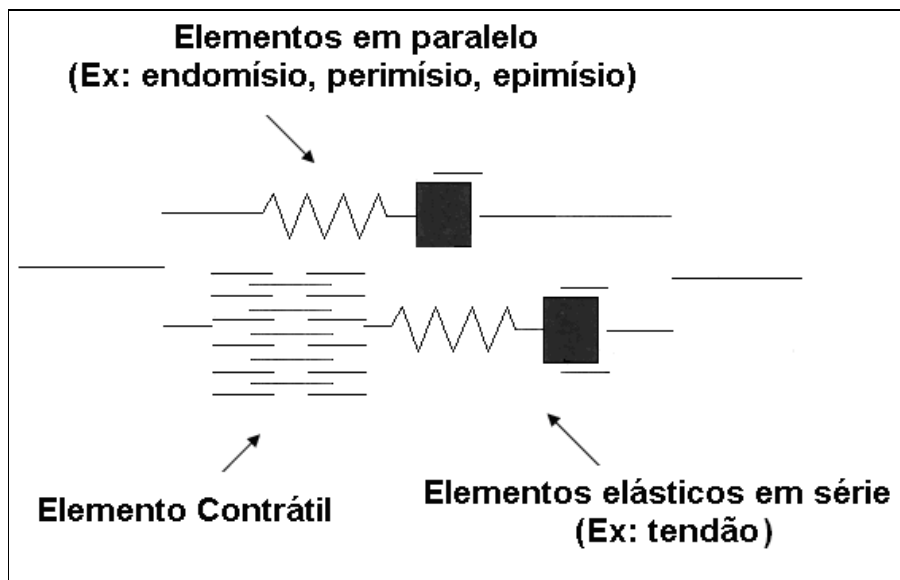


FIGURA 1 – Modelo mecânico das propriedades viscoelásticas da unidade musculotendínea.

Fonte: McNAIR; STANLEY, 1996, p. 313.

Durante o alongamento passivo-estático, a articulação é posicionada em uma determinada amplitude e mantida nessa posição por um período. Assim que a articulação atinge sua máxima amplitude, observa-se um pico de tensão passiva e durante a manutenção dessa posição articular ocorre a redução da tensão ao longo do tempo (GAJDOSIK, 2001). Tais alterações na tensão passiva provocadas pelo alongamento decorrem das propriedades viscoelásticas dos tecidos biológicos. Os materiais viscoelásticos apresentam um comportamento tempo-dependente quando submetidos ao alongamento (TAYLOR *et al.*, 1990). Esse comportamento, denominado relaxamento sob tensão², foi observado de forma consistente em cada série de alongamento entre diversos estudos.

Em estudos realizados com seres humanos, a variável mensurada é o torque passivo, já que a tensão passiva não pode ser diretamente medida sem a utilização de métodos invasivos. Weir *et al.* (2005) encontraram uma redução significativa do torque passivo em cinco séries de 120 segundos de alongamento passivo-estático dos flexores plantares. Durante a fase estática de cada série de alongamento, o torque passivo geralmente apresentava uma diminuição rápida até os primeiros 45 segundos e uma gradual nos 75 segundos restantes. Magnusson *et al.* (1995)

² Redução da tensão passiva de forma não-linear ao longo do tempo quando um comprimento constante é mantido durante o alongamento (TAYLOR *et al.*, 1990, p.301).

também encontraram diminuição significativa do torque passivo durante o alongamento passivo-estático dos músculos isquiotibiais, que ocorreu até os 40-45 segundos de uma duração total de 90 segundos. No estudo de McHugh *et al.* (1992), a redução no torque passivo aconteceu, principalmente, nos 15 segundos iniciais de 45 segundos de alongamento dos músculos isquiotibiais. Já Taylor *et al.* (1990), que utilizaram tecido animal, encontraram a maior redução da tensão passiva em 12-18 segundos de alongamento passivo-estático.

Além da diminuição do torque passivo dentro em uma série de alongamento, a redução no pico do torque passivo como resposta aguda do tecido à aplicação de uma força de tração já foi reportada (MADDING *et al.*, 1987; TAYLOR *et al.*, 1990; TOFT *et al.*, 1989).

No estudo de Taylor *et al.* (1990) foram feitos dez ciclos de alongamento, sendo que em cada ciclo a UMT foi submetida ao aumento de 10% de seu comprimento inicial. Verificou-se uma redução de 16,6% da tensão necessária entre o primeiro e o décimo ciclo para que o mesmo comprimento fosse atingido. Toft *et al.* (1989) encontraram uma redução do torque passivo de 18% após o alongamento dos flexores plantares utilizando a técnica CR. No estudo de Madding *et al.* (1987), três grupos realizaram uma série de alongamento passivo-estático dos adutores do quadril, cada um com uma duração diferente (15 segundos, 45 segundos e 2 minutos). Para uma mesma ADM de abdução de quadril mensurada antes da sessão, houve uma redução no pico do torque passivo para os três grupos, não havendo diferenças entre eles.

Já no estudo de Muir *et al.* (1999) não se verificou a redução do torque passivo medido a 10º de dorsiflexão do tornozelo após quatro séries de 30 segundos de alongamento passivo-estático dos flexores plantares. Talvez o ângulo de medida do torque passivo, que foi padronizado para todos os voluntários, não tenha sido adequado para que fosse detectada qualquer diferença no torque passivo. Também os resultados de Magnusson *et al.* (2000) não mostraram uma redução significativa do pico de torque passivo após três repetições de 45 segundos do alongamento passivo-estático. Os autores sugerem que 45 segundos não são suficientes para gerar redução no pico de torque passivo.

O número mínimo de séries e o tempo de cada série para que ocorra uma redução do pico de tensão passiva como efeito agudo do treinamento da flexibilidade ainda não estão estabelecidos. De acordo com Magnusson *et al.* (1996),

tal redução é temporária, sendo os valores iniciais retomados uma hora após o alongamento.

2.1.3 Rigidez

A rigidez de um material pode ser definida como a relação entre a tensão necessária para deformar uma estrutura e o seu percentual de deformação (GAJDOSIK, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996). No caso dos tecidos biológicos, a medida direta da rigidez requer a utilização de métodos invasivos, porém, também existem métodos que possibilitam a medida indireta da rigidez (BUTLER *et al.*, 2003; MAGNUSSON *et al.*, 1996).

Quando o objetivo é investigar uma articulação especificamente, utiliza-se o método para o cálculo da *rigidez articular* (BUTLER *et al.*, 2003). Alterações no torque e no ângulo articular são registrados e permitem gerar uma curva torque-deformação (GAJDOSIK, 2001; HALBERTSMA *et al.*, 1994; 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1996; 1998; TOFT *et al.*, 1989; WEIR *et al.*, 2005). A rigidez, nesse caso, é representada pela inclinação da região linear da curva tensão-deformação, ou seja, pela razão entre as alterações no torque passivo e no ângulo articular (GRAF.1) (GAJDOSIK, 2001).

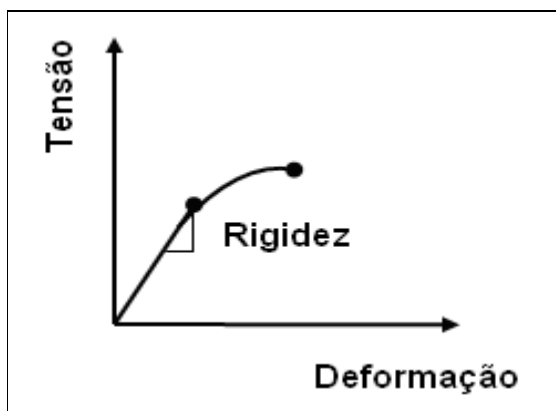


GRÁFICO 1 – Curva tensão-deformação para um material não perfeitamente elástico.

Fonte: OZKAYA e NORDIN, 1999, p. 134.

Um método para a medição da rigidez do tendão em humanos já foi descrito por KUBO *et al.* (2002). O deslocamento da aponeurose durante uma contração isométrica voluntária máxima é mensurado por meio da ultra-sonografia e considerado o deslocamento do tendão. A rigidez é calculada, então, com base na estimativa da força muscular realizada durante a contração e da deformação do tendão.

A contribuição relativa de várias estruturas como os tecidos conectivos (epimísio, perimísio e endomísio), o sarcolema, os componentes das fibras musculares, os tendões e os 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 e mesmo contrações voluntárias podem aumentar a rigidez, ou seja, esta pode ser determinada também pela ativação muscular e não somente por estruturas passivas da UMT (McNAIR; STANLEY, 1996). Quando o músculo contrai, os elementos contráteis tornam-se mais rígidos e a rigidez medida é considerada ativa. Por outro lado, se a musculatura estiver relaxada, a rigidez mensurada será passiva (HALBERTSMA *et al.* 1999).

No estudo de Kubo *et al.* (2002), 5 minutos de alongamento passivo-estático dos flexores plantares resultaram em uma redução significativa de 7,9% na rigidez passiva do tendão. A redução decorreu, segundo os autores, em função de um melhor alinhamento das fibras de colágeno dos tecidos conectivos provocado pelo alongamento.

Cornwell *et al.* (2002) também encontraram uma redução significativa da rigidez ativa do tríceps sural como efeito agudo do alongamento passivo-estático. Foram feitas duas séries de 30 segundos para cada um dos dois exercícios realizados. O mesmo resultado foi relatado por Magnusson *et al.* (1996) em relação à rigidez passiva, após a realização de cinco séries de alongamento passivo-estático dos músculos isquiotibiais com duração de 90 segundos. O efeito, porém não se manteve uma hora após o alongamento, o que indica que mudanças agudas na rigidez parecem ser transitórias. Já Halbertsma *et al.* (1999) não reportaram qualquer alteração na rigidez passiva após cinco ciclos de alongamento passivo-dinâmico dos músculos isquiotibiais. Magnusson *et al.* (1998) também não encontraram diferença significativa na rigidez passiva medida após o alongamento dos músculos isquiotibiais. Foram realizados dez ciclos de alongamento passivo-

dinâmico no membro inferior direito e uma repetição de 90 segundos de alongamento passivo-estático no membro inferior esquerdo. Tais resultados indicam a necessidade de manutenção da musculatura na posição de alongamento para que ocorra a redução dessa variável e/ou a realização de um número maior de séries no caso do alongamento estático.

Como a rigidez é determinada pela relação entre a tensão passiva oferecida por uma articulação e sua variação angular, alterações em um desses dois parâmetros ocasionam sua modificação. Já foram reportados estudos que verificaram tanto redução do pico de tensão passiva para determinada ADM quanto o aumento de ADM para um dado valor de tensão após uma sessão de treinamento de flexibilidade (MADDING *et al.*, 1987; TAYLOR *et al.*, 1990; TOFT *et al.*, 1989). Assim, a redução da rigidez após o alongamento é esperada. Os resultados contraditórios a respeito do efeito agudo do alongamento, nesse caso, podem ser consequência da utilização de diferentes métodos na mensuração da rigidez (BUTLER *et al.*, 2003).

2.2 Adaptações neurais como efeito agudo do alongamento

Os efeitos do alongamento na capacidade de transmissão do impulso nervoso, tanto da via aferente quanto da eferente, já foram investigados em alguns estudos. A compreensão do componente neurológico é importante, pois uma possível inibição dos músculos alongados resultaria em uma diminuição da atividade contrátil e, conseqüentemente, facilitaria o alongamento muscular (HUTTON, 1992).

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 a resposta eletromiográfica ou força associada com a contração do músculo que é inervado pelo nervo estimulado é quantificada. À medida que o estímulo elétrico aumenta, 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, 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).

No estudo de Weir *et al.* (2005), os dados referentes ao reflexo H e a onda M não mostraram uma redução na excitabilidade do motoneurônio após o alongamento passivo-estático (5x120 segundos) dos flexores plantares. Já Avela *et al.* (1999) observaram 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 na excitação do *pool* de motoneurônios alfa. Os autores sugerem que um aumento na complacência das fibras intrafusais poderia ter ocasionado uma redução da descarga de repouso dos fusos musculares. Isso levaria à redução do *drive* excitatório proveniente da via aferente Ia, gerando a redução na excitação do *pool* de motoneurônios alfa.

Guissard *et al.* (1988) analisaram o reflexo de Hoffmann e o reflexo de estiramento antes, durante e após a realização de três diferentes técnicas de alongamento 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 à sua posição inicial. Já Guissard *et al.* (2001) compararam o efeito de diferentes intensidades de alongamento passivo-estático do tríceps sural na excitabilidade do motoneurônio alfa, mediante a análise do reflexo H e do reflexo de estiramento. Os resultados mostraram redução na excitabilidade do motoneurônio para as duas intensidades de alongamento realizado. Segundo os autores, esses efeitos foram causados por mecanismos pré e pós sinápticos, embora a resposta para os dois reflexos tenha sido retomada em todos os sujeitos quando a posição neutra do tornozelo foi também retomada. Sendo assim, parece que as inibições neurais provocadas pelo alongamento são observadas apenas durante sua execução.

Como constatado nos trabalhos citados, uma sessão de treinamento de flexibilidade pode causar a redução da excitabilidade do motoneurônio alfa. Entretanto, esse efeito é transitório e, após o fim do alongamento, a excitabilidade é restabelecida aos valores pré-alongamento.

Segundo Muir *et al.* (1999), os efeitos do alongamento nos mecanismos neuromusculares consistem em uma interação complexa entre diferentes vias neurais. Esses mecanismos não parecem ser os determinantes das alterações associadas aos efeitos agudos do alongamento.

2.3 As aterrissagens

Saltos e aterrissagens são movimentos comuns em muitas atividades esportivas (DEVITA; SKELLY, 1992). De acordo com McNitt-Gray (2000), para que o objetivo mecânico de uma tarefa de aterrissagem seja alcançado, é necessário reduzir o momento corporal total a zero ou, nos casos em que há um movimento subsequente, converter parte do momento total para a realização da outra tarefa (como um salto, por exemplo).

Durante a aterrissagem, o corpo está sujeito a forças de impacto que são absorvidas primariamente pelos componentes musculoesqueléticos dos membros inferiores (DUFEK; BATES, 1990; McNITT-GRAY, 1993). Para conhecer o efeito das forças internas a qual os tecidos são submetidos durante as aterrissagens, deve-se examinar primeiramente a influência das forças externas que atuam sobre o indivíduo. No momento do primeiro contato, uma força é aplicada sobre a superfície e outra, de mesma magnitude, direção, mas em sentido contrário, chamada de força de reação do solo, é aplicada ao executante (SIMPSON *et al.*, 2003). A magnitude, a duração e a direção da força de reação do solo influenciam a carga mecânica, que age sobre o sistema musculoesquelético durante a aterrissagem (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A força de reação do solo pode ser decomposta em três componentes: vertical (F_z), ântero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x). O componente vertical é o de maior interesse no estudo das forças de impacto, já que o índice de lesão depende, em primeiro lugar, da magnitude e taxa de aplicação desse componente (SIMPSON

et al., 2003). Dufek; Bates (1990) e Self e Paine (2001) reforçam a importância do estudo das forças de impacto porque se a carga mecânica imposta às estruturas musculoesqueléticas durante as aterrissagens for excessiva, o potencial para a ocorrência de lesões será maior.

As modalidades que envolvem aterrissagens, de forma geral, representam um risco elevado de lesões nos membros inferiores (MURPHY *et al.*, 2003). A ginástica olímpica (ARAMPATZIS *et al.* 2003) ou a corrida (DUFEK; BATES, 1990), podem desencadear lesões relacionadas a excessivas e repetitivas forças de impacto que são impostas ao corpo. Segundo McNitt-Gray (2000), para reduzir o risco de lesões, a carga mecânica proveniente da aterrissagem deveria estar no limite que o sistema musculoesquelético é capaz de suportar. Dado o alto índice de lesões, parece que o treinamento para as competições é ineficiente para preparar os indivíduos para situações com sobrecargas.

Existem alguns fatores que influenciam as aterrissagens como altura de queda, técnica de aterrissagem, ativação muscular e rigidez dos tecidos e, segundo Self e Paine (2001), deveriam ser esclarecidos.

- **Altura de queda** – A velocidade do Centro de Gravidade (CG) no momento do primeiro contato com o solo é determinada pela altura de queda. À medida que a altura aumenta, são geradas forças verticais de maior magnitude (DUFEK; BATES, 1990). Santello e McDonagh (1998) encontraram valores do pico de F_z de 3,9, 4,7, 5,6, 6,9 e 7,9 PC^3 para as alturas de queda de 20, 40, 60, 80 e 100 cm, respectivamente. Com o aumento da altura de queda, o intervalo de tempo entre o primeiro contato e o pico de F_z diminuiu. Os valores de tempo para alcançar o pico de F_z , foram 70 ± 6 , 62 ± 5 , 53 ± 3 , 46 ± 2 e 40 ± 2 ms (resultados apresentados da menor para a maior altura). Para as duas variáveis, os valores encontrados nas quedas de 60, 80 e 100 cm são estatisticamente diferentes daqueles encontrados a partir da queda de 20 cm.

Quanto maior a F_z e menor o tempo entre o primeiro contato e o pico para F_z , maior o risco de lesões musculoesqueléticas (DUFEK; BATES, 1990). Portanto, com o aumento da altura de queda e, conseqüentemente, da velocidade vertical do CG

³PC = Peso Corporal

no primeiro contato, os tecidos estão sujeitos a maior estresse mecânico (McNITT-GRAY, 1993; SANTELLO; McDONAGH, 1998).

- **Técnica de aterrissagem** – A técnica de aterrissagem é um fator que influencia as forças de impacto causadas durante as aterrissagens e a possível ocorrência de traumas (SELF; PAINE, 2001). De acordo com Simpson *et al.* (2003), a dorsiflexão do tornozelo e as flexões do joelho e do quadril durante o movimento possibilitam que os tecidos da extremidade inferior funcionem como uma mola amortecedora para absorver o impacto e/ou para preparar o corpo para um movimento propulsor subsequente.

No estudo de Devita e Skelly (1992), foram comparadas duas situações de aterrissagens após queda de 59 cm de altura caracterizadas por diferentes angulações de flexão de joelho alcançadas. Os ângulos médios atingidos foram 77° e 117° para as aterrissagens com maior e menor amplitude de flexão de joelho, respectivamente. A aterrissagem com menor amplitude de flexão de joelho foi caracterizada também por menor ADM final do quadril e tornozelo, e resultou em maior pico de F_z . Self e Paine (2001) encontraram os mesmos resultados em relação à força vertical. Foram analisadas diferentes estratégias de aterrissagem, sendo que o maior pico de F_z ocorreu nas aterrissagens em que os movimentos do joelho e do tornozelo foram mais restritos. O ângulo mínimo de flexão de joelho nesse caso foi $134,5^\circ \pm 7,69$.

Três diferentes angulações do joelho no instante do primeiro contato com o solo nas aterrissagens foram estudadas por Dufek e Bates (1990), sendo ângulos de flexão de joelho acima de 110° (joelho estendido), entre 75-110° (joelho semiflexionado) e inferiores a 75° (joelho flexionado). Os resultados mostraram maiores valores de F_z para aterrissagens com o joelho mais estendido. Os autores encontraram ainda maiores impactos em aterrissagens com o tornozelo em menor grau de flexão plantar no instante do primeiro contato.

No estudo de Valiant e Cavanagh (1985) foram descritas duas técnicas de aterrissagem, dependendo da forma como era realizado o contato do pé com o solo. Na técnica *forefoot* há o contato da parte anterior do pé seguida do calcanhar (tornozelo em maior grau de flexão plantar), sendo possível identificar dois picos de F_z na curva de força-tempo (FIG.2). Na técnica *flatfoot* ocorre o contato simultâneo de todo o pé com o chão (tornozelo em posição neutra), sendo identificado apenas

um pico de F_z , porém de maior magnitude que aqueles encontrados para a técnica “forefoot”.

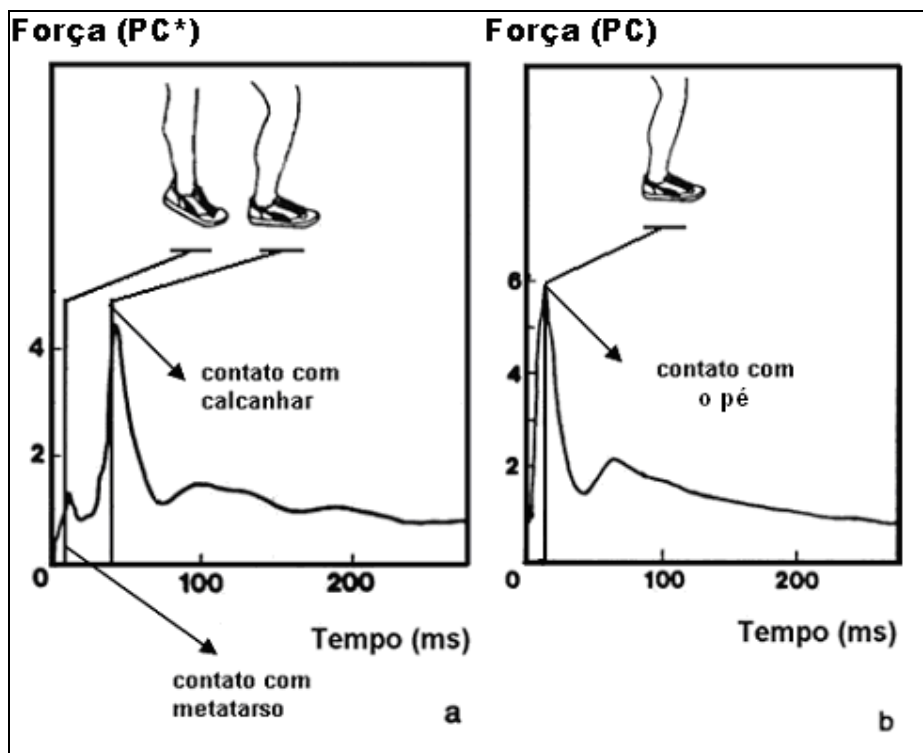


FIGURA 2: (a) Curva de força de reação vertical para a técnica “forefoot” e (b) Curva de força de reação vertical para a técnica *flatfoot*.

Fonte: Modificado de VALIANT; CAVANAGH, 1985.

*PC = Peso Corporal

A flexão do joelho no primeiro contato com o solo e a aterrissagem em ponta de pé seguida do calcanhar devem ser realizadas sempre que possível, principalmente em indivíduos que executam aterrissagens regularmente e estão expostos a forças verticais de grande magnitude, como jogadores de basquete ou ginastas. Como mostrado nos estudos analisados, tais fatores podem atenuar as forças de impacto em aterrissagens.

- **Ativação muscular** – A necessidade de controlar as aterrissagens para absorver adequadamente as forças de impacto representa um desafio ao sistema neuromuscular (McNITT-GRAY, 2000). A tarefa pode ainda ocorrer em muitas situações diferentes, o que torna os mecanismos de controle das

aterriçagens complexos. As características temporais e a amplitude da atividade eletromiográfica são moduladas para a situação imposta, dependendo, por exemplo, da altura de queda (SANTELLO, 2005).

Santello e McDonagh (1998) realizaram um estudo com o objetivo de analisar as diferentes estratégias do Sistema Nervoso Central (SNC) em razão de aumentos nos níveis da força de impacto esperados. Foram estudadas a intensidade e a duração da atividade eletromiográfica dos músculos sóleo e tibial anterior em aterriçagens após quedas de diferentes alturas (20, 40, 60, 80 e 100 cm). A intensidade da atividade eletromiográfica, avaliada pela integral do sinal eletromiográfico, aumentou linearmente com o aumento da altura de queda. Tal efeito foi relatado por Arampatzis *et al.* (2003), que verificaram a atividade muscular dos músculos gastrocnêmico medial, tibial anterior, peróneo longo, vasto lateral e isquiotibiais durante aterriçagens após quedas de 100, 150 e 200 cm.

O aumento da ativação da musculatura em função da aterriçagem ocorre durante a própria fase de vôo. Apesar de existir uma variabilidade entre os indivíduos e os músculos estudados, em geral, a intensidade da atividade eletromiográfica aumenta gradualmente em torno de 100 a 120 ms antes do primeiro contato com o solo (ARAMPATZIS *et al.*, 2003; SANTELLO, 2005; SANTELLO; McDONAGH, 1998).

Os mecanismos responsáveis pelo sincronismo da pré-ativação muscular em aterriçagens não são muito bem conhecidos. A estratégia parece ser baseada na memória sensoriomotora, sendo que o SNC, baseado em situações anteriores, antecipa o instante para a ocorrência do primeiro contato em cada situação (SANTELLO; McDONAGH, 1998).

Após o primeiro contato com o solo, a atividade eletromiográfica está associada com a desaceleração da rotação articular, contribuindo para os estágios tardios de estabilização da postura corporal e tende a ser uma continuidade da pré-ativação da musculatura (SANTELLO, 2005). Foi observado, por exemplo, que a duração da ativação do músculo sóleo em maiores alturas de queda foi menor em decorrência do menor tempo para rotação do tornozelo nessas situações (SANTELLO; McDONAGH, 1998).

Os mecanismos responsáveis pela atividade eletromiográfica após o primeiro contato ainda não foram completamente esclarecidos (SANTELLO, 2005). As evidências sugerem que a atividade muscular após o primeiro contato seria o

resultado de uma resposta pré-programada, definida antes e independentemente do alongamento da musculatura após o contato com o solo, somada a uma resposta reflexa (SANTELLO, 2005; SANTELLO; McDONAGH, 1998). Devita e Skelly (1992) e Santello (2005) afirmam que a modificação da atividade eletromiográfica após o primeiro contato, em razão de uma resposta reflexa, é limitada. Se a pré-ativação muscular for insuficiente no primeiro contato com o solo, o reflexo de alongamento ocorreria tarde demais para controlar efetivamente a desaceleração das rotações articulares. No caso de quedas inesperadas, por exemplo, os mecanismos de controle das aterrissagens são influenciados, resultando em forças de reação do solo maiores em relação às quedas esperadas (ABIÉL, 2002). Assim, a modulação da atividade eletromiográfica em relação à altura de queda depende do controle do início da aterrissagem.

A atividade eletromiográfica antes e depois do primeiro contato não representa dois intervalos de tempo distintos do ponto de vista fisiológico (SANTELLO, 2005). A intensidade da atividade eletromiográfica nesses dois períodos está relacionada à altura de queda quando as aterrissagens acontecem voluntariamente (SANTELLO, 2005; SANTELLO; McDONAGH, 1998). Segundo Arampatzis *et al.* (2003), a maior ativação da musculatura em quedas de maiores alturas possibilita a manutenção da estabilidade articular. Isso indica que a ativação muscular tem um papel importante no controle e na restrição do movimento a determinada amplitude segura durante aterrissagens (ARAMPATZIS *et al.*, 2003; McNITT-GRAY, 1993; SANTELLO, 2005).

- **Rigidez** – O controle de um nível adequado de rigidez dos tecidos é importante para a execução das aterrissagens (DEGOEDE *et al.*, 2003; SANTELLO; McDONAGH, 1998). É possível ajustar a rigidez do sistema musculoesquelético para diversas tarefas. Tais ajustes possibilitam a realização de aterrissagens em diferentes situações (FARLEY; GONZÁLEZ, 1996). Com um aumento da carga mecânica a ser absorvida em aterrissagens, por exemplo, a rigidez deve ser aumentada para que o sistema seja capaz de absorver essa carga (SIMPSON *et al.*, 2003).

Santello e McDonagh (1998) avaliaram a amplitude da articulação do tornozelo durante aterrissagens após quedas de diferentes alturas (20, 40, 60, 80 e 100 cm). A amplitude de dorsiflexão permaneceu relativamente constante apesar

dos maiores picos de F_z nas aterrissagens de alturas maiores. A única diferença foi encontrada entre a queda de 20 cm e as demais alturas, sendo a ADM menor para a menor altura de queda. Como a ADM alcançada não é diferente para alturas de queda entre 40 e 100 cm, é possível que a rigidez aumente em aterrissagens após queda de maiores alturas. O aumento na rigidez da articulação do tornozelo é necessário para que o movimento de dorsiflexão seja interrompido antes que a ADM fisiológica exceda.

A rigidez calculada em estudos sobre aterrissagens é chamada “rigidez vertical” (BUTLER *et al.*, 2003). Nos métodos para o cálculo da rigidez vertical, a medida calculada representa a rigidez total do sistema musculoesquelético, ou seja, uma combinação dos valores individuais de rigidez de diferentes músculos tendões, ligamentos, cartilagens e ossos (FARLEY; GONZÁLEZ, 1996). Farley *et al.* (1998) investigaram a rigidez total do sistema musculoesquelético durante aterrissagens em diferentes superfícies. O valor para a rigidez do sistema foi quase o dobro para a superfície mais complacente quando comparada com a superfície menos complacente. Segundo Ferris e Farley (1997), é possível manter as características dos movimentos em uma ampla variedade de superfícies dada essa possibilidade de ajuste da rigidez total (combinação sistema musculoesquelético e superfície).

A rigidez do sistema musculotendíneo aumenta por meio da ativação muscular durante a fase de vôo antes do primeiro contato com o solo na aterrissagem (DEGOEDE *et al.*, 2003; FARLEY; GONZÁLEZ, 1996; SANTELLO; McDONAGH, 1998). A pré-ativação é essencial para preparar o complexo musculotendíneo para o alongamento rápido que ocorre após o contato do pé com o solo e durante as rotações articulares subseqüentes.

O momento para iniciar a pré-ativação da musculatura é considerado crucial, já que determinado nível de rigidez deve ser alcançado para gerar a desaceleração adequada das rotações articulares para uma aterrissagem segura (SANTELLO, 2005). Por outro lado, uma rigidez excessiva durante a aterrissagem está associada a uma menor excursão articular e a um maior pico de impacto (BUTLER *et al.*, 2003). Esses fatores resultam em uma maior taxa de produção de força, o que pode ser prejudicial para a estrutura muscular, tendínea e articular dos membros inferiores (SANTELLO, 2005). Portanto, deve haver um nível ótimo de rigidez que possibilite o maior desempenho possível e minimize o risco de lesões (BUTLER *et al.*, 2003).

3 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA

A aterrissagem é considerada um dos movimentos esportivos com maior risco de lesão aguda e crônica no esporte (McNITT-GRAY, 2000). A realização de exercícios de alongamento é muito comum antes da prática de diversas modalidades que envolvem aterrissagens, inclusive com o objetivo de reduzir do risco de lesão (HERBERT; GABRIEL, 2002; LAROCHE; CONNOLLY, 2006). Exercícios de alongamento podem influenciar as propriedades viscoelásticas das UMTs e provocar aumento agudo na ADM (MADDING *et al.*, 1987; MAGNUSSON *et al.*, 1998; MOORE; HUTTON, 1980; TAYLOR *et al.*, 1990; WEIJER *et al.*, 2003), diminuição da tensão e do torque passivo (MADDING *et al.*, 1987; TAYLOR *et al.*, 1990; TOFT *et al.*, 1989), bem como da rigidez dos tecidos (KUBO *et al.*, 2002; MAGNUSSON *et al.*, 1996). Tais adaptações podem influenciar a técnica de movimento e a absorção das forças de impacto durante as aterrissagens. No entanto, não foram encontrados estudos que investigaram alterações nas aterrissagens após o treinamento da flexibilidade. Uma investigação sobre o efeito agudo do alongamento nas aterrissagens pode indicar se a realização do alongamento antes de determinadas modalidades esportivas é mesmo aconselhável, auxiliando no planejamento e na estruturação dos treinos.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo geral

Analisar o efeito agudo de uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho em aterrissagens realizadas a partir de diferentes situações.

4.1 Objetivos específicos

- Analisar o efeito agudo de uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho em variáveis cinéticas e cinemáticas em aterrissagens após quedas de alturas predeterminadas (30, 50 e 70 cm);
- Analisar o efeito agudo de uma sessão de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho em variáveis cinéticas e cinemáticas em aterrissagens após diferentes técnicas de salto (salto a partir da posição agachada e salto com contramovimento).

5 MATERIAL E MÉTODOS

5.1 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 altura de $175,3 \pm 7,2$ cm. A amostra foi composta por estudantes da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A ausência de lesões nos membros inferiores ou quadril foi adotada como critério de inclusão nesse estudo.

Todos os procedimentos foram explicados aos voluntários, que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, concordando em participar voluntariamente do estudo (APÊNDICE). O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (Parecer nº ETIC 480/04) (ANEXO).

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

5.2 Instrumentação

5.2.1 Dinamometria

O registro das forças de reação do solo nas aterrissagens foi feito por meio de 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 o Software SIMI Motion 7.2 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Germany) e analisadas com o Software DasyLab 5.0 (DASYTEC Daten System Technik GmbH, Germany).

O conversor analógico digital foi o Data Translation DT9800-EC (Data Translation Inc, USA).

5.2.2 Cinemetria

As variáveis cinemáticas foram obtidas com a utilização de uma câmera de vídeo (Canon ZR300) posicionada perpendicularmente ao plano sagital dos voluntários. A frequência de filmagem foi de 60 Hz. As imagens foram coletadas e analisadas com a utilização do Software SIMI Motion 7.2 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Germany). Esse Software possibilitou a sincronização dos dados cinéticos (plataforma de força) e cinemáticos (filmagem).

Os pontos articulares de interesse foram marcados com adesivos reflexivos circulares para que fossem melhor visualizados no momento da digitalização manual. Os marcadores foram fixados no pé (quinto metatarso), tornozelo (maléolo lateral), joelho (epicôndilo lateral), quadril (trocânter maior) e ombro (acrômio). Foram formados os segmentos corporais do pé, da perna, da coxa e do tronco, cada um deles obtido por conexões entre dois pontos articulares. Os ângulos articulares do tornozelo, do joelho e do quadril, por sua vez, foram formados pelos dois segmentos comuns a cada articulação (FIG.3).

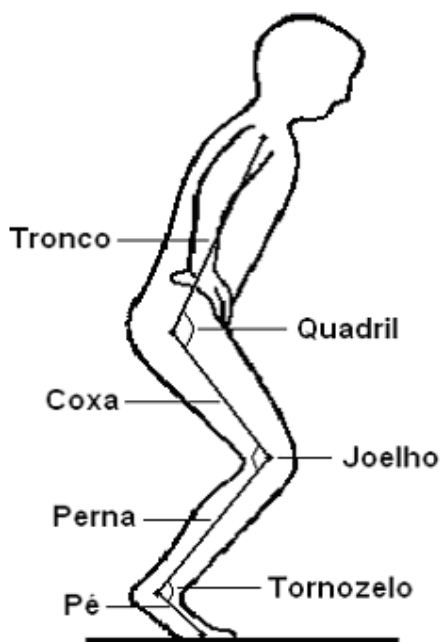


FIGURA 3 – Segmentos corporais do pé, perna, coxa e tronco e ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril.

Pelo fato da coleta ter sido realizada em dois dias, o local dos adesivos foi marcado na pele dos voluntários com a utilização de uma caneta hidrocor para que os pontos articulares tivessem o mesmo posicionamento no segundo dia de coleta. Em razão de problemas técnicos, não foi possível analisar os dados cinemáticos de três voluntários.

5.2.3 Banco de alongamento dos extensores do joelho (BEJ)

A avaliação da flexibilidade dos extensores do joelho foi feita por meio do Teste de Flexão de Joelho (TFJ) de forma ativa. Para isso foi utilizado um instrumento denominado Banco de Alongamento dos Extensores do Joelho (BEJ) que possibilita a avaliação da flexibilidade pelo parâmetro ADM. A ADM dessa articulação foi registrada com a utilização de um flexômetro da marca Leighton (modelo 01146) fixado no tornozelo do membro inferior testado, logo acima dos maléolos medial e lateral. Os indivíduos realizaram o teste para a mensuração da ADM de flexão do joelho antes e depois da sessão de alongamento, para que fosse verificado o efeito agudo do alongamento. A descrição detalhada desse instrumento será abordada juntamente com o posicionamento do indivíduo e execução do teste na sessão 5.3.5.

5.2.4 Medidas antropométricas

Para a caracterização da amostra, a massa e a altura dos indivíduos foram mensuradas. Utilizou-se uma balança Filizola e um estadiômetro acoplado nesse mesmo equipamento, com precisões de 0,1 kg e 0,5 cm, respectivamente.

5.3 Procedimentos

5.3.1 Procedimentos de avaliação

Este estudo caracteriza-se pelo delineamento experimental de medidas repetidas, comparando-se as médias dos parâmetros cinéticos e cinemáticos antes e depois dos protocolos controle e experimental.

- **Treinamento dos saltos** – Os voluntários participaram de cinco sessões de treinamento das técnicas de saltos verticais, que ocorreram em dias alternados e no horário de conveniência dos voluntários, em um período de duas semanas que antecederam a coleta de dados. O treinamento teve a finalidade de familiarizar o voluntário com as técnicas de Salto a Partir da Posição Agachada (SA) e com Contramovimento (SCM). A mensuração da massa e da altura foi realizada no dia da primeira sessão de treinamento. No dia da quinta sessão foi feita a familiarizações com o teste de flexibilidade e as aterrissagens após quedas de 30, 50 e 70 cm.

- **Coleta de Dados** – Após o período de treinamento, os indivíduos compareceram ao Laboratório de Biomecânica, consecutivamente, por mais dois dias, no mesmo horário, para a realização da coleta de dados. Eles foram instruídos a manter as atividades cotidianas e a não realizar qualquer tipo de treinamento físico no dia anterior aos de coleta.

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. A ordem dos dias em que os diferentes protocolos foram aplicados foi aleatória e balanceada entre os voluntários, sendo que todos foram submetidos a ambos os protocolos.

No dia em que foi aplicado o protocolo de alongamento, ambos os membros inferiores foram submetidos a uma sessão de treinamento de flexibilidade com a utilização da técnica passiva-estática. O teste de flexibilidade e a análise cinemática foram realizados, no entanto, apenas para o membro inferior direito. A seqüência de

aterrissagens em diferentes situações foi realizada antes e depois de cada protocolo, controle e experimental. A realização das aterrissagens após o alongamento foi imediata para que os possíveis efeitos agudos do treinamento da flexibilidade sobre as aterrissagens pudessem ser verificados.

Os procedimentos de coleta do protocolo experimental estão resumidos na FIG. 4:

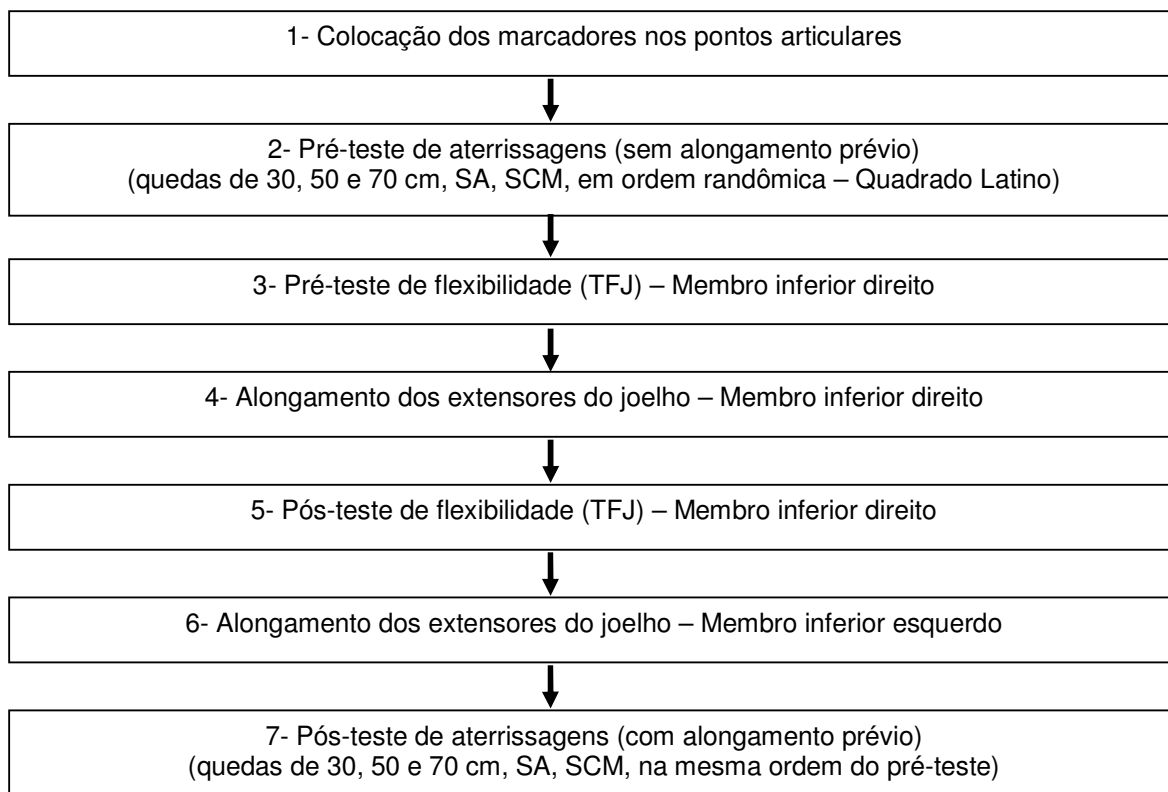


FIGURA 4 – Seqüência de procedimentos da coleta de dados do protocolo experimental.

O protocolo controle consistiu dos mesmos procedimentos, porém sem a realização dos testes de flexibilidade e do exercício de alongamento dos extensores do joelho (passos 3 a 6). No período correspondente a 20 minutos, que foi o tempo gasto no protocolo experimental para a execução dos testes e do alongamento, os voluntários permaneceram em repouso. O teste de flexibilidade não foi aplicado no protocolo controle, para que não houvesse qualquer estímulo de alongamento, tampouco um possível estímulo provocado pelo próprio teste.

Os dados do pré e pós-teste de aterrissagens do protocolo controle foram utilizados para a análise da confiabilidade dos procedimentos de coleta deste estudo. Para isso foi calculado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) (SALE, 1991).

5.3.2 Aterrissagens após quedas de diferentes alturas predeterminadas

Plataformas de madeira com alturas correspondentes a 30, 50 e 70 cm foram utilizadas para a realização de aterrissagens após quedas de alturas predeterminadas. Inicialmente o voluntário posicionava-se sobre a plataforma e iniciava o movimento de queda colocando um pé à frente, como forma de desequilibrar o corpo (FIG. 5) (DEVITA; SKELLY, 1992). As diferentes alturas de queda testadas foram escolhidas de acordo com uma análise prévia dos dados referentes ao período de treinamento dos saltos. A altura de 30 cm corresponde aproximadamente à altura média de salto dos voluntários.



FIGURA 5 – Posição inicial adotada para iniciar quedas de alturas predeterminadas.

Os voluntários foram orientados a aterrissar sempre com o contato simultâneo de ambos os pés com a plataforma de força. No entanto, não foi dada nenhuma informação com relação à técnica de aterrissagem. Eles foram instruídos apenas a fixar as mãos na cintura para a padronização da altura do CG e evitar movimento dos membros superiores. O calçado esportivo utilizado durante os treinos das técnicas de salto e a coleta de dados foi padronizado (Olympikus – *evaflo*). A padronização se fez necessária, pois diferentes calçados poderiam influenciar os impactos durante as aterrissagens (SIMPSON *et al*, 2003).

5.3.3 Técnica do salto a partir da posição agachada (SA) e salto com contramovimento (SCM)

- **Salto a partir da posição agachada (SA)** – A técnica de SA exige que o indivíduo comece o movimento ascendente partindo de uma posição agachada com os joelhos flexionados a aproximadamente 90° (FIG. 6). Não é permitida a realização de movimento descendente. O indivíduo deve realizar apenas uma contração concêntrica, sendo o SA um teste diagnóstico desse tipo de contração. Para padronizar sua posição inicial, foram utilizados dois tripés, posicionados um em cada lado dele, com um elástico de altura regulável perpendicularmente aos eixos dos tripés e paralelo ao solo.

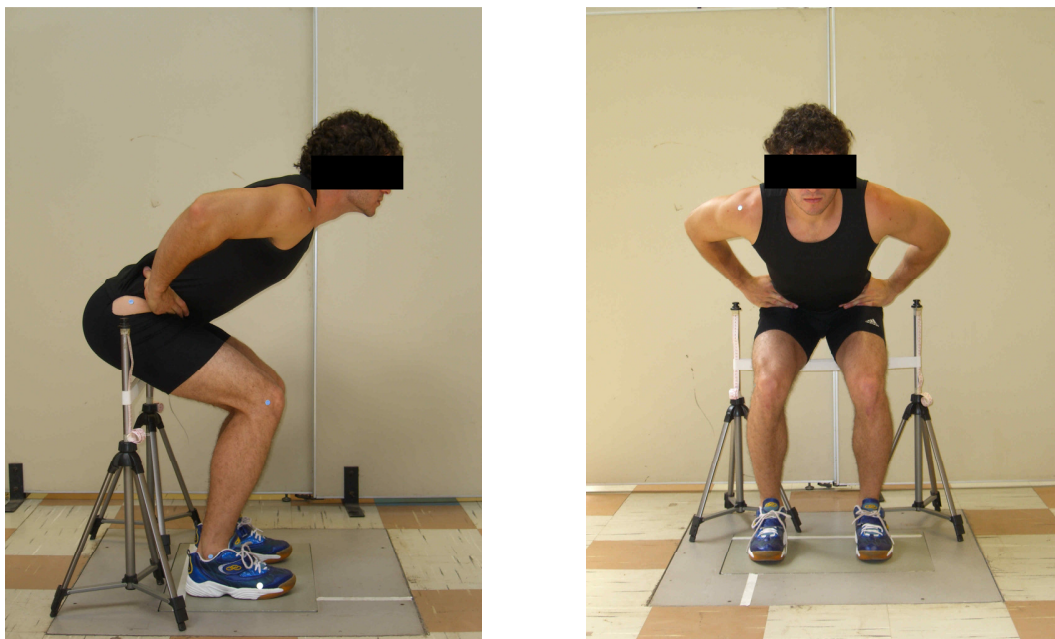


FIGURA 6 – Posição inicial adotada para o salto a partir da posição agachada (SA).

No primeiro dia de treinamento, após serem dadas as instruções e demonstrações de como o salto deveria ser realizado, o voluntário assumia a posição do salto com o ângulo do joelho, sendo monitorado com auxílio de um goniômetro até que fossem atingidos 90° de flexão. O elástico foi então, posicionado sob o seu quadril e a altura do elástico, para aquele voluntário, era mantida padronizada em todas as demais sessões de treinamento e na coleta de dados. O afastamento dos membros inferiores foi livre, podendo o voluntário escolher aquele que julgasse o mais confortável. Foram colocadas duas fitas adesivas na plataforma de força. Uma serviu de referência para o posicionamento dos calcanhares (sentido médio-lateral) e a outra para o posicionamento do membro inferior direito dos voluntários no plano sagital (sentido ântero-posterior). Essa linha foi utilizada previamente na calibragem para a análise cinemática (FIG. 6).

- **Salto com contramovimento (SCM)** – No SCM, o indivíduo parte da posição inicial em pé, realiza um movimento para baixo com flexão de quadris, joelhos e tornozelos e, em seguida, realiza a extensão dessas articulações para fazer o movimento ascendente (FIG. 7).

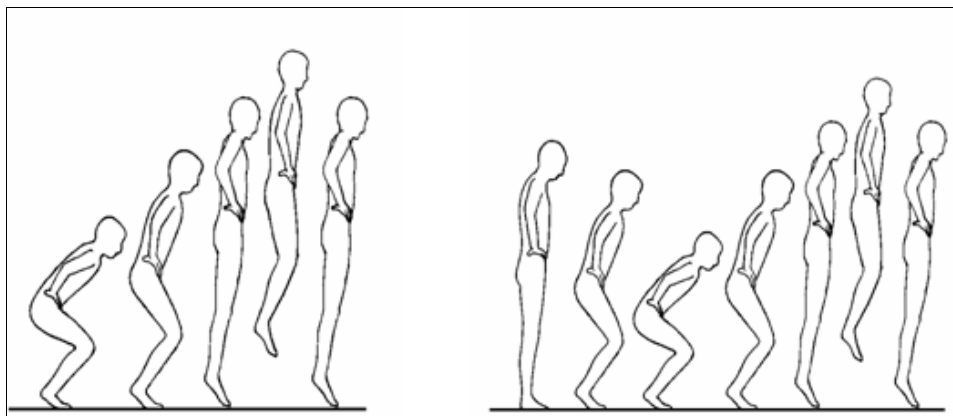


FIGURA 7 – Técnicas do salto a partir da posição agachada (SA) e salto com contramovimento (SCM).

Fonte: Adaptado de KOMI e BOSCO, 1978.

O SCM é de fácil execução, sendo comumente encontrado em diferentes modalidades esportivas. Ele é caracterizado por uma contração excêntrica seguida de uma concêntrica dos extensores do quadril, do joelho e dos flexores plantares. Essa combinação de contrações, que é considerada uma ação muscular independente das outras, caracteriza o Ciclo de Alongamento-Encurtamento (CAE) 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 realizar o movimento descendente, assim como a transição da fase excêntrica para a concêntrica, rapidamente. O afastamento dos pés foi livre e o voluntário pôde escolher aquele que julgasse mais confortável. Entretanto, o pé direito foi posicionado no plano sagital previamente calibrado, assim como na técnica SA descrita anteriormente.

Em todos os saltos, os indivíduos foram instruídos a realizarem um esforço máximo, tentando atingir a maior altura possível, bem como a manter as mãos fixas na cintura durante a execução dos saltos e aterrissagens para padronizar a altura do CG e evitar que movimentos dos membros superiores que pudessem influenciar no impulso durante o salto.

5.3.4 Treinamento dos saltos

O treinamento dos saltos teve a finalidade de familiarizar os voluntários com as técnicas de salto e minimizar a variabilidade de execução nos dois dias de coleta.

Cada voluntário participou de cinco sessões de treinamento dos saltos durante o período de duas semanas. Em cada sessão foram realizadas duas séries de cinco repetições para cada técnica. O intervalo foi de 3 minutos entre as séries. Essa configuração de treinamento se baseou nas normativas de carga propostas por outros autores para o treinamento de saltos verticais (HUNTER; MARSHAL, 2002; SCHMIDTBLEICHER, 1992; WILSON *et al.*, 1993). Esses autores sugerem a realização de três a seis séries de seis a dez repetições. Neste estudo, a carga de treinamento foi reduzida, pois as técnicas de salto eram treinadas na mesma sessão e a amostra não era composta por atletas.

A altura dos saltos realizados durante o período de treinamento foi mensurada com a utilização de um tapete de contato. Um *feedback* imediato era dado aos voluntários com relação ao desempenho. O cálculo da altura atingida pelo CG era feito instantaneamente com a utilização do Software MultiSprint 2.1, através da equação 1:

$$h=1/8g.t^2 \quad (1)$$

onde: h = altura do salto; g = aceleração da gravidade; t = tempo de vôo.

(m)	(m/s ²)	(s)
-----	---------------------	-----

Na última sessão de treinamento foi feita a familiarização dos voluntários com o teste de flexibilidade e com as aterrissagens após quedas de diferentes alturas (30, 50 e 70 cm). Foram realizadas três aterrissagens em cada uma das três situações.

5.3.5 Avaliação da flexibilidade dos extensores do joelho

O TFJ ativo foi utilizado para determinar o nível de alongamento dos extensores do joelho. Esse teste é realizado com a utilização do BEJ e possibilita a determinação indireta do comprimento dos extensores do joelho por meio da medida

da ADM de flexão de joelho. O BEJ, que foi o instrumento utilizado para a realização do TFJ, é constituído por uma plataforma de madeira com suporte para a coxa do membro a ser testado de comprimento ajustável (FIG. 8-A). O membro inferior não testado se apoiou sobre o suporte para o joelho ((FIG. 8-B) e foi posicionado com o quadril flexionado a 90º e então fixado ao BEJ por uma fita de velcro ajustada na porção distal da coxa. A altura do suporte para o joelho, que possui regulagem vertical, é determinada de forma a manter a pelve do indivíduo nivelada horizontalmente e possibilitar sua padronização. O critério adotado para o nivelamento da pelve foi o alinhamento horizontal das espinhas ilíacas pósterio-superiores. Para esse nivelamento, um inclinômetro de bolha é apoiado sobre um suporte de madeira que é posicionado sobre as espinhas ilíacas pósterio-superiores (FIG 9). Após o posicionamento do indivíduo, um estabilizador pélvico (FIG. 8-C) é colocado sobre a sua região glútea. Esse estabilizador possui duas hastes que se encaixam em trilhos fixados lateralmente ao instrumento (FIG. 8-D).



FIGURA 8 – Posicionamento inicial e final no TFJ. A) Suporte para a coxa; B) Apoio para o joelho; C) Estabilizador pélvico; D) Trilho lateral.



FIGURA 9 – Inclínômetro de bolha apoiado em suporte ajustável às espinhas íliacas póstero-superiores para a verificação do nivelamento da pelve.

- **Posição Inicial** – O indivíduo encontra-se em decúbito ventral sobre o BEJ, com os membros superiores ao lado do corpo. O membro inferior a ser testado permanece apoiado (até 2 cm acima da borda superior da patela) no suporte para coxa de comprimento ajustável. O posicionamento possibilita a movimentação livre de extensão e flexão do joelho.

O membro inferior a ser testado foi posicionado a 90° de flexão de joelho mediante o alinhamento vertical entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula com a utilização de um esquadro. O ângulo de 90° foi adotado como posição inicial para a determinação de um ponto comum a todos os voluntários para o início do teste.

- **Execução do TFJ** – A partir da posição inicial, o voluntário foi instruído a realizar uma flexão ativa do joelho de forma lenta e contínua. Ao atingir a máxima ADM, esta foi mantida por aproximadamente 2 segundos para que fosse feita a leitura do ângulo no flexômetro. Foram realizadas três medidas da ADM de flexão do joelho ativa em graus, sendo que os valores médios foram utilizados como critério da ADM para a análise estatística.

A validade e a confiabilidade dos procedimentos do TFJ (com o avaliador deste estudo) foram verificadas em estudos prévios (FANTINI *et al.*, 2006; PEIXOTO *et al.*, 2005). Os valores de ADM de flexão de joelho mensurados por meio do flexômetro e da cinemetria não foram estatisticamente diferentes ($p = 0,834$), e o coeficiente de correlação de Pearson entre as medidas obtidas pelos dois métodos foi $r = 0,94$. A confiabilidade foi avaliada por meio de um procedimento de teste e

reteste separados por um período de 48 horas. O CCI encontrado foi 0,80 intersessão e 0,87 – 0,96 intra-sessão.

5.3.6 Sessão de alongamento dos extensores do joelho

O exercício de alongamento dos extensores do joelho foi realizado no BEJ com o mesmo posicionamento adotado durante o TFJ. Tal posicionamento permite que a tensão provocada pelo alongamento seja aplicada, principalmente, no quadríceps, motor primário para realizar extensão de joelho.

O alongamento realizado foi o passivo-estático, sendo que a flexão de joelho do voluntário era realizada lentamente pelo avaliador. O voluntário foi instruído a não resistir ao alongamento, mantendo a musculatura relaxada. O movimento de flexão foi realizado até que o voluntário manifestasse desconforto, atingindo o seu ponto máximo de tolerância ao alongamento. Nesse ponto, a posição era mantida por 20 segundos. Foram realizadas quatro séries de alongamento com intervalo de 20 segundos entre cada série. A utilização de quatro séries é justificada por estudos feitos em animais (TAYLOR *et al.*, 1990) e humanos (WEIR *et al.*, 2005) que reportaram aumento do comprimento muscular. A duração de 20 segundos em cada série se justifica pelo fato de que esse é um tempo comumente utilizado na prática esportiva (McHUGH *et al.*, 1992) e também porque a maior parte do relaxamento sob tensão ocorre nesse período (McHUGH *et al.*, 1992; TAYLOR *et al.*, 1990). Além disso, o estímulo total de alongamento, correspondente a 80 segundos, está próximo da média utilizada em diversos estudos que reportaram aumento agudo da ADM (MADDING *et al.*, 1987; MAGNUSSON *et al.*, 1998; McNAIR; STANLEY, 1996; WEIJER *et al.*, 2003).

5.3.7 Coleta de dados

A coleta de dados foi realizada em dois dias consecutivos, sempre no mesmo horário. Foram realizadas três aterrissagens para cada altura de queda (30, 50 e 70

cm) e para cada técnica de salto, com um intervalo de 3 minutos entre cada série. Foram gastos 20 minutos para que 15 aterrissagens fossem concluídas em cada um dos momentos pré e pós-alongamento nos protocolos controle e experimental. A ordem das situações de aterrissagem foi randomizada e balanceada entre os voluntários, com a utilização do procedimento de quadrado latino. Para cada voluntário a ordem dos saltos foi mantida constante nos dois dias de coleta, antes e depois dos protocolos controle e experimental.

5.3.8 Variáveis analisadas

Os QUADROS 1 e 2 apresentam, respectivamente, as variáveis cinéticas e cinemáticas analisadas nas aterrissagens em diferentes situações e suas respectivas definições.

O componente da força de reação do solo considerado para análise neste estudo foi o vertical (F_z) por ser o que possui maior relação com o risco de lesões (SIMPSON *et al.*, 2003).

QUADRO 1

Variáveis cinéticas analisadas nas aterrissagens

Variáveis (unidade de medida)	Definição
F_z máx (PC)	Pico da força de reação vertical do solo normalizada pelo peso corporal
$t_{F_z \text{ máx}}$ (ms)	Tempo entre o 1º contato e a F_z máx
$TPF_{\text{méd}}$ (PC/s)	Taxa média de produção de força (F_z máx / $t_{F_z \text{ máx}}$) normalizada pelo peso corporal

*PC= Peso Corporal

QUADRO 2

Variáveis cinemáticas analisadas nas aterrissagens

Variáveis (unidade)	Definição
φ_{oT} ; φ_{oJ} ; φ_{oQ} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) no instante de 1º contato com o solo
φ_{pT} ; φ_{pJ} ; φ_{pQ} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) no momento que o pico de impacto é atingido
φ_{cgT} ; φ_{cgJ} ; φ_{cgQ} (°)	Ângulos das articulações do tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) no momento que a posição mais baixa do centro de gravidade é atingida (ponto do quadril foi usado como referência)
t_{cg} (ms)	Tempo para a posição mais baixa do centro de gravidade

A altura dos saltos foi ainda analisada como forma de avaliar o desempenho nos saltos SA e SCM (QUADRO 3).

QUADRO 3

Variáveis analisadas no SA e SCM

Variável (unidade)	Definição
h_{SA} (m)	Altura do salto a partir da posição agachada
h_{SCM} (m)	Altura do salto com contramovimento

A altura do salto foi calculada pela velocidade de saída, de acordo com a equação 2:

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

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

$$(m) \qquad (m/s) \qquad (m/s^2)$$

Nessas técnicas de salto, a velocidade inicial do indivíduo é zero, uma vez que ele se encontra em repouso sobre a plataforma. A velocidade de saída é

mensurada diretamente mediante a normalização do impulso ($F \cdot t$) pela massa corporal do indivíduo (Impulso/massa).

É importante determinar a altura dos saltos nas situações pré e pós-alongamento, porque esse é um fator que pode influenciar nas variáveis analisadas nas aterrissagens.

Cada voluntário realizou três tentativas, entretanto, para a análise final, foi calculada a média apenas das duas primeiras. Tal procedimento foi adotado para reduzir o número de tentativas a serem digitalizadas e viabilizar o tempo para a análise dos dados da pesquisa. Uma análise prévia de dez 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.

5.3.9 Métodos estatísticos

O Teste t pareado foi utilizado para comparar as médias de ADM de flexão de joelho e das variáveis analisadas em todas as situações de aterrissagens antes e depois da sessão de alongamento. O mesmo procedimento foi realizado para o protocolo controle, além do cálculo do CCI para a análise da confiabilidade dos procedimentos de coleta (SALE, 1991). O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), versão 11.0.

6 RESULTADOS

Nesta sessão serão apresentados os resultados descritivos ($\bar{x} \pm$ desvio padrão), do Teste T e do CCI.

6.1 Teste de flexão de joelho (TFJ)

A ADM média de flexão de joelho foi de $30,9^\circ \pm 8,7$ antes e $36,8^\circ \pm 8,6$ depois da sessão de alongamento, resultando em diferença significativa ($p < 0,001$). O GRÁF. 1 apresenta as médias de ADM articular antes e depois do alongamento (protocolo experimental).

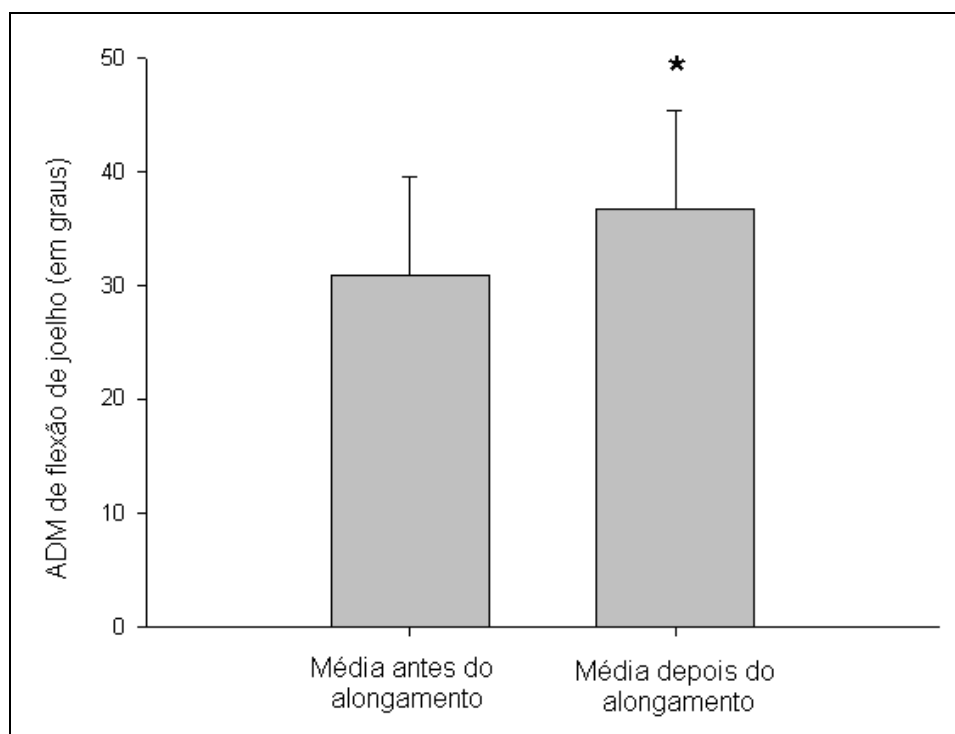


GRÁFICO 2 – Médias de ADM da flexão ativa de joelho antes e depois do alongamento dos extensores do joelho. * $p < 0,001$, $n=30$.

6.2 Aterrissagens

Utilizando os dados do protocolo controle, foi calculado o CCI para cada variável nas aterrissagens após quedas de 30, 50, 70 cm e após o SA e SCM. A TAB. 1 apresenta o menor e o maior valor de CCI encontrado entre as cinco diferentes situações de aterrissagem.

TABELA 1

Maior e menor valor de coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre as aterrissagens após quedas de 30, 50, 70 cm, SA e SCM.

Variáveis	CCI
$F_z \text{ máx (PC)}$	0,898* - 0,966*
$t_{F_z \text{ máx (ms)}}$	0,772* - 0,961*
$TPF_{\text{méd (PC/s)}}$	0,849* - 0,947*
φ_{oQ}	0,763* - 0,947*
φ_{oJ}	0,839* - 0,952*
Φ_{oT}	0,856* - 0,928*
φ_{pQ}	0,769* - 0,963*
Φ_{pJ}	0,890* - 0,973*
φ_{pT}	0,682* - 0,866*
φ_{cgQ}	0,865* - 0,955*
φ_{cgJ}	0,899* - 0,987*
φ_{cgT}	0,723* - 0,941*
t_{cg}	0,899* - 0,965*

Nota: * $p < 0,05$

O CCI calculado com base nos dados do protocolo controle variou entre 0,772 e 0,966 para as variáveis cinéticas e entre 0,682 e 0,987 para as variáveis cinemáticas. Todos os valores de CCI foram significativos ($p < 0,05$). Para interpretar os dados relacionados à confiabilidade, Gajdosik *et al.* (1985) sugeriram que valores de 0.99 a 0.90, 0.89 a 0.80, 0.79 a 0.70 e < 0.69 representam alta, boa, moderada e baixa correlação, respectivamente. Baseando-se nessa indicação, a confiabilidade de moderada a alta foi obtida para a maioria das variáveis estudadas. Somente o

coeficiente de correlação encontrado para o ângulo do tornozelo no momento em que o pico de impacto é atingido para as situações de aterrissagem após queda de 70 cm (0,682) e após o SA (0,682) possuem uma baixa correlação. Assim, considera-se que os procedimentos de coleta deste estudo possuem reprodutibilidade aceitável.

6.2.1 Aterrissagens após queda de 30 cm de altura

As TAB. 2 e 3 apresentam a média e o desvio-padrão das variáveis analisadas nas aterrissagens após queda de 30 cm de altura antes e depois do repouso e o alongamento nos protocolos controle e experimental, respectivamente.

TABELA 2

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 30 cm

Protocolo controle			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	5,31 ± 1,70	5,21 ± 1,69	0,576
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	59,57 ± 14,78	60,45 ± 19,67	0,506
TPF _{méd} (PC/s)	99,28 ± 43,27	99,89 ± 47,80	0,911
φ_{oQ} (°)	157,19 ± 6,99	157,75 ± 7,22	0,557
φ_{oJ} (°)	146,46 ± 8,08	145,94 ± 9,49	0,645
Φ_{oT} (°)	123,52 ± 6,99	123,38 ± 7,03	0,915
φ_{PQ} (°)	149,80 ± 11,33	149,33 ± 11,75	0,719
Φ_{PJ} (°)	133,52 ± 13,10	131,70 ± 13,52	0,126
φ_{PT} (°)	110,43 ± 7,57	107,93 ± 6,44	0,077
φ_{cgQ} (°)	141,01 ± 19,62	138,76 ± 19,93	0,460
φ_{cgJ} (°)	117,12 ± 23,37	115,52 ± 24,12	0,308
φ_{cgT} (°)	97,95 ± 9,79	96,65 ± 11,14	0,337
t_{cg} (ms)	161,54 ± 74,86	168,42 ± 68,16	0,366

Para as aterrissagens após queda de 30 cm, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

TABELA 3

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 30 cm

Protocolo experimental			
Variáveis	Antes	Após	p
	Média ± dp	Média ± dp	
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	5,47 ± 1,47	5,51 ± 1,53	0,779
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	61,02 ± 14,97	59,69 ± 13,39	0,379
TPF _{méd} (PC/s)	96,69 ± 39,04	98,35 ± 39,61	0,697
φ_{oQ} (°)	158,63 ± 6,89	159,54 ± 6,38	0,334
φ_{oJ} (°)	147,15 ± 8,77	148,48 ± 9,05	0,121
Φ_{oT} (°)	124,48 ± 5,91	124,77 ± 5,91	0,686
φ_{pQ} (°)	151,24 ± 9,61	151,53 ± 8,10	0,745
Φ_{pJ} (°)	134,29 ± 10,52	134,19 ± 9,57	0,904
φ_{pT} (°)	110,15 ± 4,59	109,82 ± 5,73	0,707
φ_{cgQ} (°)	144,09 ± 17,29	144,31 ± 14,55	0,924
φ_{cgJ} (°)	120,10 ± 18,91	118,56 ± 17,79	0,169
φ_{cgT} (°)	98,12 ± 8,41	96,77 ± 9,18	0,313
t_{cg} (ms)	145,67 ± 59,43	151,29 ± 55,37	0,213

Para as aterrissagens após queda de 30 cm, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental.

6.2.2 Aterrissagem após queda de 50 cm de altura

As TAB. 4 e 5 apresentam a média e o desvio-padrão das variáveis analisadas nas aterrissagens após queda de 50 cm antes e depois do repouso e alongamento nos protocolos controle e experimental, respectivamente.

TABELA 4

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 50 cm

Protocolo controle			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	6,67 ± 1,92	6,49 ± 2,21	0,296
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	55,02 ± 11,77	51,48 ± 9,25	0,052
TPF _{méd} (PC/s)	128,55 ± 51,00	134,63 ± 54,35	0,256
φ_{oQ} (°)	159,73 ± 5,51	158,56 ± 5,71	0,137
φ_{oJ} (°)	145,32 ± 4,87	144,34 ± 5,60	0,112
Φ_{oT} (°)	124,95 ± 4,64	124,82 ± 5,12	0,816
φ_{pQ} (°)	148,37 ± 8,21	148,02 ± 8,43	0,731
Φ_{pJ} (°)	129,72 ± 7,34	129,07 ± 8,32	0,501
φ_{pT} (°)	110,88 ± 3,50	111,05 ± 5,18	0,797
φ_{cgQ} (°)	132,12 ± 21,97	128,33 ± 23,77	0,183
φ_{cgJ} (°)	107,37 ± 20,78	101,72 ± 20,86	0,008*
φ_{cgT} (°)	95,14 ± 8,22	93,51 ± 8,62	0,202
t_{cg} (ms)	174,29 ± 80,31	186,76 ± 74,69	0,072

Nota: * $p < 0,05$

Para as aterrissagens após queda de 50 cm, foi encontrada diferença significativa entre as médias da variável ângulo do joelho na posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

TABELA 5

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 50 cm

Protocolo experimental			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	6,30 ± 1,88	6,74 ± 2,03	0,006*
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	52,93 ± 8,10	53,50 ± 10,28	0,723
TPF _{méd} (PC/s)	125,23 ± 44,08	132,92 ± 55,52	0,249
φ_{oQ} (°)	158,66 ± 5,54	158,30 ± 5,00	0,650
φ_{oJ} (°)	144,75 ± 5,54	144,62 ± 5,67	0,834
Φ_{oT} (°)	125,52 ± 5,30	125,24 ± 4,77	0,708
φ_{pQ} (°)	147,77 ± 7,25	147,36 ± 7,45	0,638
Φ_{pJ} (°)	129,63 ± 7,95	128,46 ± 7,74	0,076
φ_{pT} (°)	112,19 ± 5,52	110,44 ± 5,23	0,022*
φ_{cgQ} (°)	131,04 ± 21,02	129,31 ± 19,36	0,252
φ_{cgJ} (°)	107,30 ± 16,98	102,06 ± 16,42	0,001*
φ_{cgT} (°)	95,23 ± 7,03	92,73 ± 7,38	0,006*
t_{cg} (ms)	173,72 ± 81,41	185,82 ± 66,55	0,128

Nota: * $p < 0,05$.

Para as aterrissagens após queda de 50 cm, foi encontrada diferença significativa entre as médias da variável pico da força de reação vertical do solo, na comparação antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental.

Diferenças significativas foram encontradas, ainda, entre as médias das variáveis ângulo do tornozelo no momento em que o pico de impacto foi atingido e ângulo do joelho e do tornozelo na posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do alongamento.

6.2.3 Aterrissagem após queda de 70 cm de altura

As TAB. 6 e 7 apresentam a média e o desvio-padrão das variáveis analisadas nas aterrissagens após queda de 70 cm antes e depois do repouso e alongamento nos protocolos controle e experimental, respectivamente.

TABELA 6

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após queda de 70 cm

Protocolo controle			
Variáveis	Antes	Após	p
	Média ± dp	Média ± dp	
F_z máx (PC)	8,27 ± 2,27	8,31 ± 2,42	0,797
t_{F_z} máx (ms)	49,14 ± 8,65	49,09 ± 8,82	0,825
TPF _{méd} (PC/s)	175,92 ± 64,10	178,21 ± 66,53	0,689
φ_{oQ} (°)	158,68 ± 5,03	157,85 ± 5,45	0,248
φ_{oJ} (°)	142,66 ± 3,61	141,78 ± 4,93	0,115
Φ_{oT} (°)	124,41 ± 3,95	124,79 ± 5,14	0,578
φ_{PQ} (°)	146,20 ± 7,06	145,33 ± 7,34	0,421
Φ_{PJ} (°)	127,21 ± 5,29	125,80 ± 8,31	0,175
φ_{PT} (°)	111,53 ± 4,17	110,01 ± 6,69	0,193
φ_{cgQ} (°)	120,09 ± 25,08	119,99 ± 23,06	0,968
φ_{cgJ} (°)	95,34 ± 20,11	93,70 ± 19,55	0,407
φ_{cgT} (°)	92,78 ± 6,53	93,59 ± 6,92	0,292
t_{cg} (ms)	201,12 ± 85,46	202,76 ± 87,24	0,866

Para as aterrissagens após queda de 70 cm, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

TABELA 7

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após queda de 70 cm

Protocolo Experimental			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	8,24 ± 2,08	8,73 ± 2,32	0,010*
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	47,86 ± 7,90	49,48 ± 8,56	0,164
TPF _{méd} (PC/s)	184,58 ± 65,35	185,55 ± 68,51	0,919
φ_{oQ} (°)	159,28 ± 4,49	158,23 ± 5,43	0,118
φ_{oJ} (°)	142,54 ± 3,83	142,53 ± 5,78	0,994
Φ_{oT} (°)	124,71 ± 4,67	125,55 ± 4,70	0,320
φ_{pQ} (°)	147,20 ± 5,84	145,80 ± 7,08	0,134
Φ_{pJ} (°)	127,06 ± 6,20	125,74 ± 7,76	0,121
φ_{pT} (°)	111,80 ± 5,46	111,04 ± 5,34	0,239
φ_{cgQ} (°)	123,53 ± 22,42	119,30 ± 20,97	0,013*
φ_{cgJ} (°)	97,87 ± 15,60	92,98 ± 17,48	0,001*
φ_{cgT} (°)	92,78 ± 7,50	92,41 ± 7,28	0,549
t_{cg} (ms)	195,56 ± 93,30	197,00 ± 66,93	0,848

Nota: * $p < 0,05$.

Para as aterrissagens após queda de 70 cm, foi encontrada uma diferença significativa entre as médias da variável pico da força de reação vertical do solo, na comparação antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental.

Foram encontradas, ainda, diferenças significativas entre as médias das variáveis ângulo do quadril e do joelho na posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do alongamento.

6.2.4 Aterrissagem após o salto a partir da posição agachada (SA)

As TAB. 8 e 9 apresentam a média e o desvio-padrão das variáveis analisadas nas aterrissagens após o SA antes e depois do repouso e alongamento nos protocolos controle e experimental, respectivamente.

TABELA 8

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após o SA

Protocolo Controle			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
F_z máx (PC)	4,69 ± 1,98	5,06 ± 1,79	0,067
t_{Fz} máx (ms)	68,04 ± 20,77	69,04 ± 22,33	0,871
TPF _{méd} (PC/s)	96,41 ± 57,86	99,83 ± 48,43	0,676
φ_{oQ} (°)	161,35 ± 5,40	161,06 ± 6,87	0,494
φ_{oJ} (°)	148,43 ± 5,49	148,45 ± 4,37	0,824
Φ_{oT} (°)	126,36 ± 5,62	126,94 ± 6,64	0,982
φ_{PQ} (°)	148,52 ± 11,12	148,01 ± 10,69	0,699
Φ_{PJ} (°)	129,39 ± 12,07	129,64 ± 10,91	0,798
φ_{PT} (°)	106,13 ± 6,23	105,97 ± 5,60	0,847
φ_{cgQ} (°)	135,03 ± 25,48	133,29 ± 26,44	0,576
φ_{cgJ} (°)	114,79 ± 20,53	114,53 ± 19,63	0,605
φ_{cgT} (°)	94,67 ± 7,88	95,22 ± 7,82	0,851
t_{cg} (ms)	170,12 ± 75,26	175,33 ± 80,57	0,906
h_{SA} (m)	0,27 ± 0,04	0,27 ± 0,06	0,999

Para as aterrissagens após o SA, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

TABELA 9

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após o SA

Protocolo Experimental			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
$F_{z \text{ máx}}$ (PC)	5,04 ± 1,63	5,02 ± 1,93	0,944
$t_{Fz \text{ máx}}$ (ms)	65,30 ± 19,58	66,72 ± 22,62	0,533
TPF _{méd} (PC/s)	105,07 ± 49,82	107,15 ± 47,42	0,736
φ_{oQ} (°)	162,15 ± 6,95	163,16 ± 6,74	0,238
φ_{oJ} (°)	147,64 ± 4,53	148,00 ± 4,87	0,491
Φ_{oT} (°)	124,73 ± 5,74	125,48 ± 7,19	0,316
φ_{pQ} (°)	150,72 ± 9,37	151,20 ± 8,78	0,636
Φ_{pJ} (°)	131,38 ± 8,55	130,16 ± 9,48	0,217
φ_{pT} (°)	104,66 ± 11,30	106,15 ± 6,40	0,514
φ_{cgQ} (°)	137,50 ± 21,68	137,48 ± 19,38	0,992
φ_{cgJ} (°)	116,00 ± 16,99	113,12 ± 16,26	0,096
φ_{cgT} (°)	95,18 ± 9,06	93,62 ± 7,30	0,270
t_{cg} (ms)	164,86 ± 71,38	167,10 ± 62,69	0,716
h_{SA} (m)	0,27 ± 0,04	0,26 ± 0,04	0,310

Para as aterrissagens após o SA, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do alongamento.

6.2.5 Aterrissagem após o salto com contramovimento (SCM)

As TAB. 10 e 11 apresentam a média e o desvio-padrão das variáveis analisadas nas aterrissagens após o SCM antes e depois do repouso e alongamento nos protocolos controle e experimental, respectivamente.

TABELA 10

Média, desvio-padrão (dp), resultado do teste t pareado (p) para o protocolo controle nas aterrissagens após o SCM

Protocolo Controle			
Variáveis	Antes	Após	p
	Média ± dp	Média ± dp	
F_z máx (PC)	5,48 ± 1,90	5,30 ± 1,93	0,486
t_{F_z} máx (ms)	62,57 ± 14,44	64,52 ± 14,46	0,241
TPF _{méd} (PC/s)	117,78 ± 51,27	109,45 ± 54,22	0,235
φ_{oQ} (°)	160,03 ± 7,93	159,39 ± 7,89	0,709
φ_{oJ} (°)	148,06 ± 4,79	147,89 ± 4,54	0,852
Φ_{oT} (°)	125,48 ± 4,96	125,39 ± 6,93	0,906
φ_{pQ} (°)	147,67 ± 9,74	146,74 ± 11,16	0,539
Φ_{pJ} (°)	131,05 ± 7,78	129,93 ± 8,10	0,291
φ_{pT} (°)	107,64 ± 4,41	106,41 ± 5,73	0,245
φ_{cgQ} (°)	132,67 ± 23,36	132,09 ± 20,35	0,853
φ_{cgJ} (°)	111,02 ± 18,94	112,43 ± 16,20	0,531
φ_{cgT} (°)	92,97 ± 7,67	94,09 ± 7,32	0,517
t_{cg} (ms)	182,53 ± 89,75	163,94 ± 57,43	0,112
H_{SCM} (m)	0,31 ± 0,06	0,30 ± 0,05	0,323

Para as aterrissagens após o SCM, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das variáveis na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

TABELA 11

Média, desvio-padrão (dp) e resultado do teste t pareado (p) para o protocolo experimental nas aterrissagens após o SCM

Protocolo Experimental			
Variáveis	Antes Média ± dp	Após Média ± dp	p
F_z máx (PC)	5,31 ± 1,78	5,45 ± 1,68	0,458
t_{F_z} máx (ms)	61,63 ± 12,18	61,08 ± 12,92	0,745
TPF _{méd} (PC/s)	114,87 ± 52,34	114,76 ± 44,19	0,985
φ_{oQ} (°)	161,31 ± 8,09	161,29 ± 6,32	0,990
φ_{oJ} (°)	147,57 ± 3,63	147,23 ± 4,33	0,627
Φ_{oT} (°)	124,05 ± 5,13	123,56 ± 5,70	0,587
φ_{pQ} (°)	148,24 ± 12,09	149,17 ± 8,26	0,534
Φ_{pJ} (°)	130,28 ± 6,86	129,35 ± 5,77	0,261
φ_{pT} (°)	106,32 ± 4,13	105,53 ± 5,15	0,352
φ_{cgQ} (°)	134,65 ± 23,47	135,08 ± 18,42	0,823
φ_{cgJ} (°)	112,77 ± 15,84	108,22 ± 14,43	0,006*
φ_{cgT} (°)	93,30 ± 7,66	90,77 ± 6,53	0,039*
t_{cg} (ms)	159,92 ± 56,99	172,35 ± 60,87	0,026*
H_{SCM} (m)	0,31 ± 0,05	0,31 ± 0,06	0,717

Nota: * $p < 0,05$.

Para as aterrissagens após o SCM, foram encontradas diferenças significativas entre as médias das variáveis ângulo do joelho e do tornozelo na posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental.

Foi encontrada ainda diferença significativa entre as médias da variável tempo para a posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do alongamento.

7 DISCUSSÃO

7.1 Amplitude de movimento

Neste estudo, os voluntários foram submetidos a quatro séries de alongamento passivo-estático dos extensores do joelho com duração de 20 segundos, mantidas no ponto máximo de tolerância a dor de cada indivíduo e com 20 segundos de pausa entre as séries. A carga de treinamento aplicada aproxima-se daquela utilizada na prática. Após a sessão de alongamento dos extensores do joelho houve um aumento de aproximadamente 6° (19%) na ADM máxima de flexão de joelho, indicando alterações no comprimento dos músculos alongados.

De acordo com Fowles *et al.* (2000) e Magnusson *et al.* (1998), que utilizaram técnicas de alongamento passivas, a maior ADM máxima observada de forma aguda se deve a um aumento da tolerância ao alongamento, uma vez que maiores amplitudes foram acompanhadas de maiores tensões passivas. 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 cinco ciclos de alongamento passivo-dinâmico. A questão se uma sessão de treinamento da flexibilidade seria suficiente para gerar adaptações em relação à sensação de dor durante o alongamento é controversa. As diferenças entre os estudos com relação à técnica de alongamento utilizada, à determinação da carga de treinamento e ao teste realizado podem dificultar uma definição com relação a esta questão, sendo necessários mais estudos para uma melhor compreensão das adaptações agudas provocadas pelo exercício de alongamento.

A máxima tolerância ao alongamento é um critério adotado para a determinação da ADM final em testes passivos de flexibilidade (HALBERTSMA *et al.*, 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1998; McHUGH *et al.*, 1992). Nos testes ativos, os valores de ADM máxima são inferiores aos valores de testes passivos (ALTER, 2004). Isso significa que, para este estudo, o aumento de ADM máxima verificado através de um teste ativo não teve como fator determinante a tolerância à dor e o desconforto provocado pelo alongamento.

Alguns autores sugerem que as adaptações no comprimento muscular têm origem em mecanismos miogênicos, mais especificamente nas propriedades elasticidade e viscosidade dos tecidos biológicos. Segundo Gajdosik (2001) e Taylor *et al.* (1990), a maior ADM após o alongamento seria resultado de um aumento no comprimento muscular com a aplicação de uma força constante, ou seja, por causa do comportamento viscoelástico *creep*. McNair e Stanley (1996) especulam que haveria uma deformação proveniente do alongamento, principalmente nos elementos elásticos em paralelo do músculo, representados pelos tecidos conectivos epimísio, perimísio e endomísio. Assim, a resistência passiva dos tecidos seria superada e ocorreria o aumento da ADM nas articulações (REID; McNAIR, 2004). Em decorrência do aumento da ADM verificado, é possível que também tenha havido uma diminuição da rigidez das UMTs após o alongamento dos extensores do joelho. Essa idéia é reforçada por estudos que identificaram um aumento na complacência das UMTs como efeito agudo do alongamento (KUBO *et al.*, 2002; MAGNUSSON *et al.* 1996).

À medida que a ADM aumenta, a resistência passiva oferecida por uma articulação aumenta de forma exponencial (HALBERTSMA *et al.*, 1999; MAGNUSSON *et al.*, 1996; TOFT *et al.*, 1989). 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 neste estudo não parece estar relacionada à 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 dos músculos isquiotibiais e a flexibilidade ativa dos extensores do joelho. Assim, o melhor desempenho no teste de flexibilidade alcançado após a sessão de alongamento não pode ser atribuído ao melhor desempenho de força alcançado no teste ativo, mas sim, à redução da tensão passiva oferecida pelos extensores do joelho.

7.2 Aterrissagens

7.2.1 Aterrissagens após quedas de alturas predeterminadas

- **Protocolo controle** – Para as aterrissagens após as quedas de 30 e 70 cm, não foram encontradas diferenças significativas na comparação entre as médias das variáveis antes e depois do repouso no protocolo controle. Nas aterrissagens após as quedas de 50 cm foi encontrada uma diferença significativa para uma das variáveis estudadas no protocolo controle (ângulo de flexão do joelho na posição mais baixa do CG). Das variáveis cinemáticas analisadas neste estudo, essa é a que possui maior coeficiente de variação (entre 13,33% e 21,09%), o que indica que existe maior instabilidade de resposta para o ângulo do joelho.

- **Protocolo experimental** – Na menor altura de queda estudada (30 cm), não houve diferença para nenhuma variável antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental. Com o aumento da altura de queda e, conseqüentemente, das cargas mecânicas impostas ao corpo durante as aterrissagens, algumas diferenças significativas foram observadas após o alongamento.

Nas aterrissagens após queda de 50 cm, verificou-se uma redução significativa de alguns ângulos medidos, o que mostrou que maiores amplitudes articulares foram alcançadas durante o movimento. Houve diminuição do ângulo do tornozelo (de 112,19° para 110,44°) no momento em que o pico de impacto foi atingido, ângulo do tornozelo (de 95,23° para 92,73°) e do joelho (de 107,30° para 102,06°) na posição mais baixa do CG. Mas, como foi observada uma redução significativa e inesperada do ângulo do joelho na posição mais baixa do CG no protocolo controle, a alteração dessa variável no protocolo experimental não pode ser atribuída ao alongamento.

Para as variáveis cinemáticas nas aterrissagens após queda de 70 cm, os ângulos do quadril e do joelho na posição mais baixa do CG tiveram uma redução significativa com valores pré-alongamento de 123,53° e 97,87° e pós-alongamento de 119,30° e 92,98°, respectivamente.

As maiores ADMs durante a aterrissagem podem ser explicadas pelo possível aumento da rigidez das UMTs como efeito agudo do alongamento. Embora a rigidez não tenha sido mensurada neste estudo são fortes os indicativos de que essa adaptação tenha ocorrido, como foi discutido no item 7.1.

Segundo Simpson *et al.* (2003), níveis maiores de rigidez do sistema musculoesquelético são necessários para que maiores cargas mecânicas sejam absorvidas. É possível que as aterrissagens após a menor altura de queda estudada (30 cm) não representaram demanda suficiente para que o efeito agudo do alongamento pudesse ser observado. Nessa situação, a carga mecânica a ser absorvida é inferior (se comparada às aterrissagens após as outras alturas de queda estudadas) e irá exigir menores ADMs (DUFEK; BATES, 1990; SANTELLO; McDONAGH, 1998). Nas ADMs iniciais a resistência passiva é mais baixa e, como consequência, o efeito agudo do alongamento será menos sensível.

A musculatura alongada neste estudo está diretamente envolvida com o joelho e com o quadril (no caso do reto femural). Nas aterrissagens após queda de 70 cm houve aumento significativo da ADM justamente para essas articulações no momento da posição mais baixa do CG. O ângulo da articulação do quadril somente sofreu alteração após o alongamento nas aterrissagens após a maior altura de queda estudada (70 cm), sendo possível inferir que o movimento do quadril sofre maior interferência quando maior carga mecânica é imposta ao sistema musculoesquelético. Já a alteração no ângulo do joelho pode ser explicada pelo fato de o exercício de alongamento ter sido realizado justamente pela flexão dessa articulação. Além disso, sabe-se que, independente da situação de aterrissagem, a movimentação do joelho é extremamente importante para o controle da aterrissagem (DEVITA; SKELLY, 1992; DUFEK; BATES, 1990; SELF; PAINE, 2001).

A modificação ocorrida na ADM de flexão joelho pode ter contribuído para a alteração no ângulo do tornozelo após o alongamento nas aterrissagens após a queda de 50 cm. As duas articulações são conectadas pelo segmento da perna em um sistema de cadeia cinética fechada. Desta forma, se há movimentação da tíbia à frente em função da flexão do joelho, o ângulo de dorsiflexão aumenta (transferência para a articulação mais distal).

Em relação às variáveis cinéticas, nas aterrissagens após as quedas de 50 e 70 cm, verificou-se um aumento significativo da F_z máx, na comparação antes e depois do alongamento passivo-estático no protocolo experimental. Os valores

médios passaram de $6,301 \pm 1,882$ PC e $8,237 \pm 2,078$ PC para $6,740 \pm 2,031$ PC e $8,725 \pm 2,318$ PC nas aterrissagens após quedas de 50 e 70 cm, respectivamente.

Uma das possíveis explicações para os resultados encontrados refere-se ao fato da frenagem do movimento durante a aterrissagem ter sido prejudicada possivelmente pela redução da tensão passiva da UMT após o alongamento. A tensão passiva, somada à atividade contrátil do músculo, determinam a tensão ativa da UMT durante a aterrissagem. A atividade contrátil, provavelmente, não foi afetada após o alongamento neste estudo, pois, a redução da excitabilidade do motoneurônio alfa após uma sessão de treinamento de flexibilidade tem efeito transitório, sendo restabelecida aos valores iniciais imediatamente após o fim do alongamento (GUISARD *et al.*, 1988; 2001). No entanto, já foi reportada na literatura a redução no pico de tensão passiva (TAYLOR *et al.*, 1990) e de torque passivo (MADDING *et al.*, 1987; TOFT, 1989) como resposta aguda do tecido ao alongamento. A tensão passiva auxilia a redução da velocidade de movimento articular durante a aterrissagem a partir do momento em que o músculo é alongado além do seu comprimento de repouso (HALL, 2000). Os tecidos da extremidade inferior funcionam, portanto, como uma mola amortecedora para absorver as forças de impacto (SIMPSON *et al.*, 2003). Se a desaceleração da dorsiflexão do tornozelo, da flexão de joelho e do quadril ocorre com menor eficiência, as forças de impacto são maiores.

Essa explicação é reforçada pelo aumento da ADM em algumas situações de aterrissagem após o alongamento. Para uma mesma força de tração aplicada, a ADM alcançada pode ser maior se a resistência passiva do material estiver reduzida, ou seja, o alongamento teria provocado o deslocamento da curva tensão/deformação para a direita. Além disso, os resultados mostraram que o tempo para atingir o ponto mais baixo do CG não sofreu nenhuma modificação depois do alongamento nas aterrissagens após quedas de 30, 50 e 70 cm. Para que maiores ADMs fossem alcançadas em um mesmo período, a velocidade angular, apesar de não ter sido mensurada, foi também maior, o que faz sentido com uma desaceleração do movimento menos eficaz.

As forças de impacto são influenciadas pela técnica de aterrissagem, sendo que a maior dorsiflexão do tornozelo causa maior impacto durante aterrissagens (DUFEK; BATES, 1990). Nas aterrissagens após queda de 50 cm, verificou-se uma redução significativa do ângulo do tornozelo no momento em que o pico de impacto

foi atingido. Para essa situação, a alteração da técnica de movimento no instante em que o pico de impacto foi atingido pode ter levado aos maiores valores de F_z máx encontrados nas aterrissagens após o alongamento, como é o caso das aterrissagens em que ocorre o contato simultâneo de todo o pé com o chão (técnica *flatfoot*) (DUFEK; BATES, 1990; VALIANT; CAVANAGH, 1985).

7.2.2 Aterrissagens após saltos a partir da posição agachada (SA) e com contramovimento (SCM)

- **Protocolo controle** – Para as aterrissagens após o SA e o SCM não foi encontrada diferença significativa entre as médias de nenhuma variável estudada na comparação antes e depois do repouso no protocolo controle.

- **Protocolo experimental** – As variáveis cinemáticas das aterrissagens após o SA não sofreram alterações no protocolo experimental. Para as aterrissagens após o SCM, houve redução dos ângulos do joelho (de $112,77^\circ$ para $108,22^\circ$) e do tornozelo (de $93,30^\circ$ para $90,77^\circ$) na posição mais baixa do CG na comparação antes e depois do alongamento. Como no caso das aterrissagens após a queda de alturas predeterminadas (50 e 70 cm), o aumento das amplitudes articulares durante a aterrissagem pode ter ocorrido pela rigidez possivelmente diminuída do sistema musculotendíneo após o alongamento.

As médias das alturas de salto antes e depois do alongamento não foram significativamente diferentes no SA e no SCM. No entanto, o desempenho no SCM foi significativamente melhor se comparado ao SA, sendo as médias da altura dos saltos de, aproximadamente, 31 cm para o SCM e 27 cm para o SA ($p < 0,001$). A magnitude das forças impostas durante aterrissagens após o SA pode não ter representado demanda suficiente para que o efeito agudo do alongamento fosse manifestado, de maneira semelhante às aterrissagens após quedas de 30 cm. Apesar da pequena diferença entre a altura de queda de 30 cm e após o SCM (32 cm), na primeira situação não houve diferença significativa para as variáveis cinemáticas. Segundo Self e Paine (2001), a técnica de movimento sofre variação se a aterrissagem ocorreu após um salto (situação funcional) ou após uma queda

simulada de uma altura predeterminada. Durante aterrissagens após saltos, o ângulo do joelho, por exemplo, sofre maior alteração se comparado a situações de queda de uma altura predeterminada.

Neste estudo, não foram encontradas alterações significativas nas variáveis cinéticas das aterrissagens após as duas técnicas de salto. Os resultados mostraram ainda que o tempo para atingir o ponto mais baixo do CG aumentou após o alongamento nas aterrissagens após o SCM. Os valores encontrados antes e depois do alongamento foram 159,92 ms e 172,35 ms, respectivamente. Dessa forma, o tempo aumentou para que maiores ADMs fossem alcançadas nas aterrissagens após o SCM, sendo que as velocidades angulares do joelho e do tornozelo possivelmente não sofreram alteração, apesar de não terem sido mensuradas. Tais resultados indicam que mesmo que tenha havido uma redução da tensão passiva das UMTs após o alongamento, a desaceleração do movimento e a absorção das forças de impacto pelos tecidos da extremidade inferior não foram influenciadas pelo alongamento nas aterrissagens após os saltos verticais.

Nas aterrissagens após quedas de 50 e 70 cm houve aumento nos valores de $F_z \text{ máx}$ após o alongamento, o que não ocorreu em situações mais comuns à prática esportiva, como nas aterrissagens após saltos verticais. Assim, parece que o controle de aterrissagens após quedas de alturas superiores àquelas que o indivíduo é capaz de saltar é prejudicado depois do treinamento da flexibilidade, provocando maiores forças de impacto.

8 CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo, conclui-se que o efeito agudo do alongamento passivo-estático dos extensores do joelho altera a técnica de movimento para aterrissagens após quedas de alturas de 50 e 70 cm e após o SCM. Essas situações representaram tarefas com demanda suficiente para que o alongamento pudesse refletir no aumento das amplitudes de movimento durante as aterrissagens. Esse aumento pode ter ocorrido em razão de adaptações viscoelásticas dos tecidos quando submetidos ao alongamento.

O alongamento provocou ainda um aumento do impacto em aterrissagens após quedas de alturas superiores àquelas que os indivíduos foram capazes de saltar (50 e 70 cm). Já em situações mais próximas à prática esportiva, como aterrissagens após saltos verticais e após queda de 30 cm de altura, a capacidade de absorção do impacto não foi alterada. Dessa forma, a realização de exercícios de alongamento com o objetivo de reduzir o risco de lesões antes da prática de atividades que envolvam saltos e aterrissagens deve ser revisto.

Para a adoção de novas estratégias de intervenção é preciso compreender os mecanismos relacionados à adaptação dos tecidos com o alongamento e como eles interferem nas aterrissagens. Outros estudos nessa área devem ser realizados para auxiliar o desenvolvimento de programas de treinamento. Assim, recomenda-se a investigação do efeito agudo e crônico do alongamento em aterrissagens após o treinamento da flexibilidade de dois ou mais grupos musculares, já que essa é uma prática comum entre os indivíduos antes da realização de atividades físicas. Outra possibilidade seria investigar o efeito do alongamento em grupos de indivíduos com diferentes níveis de desempenho em saltos verticais.

9 REFERÊNCIAS

ABIEL, B.S. *et al.* Características dinâmicas, cinemáticas e eletromiográficas das aterrissagens em situações esperadas e inesperadas. *Brazilian Journal of Biomechanics*, ano 3, n. 4, p. 45-50, 2002.

ALTER, M.J. *Science of flexibility*. 3^a ed. Champaign: Human Kinetics, 2004. p. 355.

ARAMPATZIS, A.; MOREY-KLAPSING, G.; BRÜGGEMANN, G.-P. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, p. 533-544, 2003.

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.

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.

BUTLER, R.J.; CROWELL, H.P.; DAVIS, I.M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, v. 18, p. 511-517, 2003.

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.

DEGOEDE, K.M.; ASHTON-MILLER, J.A.; SCHULTZ, A.B. Fall-related upper body injuries in the older adult: a review of the biomechanical issues. *Journal of Biomechanics*, v. 36, p.1043-1053, 2003.

DEVITA, P.; SKELLY, W.A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 24, n. 1, p. 108-115, 1992.

DUFEK, J.S.; BATES, B.T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 22, n. 3, p. 370-377, 1990.

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

FANTINI *et al.* (2006). Acute effect of quadriceps stretching on vertical ground reaction force, muscle activity and vertical jump performance. *In: XXIVth International Society of Biomechanics Congress, Salzburg, 2006.*

FARLEY, C.T.; GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 2, p. 181-186, 1996.

FARLEY, C.T. *et al.* Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J. Appl. Physiol.*, v. 85, p. 1044-1055, 1998.

FERRIS, D.P.; FARLEY, C.T. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *J. Appl. Physiol.*, v. 82, n. 1, p.15-22, 1997.

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.

GAJDOSIK, R.L.; LEVEAU, B.F.; BOHANNON, R.W. Effects of ankle dorsiflexion on active and passive unilateral straight leg raising. *Physical Therapy*, v. 65, n. 10, p. 1478-82, 1985.

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

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

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Mechanisms of decrease motoneurone excitability during passive muscle stretching. *Exp. Brain Res.*, v. 137, p. 163-169, 2001.

HAGEDORN, G., NIEDLICH, H., SCHMIDT, G. *Das Basketball-Handbuch*. Reinbek: Rowolth Verlag, 1996.

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.

HALL, S.J. *Biomecânica básica*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p. 417.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo: Manole, 1999. p.532.

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.

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, P.V. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Siences, 1992. p. 29-38.

KOLLATH, E. *Bewegungsanalyse in den Sportspielen*. Köln: Sport & Buch Strauss, 1996.

KOMI, P.V.; BOSCO, C. Utilisation of stored elastic energy in leg extensor muscles by men an women. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v.10, p. 261-265, 1978.

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.

LAROCHE, D.P.; CONNOLLY, D.A.J. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. *Am. J. Sports Med.*, v. 34, n. 6, p. 1000-1007, 2006.

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.

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 responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am. J. Sports Med.*, v. 24, n. 5, p. 622-628, 1996.

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.

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.

McNITT-GRAY, J.L. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, v. 26, n. 9, 1993.

McNITT-GRAY, J.L. Musculoskeletal loading during landing. In: ZATSIORSKY, V.M. *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Oxford: Blackwell Science, 2000. p. 523-549.

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

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.

MURPHY, D.F.; CONNOLLY, B.D.; BEYNNON, B.D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Méd.*, v. 37, p.13-29, 2003.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. *Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion and deformation*. 2. ed. New York: Springer-Verlag, 1999. 393p.

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.

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

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

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.

SANTELLO, M.; McDONAGH, M.J.N. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Experimental Physiology*. v. 83, p. 857-874, 1998.

SANTELLO, M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait and Posture*. v. 21, p. 85-94, 2005.

SCHMIDTBLEICHER, D. Training for power events. In: KOMI, P.V. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Siences, 1992. p.381-395.

SELF, B.P.; PAINE, D. Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 33, n. 8, p.1338-1344, 2001.

SIMPSON, K.J.; CIAPPONI, T.; WANG, H. Biomecânica da aterrissagem. In: GARRET Jr, W.E.; KIRKENDALL, D.T. *Ciência do Exercício e dos Esportes*. 1ª ed. Porto Alegre: Ed Artmed, 2003. p.572-585.

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.

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.

VALIANT, G.A., CAVANAGH, P.R. *A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe.* In: WINTER, D.A. et al. (Ed). *Biomechanics IX-B*, Champaign: Human Kinetics, 1985. p. 117-122.

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

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.

ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A. Biomechanics and muscle coordination of human walking – Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, v. 16, p. 215-232, 2002.

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
 Adriana Diniz Monteiro

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

UFMG


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

Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Prédio da Reitoria – 7º andar sala: 7018 - 31.270-901– BH - MG
(31) 3499-4592 - FAX: (31) 3499-4027 - coep@prpq.ufmg.br