

LUCAS ABREU CARNEIRO MITRAUD CARVALHO

Salto em Profundidade: análise dos deslocamentos em queda livre do centro de gravidade em quatro alturas de banco de lançamento.

Belo Horizonte

EEFFTO/UFMG

2011

LUCAS ABREU CARNEIRO MITRAUD CARVALHO

Salto em Profundidade: análise dos deslocamentos em queda livre do centro de gravidade em quatro alturas de banco de lançamento.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção de título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de Concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Hans-Joachim Karl Menzel

Belo Horizonte

EEFFTO/UFMG

2011

“Dedico esta dissertação, especialmente, ao meu pai e à minha mãe que me apoiaram em todas as etapas da minha vida. Dedico também aos meus mestres, de vida e ciência, que muito contribuíram para meu crescimento pessoal, profissional e acadêmico”.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, meus alicerces.

Ao prof. Dr. Hans-Joachim K. Menzel, responsável por esta pesquisa;

Aos professores Gustavo Henrique C. Peixoto Cançado e André Gustavo Pereira de Andrade, pela efetiva colaboração;

Aos colegas de laboratório, Profa. Sílvia R. S. Araújo, Edgardo A. C. Abreu, Christian Emmanuel Cabido e Ismênia Helena F. de M. Gomes pela ajuda dispensada.

Aos alunos da Escola de Educação Física da EEEFTO/UFMG que participaram de forma extremamente cooperativa nesta pesquisa;

Ao Coordenador e aos Professores do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências do Esporte da EEEFTO/UFMG, pela disponibilidade, atenção e por todo apoio e conhecimento oferecido durante a realização do meu mestrado;

Aos funcionários da EEEFTO/UFMG por toda a assistência dispensada, necessárias à condução desta pesquisa e realização deste curso, em especial para a Sra. Karen M. Cruz.

RESUMO

O salto em profundidade é uma técnica que utiliza o Ciclo de Alongamento e Encurtamento (CAE) para membros inferiores na qual o sujeito se lança de uma altura, aterrissa sem tocar os calcanhares e em seguida realiza um salto com esforço máximo. Acréscimos na altura de banco de lançamento maiores ou iguais a 20 cm são comumente utilizados e podem ser um problema para um controle preciso das cargas mecânicas e temporais no treinamento com salto em profundidade. Outro problema na avaliação de rendimento com salto em profundidade é considerar a altura do banco de lançamento como deslocamento em queda livre do Centro de Gravidade (CG), o que pode levar a uma estimativa errada da velocidade do CG antes do primeiro contato, e a cálculos errados dos deslocamentos verticais pelo método de impulso. Portanto, os objetivos deste estudo foram comparar através do método de impulso os deslocamentos em queda livre do CG de quatro alturas de banco de lançamento (20, 30, 40 e 50 cm) para verificar se incrementos de 10 cm na altura do banco de lançamento são adequados para a avaliação e treinamento com salto em profundidade, e também comparar o real deslocamento em queda livre do CG com a respectiva altura de banco de lançamento. Participaram da pesquisa 22 indivíduos do sexo masculino com idade entre 18 e 25 anos (1,72 m DP 0,11 m; 73,9 Kg DP 9,1 Kg; 21,3 anos DP 2,2 anos). Os indivíduos participaram de duas sessões de avaliação com 48 horas de intervalo entre elas. A primeira foi considerada como sessão de familiarização e os dados da segunda sessão foram utilizados para análise. A análise dos dados mostrou que: os deslocamentos em queda livre do CG foram significativamente diferentes entre si ($F = 413,3378$; $p < 0,0001$); os deslocamentos em queda livre do CG foram significativamente diferentes de suas respectivas alturas de banco ($p < 0,001$ para todas as alturas). Pode-se concluir que acréscimos de 10 cm na altura do banco de lançamento são adequados e são indicados quando objetiva-se um maior controle da carga na avaliação e no treinamento com salto em profundidade. Os deslocamentos em queda livre do CG são diferentes das respectivas alturas de banco, o que exclui a possibilidade de usar a altura de banco como critério para estimar a velocidade antes do primeiro contato.

Palavras-chave: CAE; salto em profundidade; deslocamento em queda livre; altura do banco; método de impulso.



ABSTRACT

The drop jump is a technique that uses the Stretch-Shortening Cycle (SSC) for lower limbs, in which the subject drops from a height, landing without touching the heels and then performing a jump with maximum effort. Increases in box height equal or greater than 20 cm are commonly used and can be a problem for a precise control of mechanical and temporal loads in drop jump training. Another problem in evaluating performance with drop jump is considering the box height as the free falling displacement of the Center of Gravity (CG), which can lead to error in estimating the speed of the CG before the first contact, and then miscalculations of vertical displacements by the impulse method. Therefore, the objectives of this study were to compare through the impulse method the free falling displacement of the CG obtained from four box heights (20, 30, 40 and 50 cm) to check if the increments of 10 cm in the box height are appropriate for the evaluation and training with drop jump, and to compare the real free falling displacement of the CG with their respective box height. Participated in this study 22 male subjects aged between 18 and 25 years (1.72 m SD 0.11 m; 73.9 kg, SD 9.1 kg; 21.3 years SD 2.2 years). Subjects attended two assessment sessions 48 hours apart. The first was considered a familiarization session and the data from the second session were used for analysis. Data analysis showed that: the free falling displacements of the CG were significantly different ($F = 413.3378$, $p < 0.0001$), the free falling displacements of the CG were significantly different from their respective box heights ($p < 0.001$ for all times). It can be concluded that increases of 10 cm in box height are adequate and are indicated when the objective is to control more precisely the load in the assessment and training with drop jump. The free falling displacements of the CG are different from the respective box heights, excluding the possibility of using the height of the box as a criterion to estimate the speed before the first contact.

Keywords: SSC; drop jump; free falling displacement of the CG; impulse method.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Curva força-tempo do salto em profundidade obtida pelo método do impulso.....	20
FIGURA 2: Número de sessões semanais em cada esporte para a amostra.....	21
FIGURA 3: Plataforma de força; banco de lançamento regulado para altura de 50 cm; tampo de madeira; cotas das distâncias relativas.....	22
FIGURA 4: Sequência inicial de Boxes de montagem do <i>work sheet</i> do programa <i>Dasy Lab 10.0</i>	27
FIGURA 5: Sequência final de Boxes de montagem do <i>work sheet</i> do programa <i>Dasy Lab 10.0</i>	28
FIGURA 6: Deslocamento em queda livre do centro de gravidade com desvio padrão e altura do salto para as quatro alturas de banco.....	32

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Tempo de contato para diferentes tipos de locomoção bipedal.....	17
TABELA 2: Tempo de contato em diferentes tarefas.....	17
TABELA 3: Erro típico e erro típico percentual (%) para as variáveis DQLCG, altura de salto e tempo de contato para as quatro alturas de banco na primeira (1ª) e segunda (2ª) sessão de avaliação.....	26
TABELA 4: Média e desvio padrão das variáveis DQLCG, altura de salto e tempo de contato da segunda sessão de avaliação para as quatro alturas de banco.....	33

LISTA DE ABREVIATURAS

CAE – Ciclo de Alongamento e Encurtamento

CG – Centro de Gravidade

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 MÉTODO.....	21
2.1 Participantes.....	21
2.2 Instrumentos.....	22
2.3 Procedimentos.....	23
2.4 Aquisição/processamento dos dados.....	27
2.5 Análises estatísticas.....	30
3 RESULTADOS.....	32
4 DISCUSSÃO.....	34
5 CONCLUSÃO.....	39
REFERÊNCIAS.....	40
APÊNDICE	47

1 INTRODUÇÃO

Atletas praticantes de esportes de característica explosiva como corridas e saltos deveriam incluir em seus treinamentos exercícios pliométricos para membros inferiores (MOYNIHAN, 1983; MILLER & POWER, 1981; REIS *et al.*, 2004; THOMAS *et al.*, 2009), como técnica de aquecimento (HILFIKER *et al.*, 2007) e em programas de prevenção e de reabilitação (PRENTICE, 2002; ROSSI, 2007; MYER *et al.*, 2006). Como demonstrado por Markovic e Mikulic (2010) em uma revisão de literatura, o treinamento pliométrico para membros inferiores, sozinho ou em conjunto com outro tipo de treinamento, promove adaptações positivas nos sistemas neurais e musculoesqueléticos, aumentando o rendimento de atletas e indivíduos saudáveis em uma vasta gama de tarefas (*ex*: saltos, *sprints*, tarefas de agilidade e provas de resistência). Os mecanismos atribuídos a essas adaptações positivas são: a maior estimulação neural do músculo agonista do movimento; a mudança na coordenação intermuscular; a mudança nas características mecânicas do complexo músculo-tendão e da fibra muscular; a mudança no tamanho e/ou arquitetura muscular (MARKOVIC & MIKULIC, 2010).

Durante exercícios pliométricos, também definidos como exercícios de ciclo de alongamento encurtamento (CAE), ocorre o fenômeno da potencialização, que é a otimização da contração concêntrica quando precedida de uma contração excêntrica da mesma musculatura (CAVAGNA *et al.*, 1994; FINNI *et al.*, 2001). Esse fenômeno é suportado por estudos *in vivo* que observaram a otimização na mudança de comprimento da unidade músculo-tendínea durante a contração concêntrica quando precedida por uma contração excêntrica (FINNI *et al.*, 2001, 2003; ISHIKAWA *et al.*, 2003, 2005; ISHIKAWA & KOMI, 2004; KAWAKAMI *et al.*, 2002; KUROKAWA *et al.*, 2003). A potencialização é explicada por mecanismos reflexos e mecanismos elásticos (FINNI *et al.*, 2003), mais especificamente pelo reflexo miotático e pela reutilização da energia armazenada nos componentes elásticos do músculo (KOMI & GOLLHOFER, 1997; KOMI & BOSCO, 1978; BÖHM, *et al.*, 2006). O alongamento do músculo durante a fase excêntrica do esforço estimula o reflexo miotático (NICOL *et al.*, 1996), reflexo de defesa medular desencadeado pelo fuso muscular (organela sensorial) (GORDON & CHEZ, 1991), que é subsistema do sistema fuso-muscular

gama de estabilização e propriocepção articular (AQUINO & FONSECA, 2004). O reflexo miotático aumenta a rigidez muscular levando a um melhor armazenamento e utilização da energia elástica pelas unidades músculo-tendíneas (ISHIKAWA & KOMI, 2004; WALSH *et al.*, 1998). O efeito do reflexo miotático é aumentado com o aumento da velocidade do alongamento (KALLIO *et al.*, 2004). O armazenamento e utilização da energia elástica são aumentados com altas velocidades de alongamento, alta força excêntrica e menor tempo de transição da fase excêntrica para a concêntrica (BOSCO *et al.*, 1981; EDMAN *et al.*, 1978). Por fim, a fase de alongamento das estruturas musculares no CAE estimula contrações supra-máximas (KOMI, 1992; CAVAGNA *et al.*, 1968; CAVAGNA *et al.*, 1975; EDMAN *et al.*, 1982; WILK *et al.*, 1993), o que promove adaptações neurais positivas como efeito de treinamento (SALE, 2003). Portanto, explorar esses mecanismos envolvidos no CAE é fundamental para a melhora da eficiência mecânica do movimento, e aumento do desempenho esportivo em modalidades de força e potência com CAE (KOMI, 1992).

Uma técnica muito utilizada no treinamento pliométrico para membros inferiores é o salto em profundidade (MARKOVIC, 2007), na qual o sujeito se lança de uma altura, aterrissa sem tocar os calcanhares e em seguida realiza um salto com esforço máximo (MARKOVIC, 2007). O treinamento com salto em profundidade é capaz de aumentar o rendimento em tarefas que envolvem saltos (MARKOVIC, 2007). O resultado de rendimento na avaliação com salto em profundidade tem associação positiva com tarefas que envolvem velocidade de mudança de direção e com tarefas específicas, consideradas medidas de reação (SHEPPARD & YOUNG, 2006) e também com *sprints* de 30m e 100m (HENNESSY & KILTY, 2001). No salto em profundidade, têm-se maiores valores de torque e potência gerados pelas articulações dos joelhos e tornozelos e aumento da ativação do músculo gastrocnêmico, se comparado com o salto com contra movimento (BOBBERT *et al.*, 1986). O salto em profundidade também apresenta maior eficiência mecânica (expressa pelas curvas força-tempo, deslocamento-tempo e valor corrigido do consumo de oxigênio pela produção de lactato) se comparado com o salto agachado e o salto com contra movimento (MCCAULLEY *et al.* 2007).

A melhora no desempenho atingida após treinamento com salto em profundidade é atribuída à sobrecarga imposta aos flexores plantares e extensores de joelho

determinada pela altura de queda pré-salto (BOBBERT, 1987b; MILLER & POWER, 1981; MOYBIHAN, 1983; POLHEMUS, 1981; WILT, 1978). A altura de queda é considerada a carga de alongamento do CAE no salto em profundidade, influenciando o desempenho de modo que a elevação alcançada pelo CG aumenta com o acréscimo da altura do banco de lançamento, no intervalo de 26 a 62 cm para os homens e 20 a 50 cm para as mulheres (KOMI & BOSCO, 1978). Também, há o aumento do pico de potência calculado para as articulações, principalmente para a articulação do tornozelo, mas também para a do joelho, com o aumento da altura do banco de lançamento de 15 cm para 30 cm (RUAN & LI, 2008). No entanto, há a diminuição do pico de potência gerado pelas articulações da altura do banco de 30 cm para 45 cm e de 45 cm para 60 cm (RUAN & LI, 2008), o que sugere que a altura do banco é um fator determinante dos marcadores de desempenho no salto em profundidade, por apresentar aumento das respostas de potência gerada pelas articulações envolvidas no movimento com o incremento da altura de banco até atingir uma altura ideal, ocorrendo a diminuição desses resultados de potência em alturas de banco além dessa altura ideal (RUAN & LI, 2008). A altura de banco que proporciona o indivíduo realizar o maior salto vertical possível é considerada a altura ótima para treinamento com a técnica de salto em profundidade (SALE, 1992). Mais ainda: para estudantes universitários fisicamente ativos do sexo masculino, a altura de banco de lançamento ideal para treinamento com salto em profundidade parece existir aproximadamente entre 30 e 60 cm, como verificado em alguns estudos (BOBBERT *et al.*, 1987b; KOMI & BOSCO *et al.*, 1978; RUAN & LI, 2008).

Segundo Schmidbleicher (1992), o desempenho em movimentos de curta duração (< 250ms), a taxa máxima e a taxa inicial de produção de força (N/s) são os fatores principais para o rendimento, e são atribuídos à habilidade do sistema neuromuscular de desenvolver ações em altas velocidades. Para o desempenho em movimentos com longa duração (> 250ms) o fator principal para o rendimento é a força máxima (SCHMIDTBLEICHER, 1992). Portanto, tendo em vista as exigências mecânicas e temporais relacionadas ao desempenho em uma determinada modalidade esportiva que utilize o CAE para membros inferiores, os resultados da avaliação das curvas força-tempo (F-t) por meio de saltos padronizados servem como critério diagnóstico que, por sua vez, servem para a prescrição de métodos de treinamento para o aumento da força máxima ou da força explosiva dos músculos dos membros

inferiores em função das necessidades individuais do atleta (SCHMIDTBLEICHER, 1992, SALE, 2003).

Dependendo da técnica utilizada no salto em profundidade, principalmente no que tange ao tempo de contato (fase excêntrica e concêntrica do esforço para salto), é determinada uma relação de distribuição da potência entre as articulações envolvidas no salto, com tendências ao aumento da exigência mecânica no sentido distal na medida em que há a diminuição do tempo de contato (ex: potência relativa maior para o tornozelo e menor para o joelho) (BOBBERT *et al.*, 1987; WALSH *et al.*, 2004). Bobbert *et al.* (1987) investigando as implicações na utilização de diferentes técnicas no salto em profundidade, propuseram uma divisão em 2 técnicas baseado no tempo de contato. Essas técnicas foram descritas como *Bounce Drop Jump* (260ms) e *Countermovement Drop Jump* (400ms). Nesse mesmo estudo, utilizando 10 indivíduos, foi demonstrado que salto em profundidade com menores tempos de contato implicam maiores valores de potência gerados pelas articulações dos joelhos e tornozelos e menores valores de potência gerada pela articulação do quadril se comparados com salto em profundidade com maiores tempos de contato (BOBBERT *et al.*, 1987). Walsh *et al.* (2004) dividiram saltos de 15 indivíduos em 5 grupos, por critério de tempo de contato. A diferença entre os grupos de saltos foi de 10 a 20ms e foram utilizados bancos de lançamento de 20, 40 e 60 cm. O tempo de contato dos saltos variou entre 222 e 139ms. Os resultados desse estudo demonstraram maiores valores de potência (e de pico de potência) nos saltos com tempo de contato intermediário, com a tendência da transferência da potência, gerada no salto, das articulações dos joelhos para as articulações dos tornozelos, na medida em que se diminui o tempo de contato (WALSH *et al.*, 2004). Portanto, o controle do tempo de contato é importante para avaliação e treinamento com a técnica de salto em profundidade (WALSH *et al.*, 2004; BOBBERT *et al.*, 1987), ainda mais se forem levadas em conta as especificidades de cada modalidade, uma vez que apresentam diferentes tempos de contato (MANN *et al.*, 1986), como podemos ver a seguir (TABELA 1 e 2).

TABELA 1: Tempo de contato para diferentes tipos de locomoção bipedal.

Modalidade	Tempo de Contato (segundos)
Caminhada	0,62
Marcha Atlética	0,26
Corrida	0,22
Corrida em Tiro	0,14

Fonte: Mann *et al.*, 1986 em Am. J. Sports Med. v.14, p.501-510, 1986.

TABELA 2: Tempo de contato em diferentes tarefas.

Modalidade	Tempo de Contato (segundos)
Salto com contra movimento	0,50
SP com altura de banco de 24 cm	0,20 - 0,40
Salto em distância	0,14 – 0,20
100m rasos	0,10

Fonte: Scientific Report on the II World Championships in Athletics – Rome 1987 (IAF); Fonte citada em: <http://speedendurance.com/2011/01/06/plyometrics-ground-contact-time-and-sprinting-part-1/>

Quando cargas de alongamento são excessivamente grandes, os músculos gastrocnêmios podem responder com um período de inibição (redução da ativação eletromiográfica) (SCHMIDTBLEICHER, 1992; LEUKEL *et al.*, 2008), o que ocasiona o toque do calcanhar na superfície, indicando situação de sobrecarga. Essa inibição muscular leva à regulação da rigidez no contato inicial com o solo, e é tida como um mecanismo protetor para o sistema tendo-muscular (SCHMIDTBLEICHER, 1992; SALE, 2003) e parece depender do estado de treinamento do indivíduo (SCHMIDTBLEICHER, 1992; VIITASALO *et al.*, 1998). Como sugerido por Bobbert (1990), para melhor eficiência e segurança no treinamento com salto em profundidade, essa técnica de salto deve ser inserida gradualmente após treinamento com saltos comuns e após treinamento de força em exercícios contra resistência (BOBBERT, 1990). Esse mesmo autor, juntamente com seus colaboradores, indicaram a limitação do treinamento com salto em profundidade utilizando curtos tempos de contato à altura de banco de lançamento de 40 cm (BOBBERT *et al.*, 1987b) uma vez que observaram a diminuição da potência gerada nos saltos e a presença do toque do calcanhar na altura do banco de lançamento de

60 cm. Além disso, altura excessiva do banco de lançamento, juntamente com técnica de amortecimentos inadequada, predispõe lesões por *overuse* (MILGRON *et al.*, 2000).

Incremento na altura de banco de lançamento de 20 cm ou mais podem ser observados em vários estudos (BOBBERT *et al.*, 1987b; MCCAULLEY, *et al.* 2007; KOMI & BOSCO, 1978; WALSH *et al.*, 2004; LEUKEL *et al.*, 2008; BOSCO & KOMI, 1979; HÄKKINEN *et al.*, 1986; VIITASALO *et al.*, 1998; MOURA, 1993 LAFFAYE & CHOUKOU, 2010). Sale (1991) notificou como sendo comuns acréscimos de 20 em 20 cm na altura do banco de lançamento na avaliação com salto em profundidade (SALE, 1991). No entanto, assumindo a importância do controle da carga de treinamento (SZMUCHROWSKI, 2005) e do tempo de contato, como frisado por Walsh *et al.* (2004), acréscimos na altura de banco de lançamento maiores ou iguais a 20 cm podem ser um problema para o preciso controle das cargas mecânicas e até mesmo das cargas temporais na avaliação e treinamento com salto em profundidade. Incrementos menores que 20 cm na altura de banco de lançamento, assegurariam um melhor controle da progressão da carga mecânica aplicada às articulações dos membros inferiores no salto em profundidade, o que traria melhores condições de ajuste na carga do treinamento com a manutenção dos tempos de contato adequados à exigência da modalidade esportiva do atleta.

Outro problema na avaliação do CAE com salto em profundidade é utilizar o método da “energia potencial” (LEES & FAHMI, 1994) na avaliação dos deslocamentos verticais pelo método do impulso (dinamometria), ou seja, considerar a altura do banco de lançamento como o valor de deslocamento em queda livre do Centro de Gravidade (CG), o que pode resultar em erros de 4,2% (DP 9,6%) no cálculo da altura do salto (BACA, 1999). Dependendo da técnica de saída do banco de lançamento, podemos ter diferentes deslocamentos em queda livre do CG (WALSH *et al.*, 2004; BOBBERT, 1987b). Portanto, considerar a altura do banco de lançamento para estimar o valor da velocidade final de queda livre do CG (valor essencial para determinar a velocidade de saída através da integração da curva F-t do salto em profundidade, velocidade esta necessária para o cálculo da altura do salto através de equações de deslocamento de projéteis), gera resultados não válidos no cálculo da altura do salto (BACA, 1999). Ainda, Bobbert *et al.* (1987b)

demonstraram que, para alturas de banco de 20, 40 e 60 cm, os deslocamentos em queda livre do CG foram 20, 31 e 49 cm, respectivamente.

Deslocamentos do CG podem ser determinados com precisão por meio do método do impulso (MOIR, 2008). Na análise da curva F-t do salto em profundidade obtida por meio de uma plataforma de força, como demonstrado por Baca (1990), tem-se a divisão do salto da seguinte forma (FIGURA 1): em t1 há o primeiro contato com a plataforma; em t2 ocorre a perda de contato com o solo; em t3 acontece o toque em flexão plantar na aterrissagem pós-salto; entre t2-t3 se encontra a fase de vôo, período sem medições de força; entre t3-t4 está a fase de aterrissagem pós-salto, na qual se observa um grande pico de força; posteriormente há a estabilização da força no valor do peso corporal do indivíduo (BACA, 1999). O método de avaliação do salto em profundidade utilizando uma plataforma de força, tomando-se os devidos cuidados com a determinação de t1 e t3 assim como com as exigências da aparelhagem (frequência de aquisição de 1.000Hz; adequada linearidade do sistema de medição de força; correta calibração), mostrou-se o mais válido quando comparado ao método de avaliação do salto em profundidade utilizando duas plataformas de força, esse último considerado como padrão ouro para análise dos deslocamentos verticais no alto em profundidade (BACA, 1999). O método de determinação dos deslocamentos verticais do CG por plataforma de força é considerado como método de referência (BACA, 1999; KIBELE, 1998; HATZE, 1998). Além disso, os erros operacionais relacionados à determinação dos deslocamentos pelo método do impulso (recalibração entre tentativas; pesagem do indivíduo imediatamente antes dos procedimentos com a plataforma; estabilização da força na linha do peso corporal após o salto), já foram bem discutidos por alguns autores (HATZE, 1998; KIBELE, 1998; STREET *et al.*, 2001). Mais ainda, o deslocamento em queda livre do CG pode ser calculado de forma simples por meio da integração da curva no gráfico F-t de um salto em profundidade (BACA, 1999), como poderá ser observado nos métodos deste estudo.

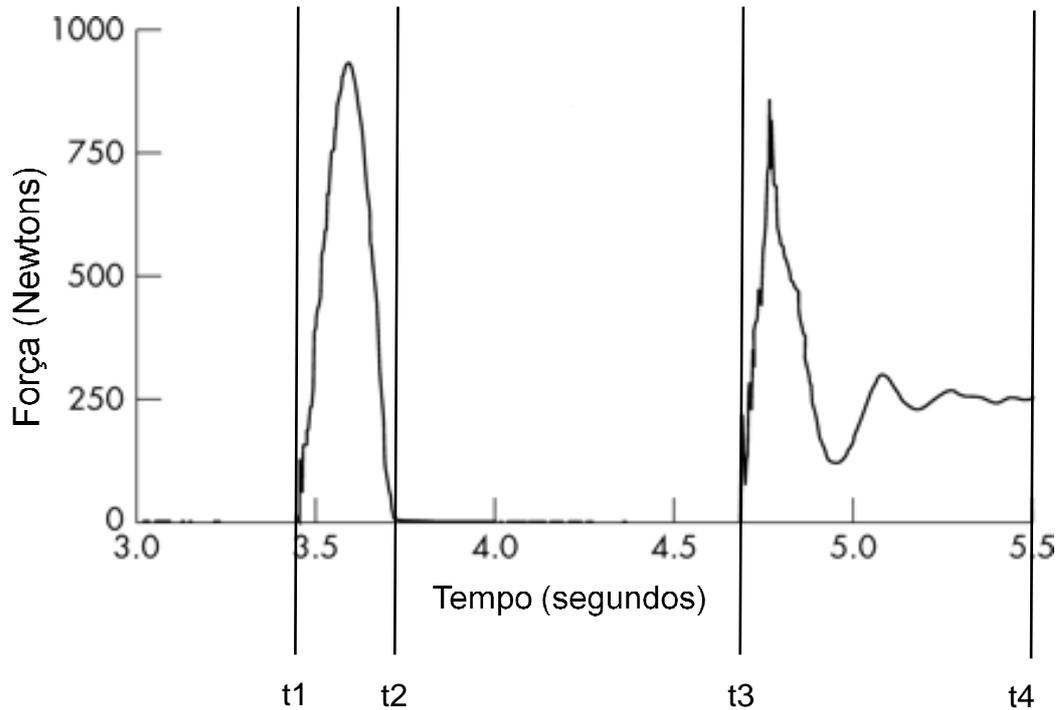


FIGURA 1: Curva F-t do salto em profundidade obtida pelo método do impulso: t1: contato inicial; t2: perda do contato e início da fase de vôo; t3: aterrissagem após o salto; t4: estabilização da curva na linha do peso. Figura adaptada a partir da fonte digital: <http://en.scientificcommons.org>, acessada em dezembro de 2009.

Portanto, os objetivos deste estudo foram comparar os deslocamentos em queda livre do CG das quatro alturas de banco de lançamento testadas (20, 30, 40 e 50 cm) para verificar se incrementos de 10 cm na altura do banco de lançamento são adequados para a avaliação e treinamento com salto em profundidade, e, verificar se o real deslocamento em queda livre do CG (determinação através do método do impulso) é diferente da respectiva altura de banco de lançamento.

2 MÉTODOS

2.1 Participantes

Geraram dados para esta pesquisa, sem terem sido excluídos, 22 indivíduos do sexo masculino, estudantes do curso de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), com idades entre 18 e 25 anos (altura corporal média = 1,72 m, desvio padrão = 0,11 m; peso corporal médio = 73,9 Kg, desvio padrão = 9,1 Kg; idade média = 21,3 anos, desvio padrão = 2,2 anos). Para compor a amostra, o indivíduo recrutado deveria estar em boa forma física, e não relatar histórico de lesão em membros inferiores e afirmar estar a pelo menos três meses consecutivos praticando atividades físicas que utilizem o CAE para membros inferiores no mínimo três vezes por semana. Essas atividades foram Handebol, Tênis, Basquete, Capoeira, Ginástica Aeróbica Esportiva, *Taekwondo*, Vôlei, Corrida, Futebol e Musculação (caso relatasse manter treinamento para tríceps sural). Na FIGURA 2 está expresso o número de sessões semanais de atividade física com CAE nas diferentes modalidades praticadas pela amostra (FIGURA 2).

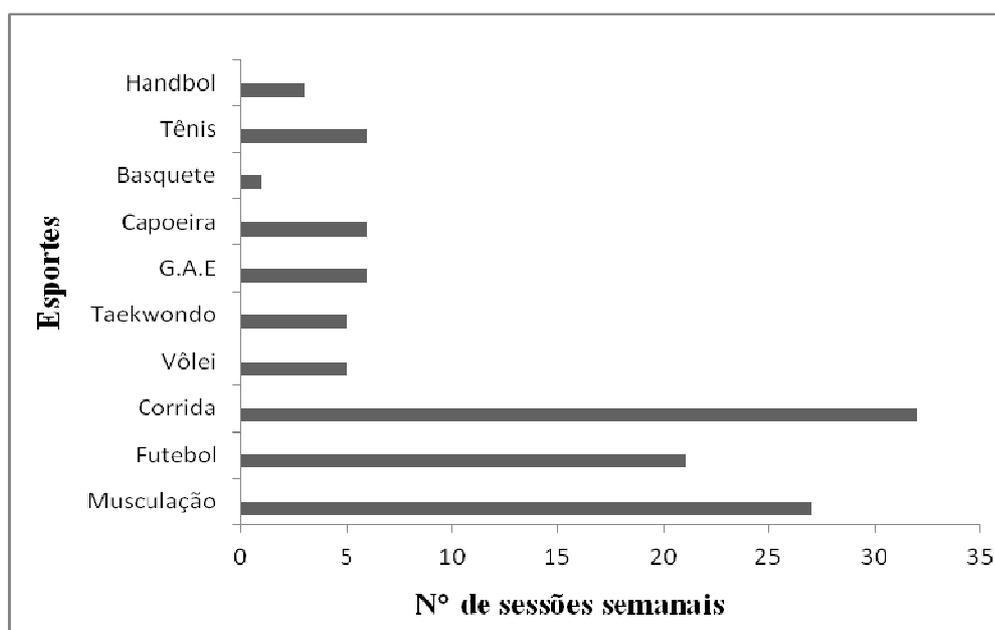


FIGURA 2: Número de sessões semanais em cada esporte para a amostra. Os esportes praticados foram handebol, tênis, basquete, capoeira, ginástica aeróbica esportiva (GAE), *taekwondo*, vôlei, corrida, futebol e musculação.

2.2 Instrumentos

Para o registro da força de reação vertical durante a coleta, foi utilizada uma plataforma de força modelo AMTI OR 5-6 (*Advanced Mechanical Technology, Inc, USA*) (FIGURA 3), com frequência de aquisição de 1KHz. As curvas F-t foram coletadas com o *Software SIMI Motion 7.5 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Germany)* e analisadas com o *Software DasyLab 10.0 (DASYTEC Daten System Technik GmbH, Germany)*. O conversor analógico digital utilizado durante a coleta de dados foi o *Data Translation DT BNC Box 9800 Series de 12bit (Data Translation Inc, USA)*.

Foi utilizado banco de lançamento regulado a alturas de 20, 30, 40 e 50 cm (FIGURA 3). Foi desenvolvido para esta pesquisa um tampo de madeira, cobrindo o buraco de instalação da plataforma. Esse tampo serviu como instrumento de identificação de aterrissagem inadequada quando ocorre choque do pé do indivíduo com a madeira, criando barulho característico (FIGURA 3).

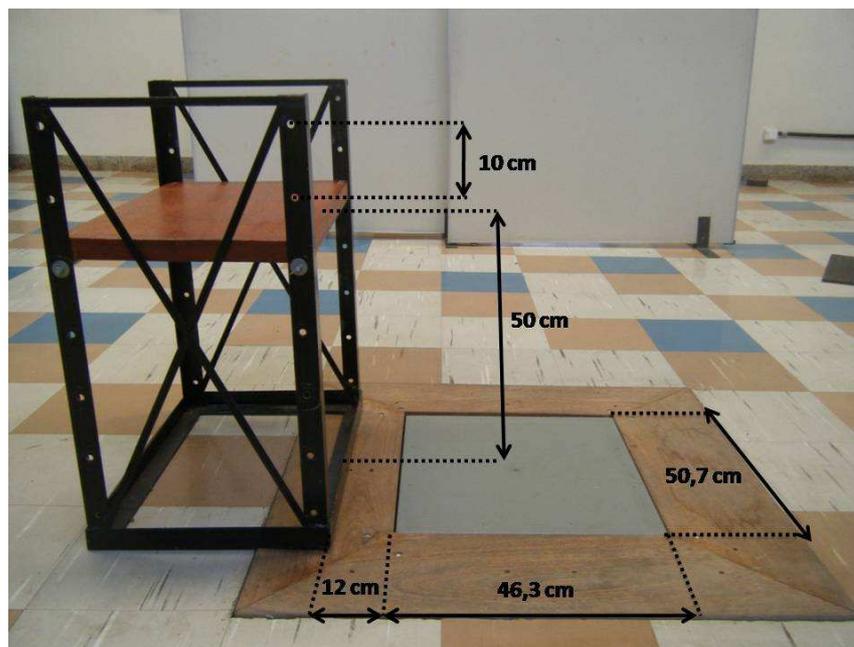


FIGURA 3: Plataforma de força; banco de lançamento (no momento regulado para altura de 50 cm); tampo de madeira; cotas das distâncias relativas.

2.3 Procedimentos

Os experimentos foram realizados no laboratório de Biomecânica do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) localizado na Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE). Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer nº. ETIC 34/08).

Os indivíduos, por serem estudantes ou profissionais da educação física, já tinham conhecimento teórico sobre a técnica do salto em profundidade. Eles participaram de duas sessões de avaliação idênticas, em dois dias, com intervalo de 48h. A primeira sessão foi utilizada como sessão de familiarização, procedimento necessário para melhorar a estabilidade das variáveis sob efeito de aprendizagem, em indivíduos não iniciados (WEIR, 2005; SALE, 1991). Nas duas sessões foram gravadas as curvas F-t dos saltos. A ordem das alturas de banco de lançamento foi aleatória (SALE, 1991).

Os indivíduos foram requisitados a não realizarem atividade física intensa um dia antes e no dia das avaliações. Alguns indivíduos não puderam abster de seus treinamentos. Nesse caso, as avaliações foram feitas no mesmo período do dia, antes ou após a sessão de treinamento. Foi pedido aos voluntários que viessem para as avaliações com o mesmo tênis que utilizavam em seus treinamentos. Foi registrado o peso e a massa corporal de cada indivíduo na plataforma de força. Movimentos preparatórios foram selecionados pelos próprios indivíduos.

Foram descartados saltos com aterrissagem desequilibrada, não completamente sobre a plataforma de força (identificada pelo toque no tampo de madeira) e/ou com tempo de contato superior a 250ms como sugerido por Schmidtbleicher (1992) para avaliação de movimentos com característica explosiva (SCHMIDTBLEICHER, 1992).

Por critério de exclusão e cuidado ético, na familiarização, três indivíduos recrutados foram excluídos da amostra por apresentar choque de calcanhar por duas vezes consecutivas no salto em profundidade de 50 cm, de forma a evitar expor esses indivíduos a sobrecargas excessivas. Dois indivíduos foram excluídos por não conseguirem realizar o salto da altura de banco de 50 cm com tempo de contato inferior a 250ms. Um indivíduo foi excluído por ter necessitado de seis tentativas em cada uma das duas primeiras alturas de banco sorteadas na primeira sessão de avaliação (20 e 40 cm).

Antes do início da sessão de avaliação, os indivíduos foram instruídos sobre a técnica de salto em profundidade. Eles alcançaram a meta de dois saltos válidos de cada um dos bancos de lançamento. Foi registrado o número de tentativas para atingir a meta de dois saltos válidos, para cada indivíduo em cada altura de banco de lançamento. Os seguintes comandos foram dados e repetidos sistematicamente antes de cada salto com o indivíduo em cima do banco de lançamento: “Com as mãos na cintura, entre em queda da mesma altura na qual se encontra, realize o menor tempo de contato possível e o maior esforço para o salto”. O indivíduo era informado imediatamente quando: não alcançava tempo de contato igual ou inferior a 250ms; quando ocorria o toque de calcanhar (identificado visualmente e confirmado pela aparência da curva F-t); e/ou quando era observado e ouvido barulho do tampo de madeira periférico à plataforma de força, devido ao contato do pé. Ocorrendo alguma falha, o indivíduo era orientado quanto a falha cometida, com as orientações de: tentar minimizar o tempo de contato até adequação para valores menores que 250ms, saltando apenas com o contato da ponta dos pés “enrijecendo” previamente a articulação do tornozelo; concentrar em saltar sobre a plataforma. O intervalo entre cada salto foi de 2 minutos e 30 segundos, no mínimo, não ultrapassando intervalos maiores que 3 minutos e 30 segundos.

Para cada indivíduo foi calculada a média do deslocamento em queda livre do CG, da altura do salto e do tempo de contato dos dois saltos válidos de cada altura de banco de lançamento como sugerido por Sale (1991) para avaliação do CAE por meio de saltos (SALE, 1991).

O deslocamento em queda livre do CG (DQLCG) e a altura de salto foram determinados pelas seguintes equações aplicadas às curvas F-t obtidas pela dinamometria:

$$V_{\text{aterrissagem}} = - \int_{t_1}^{t_4} (F_z(t) - m g) dt / m$$

$$V_{\text{saída}} = \int_{t_1}^{t_2} (F_z(t) - m g) dt / m + V_{\text{aterrissagem}}$$

$$h_{\text{salto}} = (V_{\text{saída}})^2 / (2 g)$$

$$\text{DQLCG} = (V_{\text{aterrissagem}})^2 / (2 g)$$

Onde:

$V_{\text{aterrissagem}}$	- velocidade vertical de aterrissagem do CG
$V_{\text{saída}}$	- velocidade vertical de saída do CG no salto
h_{salto}	- altura do salto pliométrico
DQLCG	- deslocamento em queda livre do CG
F_z	- força vertical
m	- massa corporal do indivíduo
g	- gravidade ($9,7838 \text{ ms}^{-2}$)
t	- tempo
t_1	- instante do primeiro contato após queda livre
t_2	- instante da perda do contato após a fase concêntrica
t_4	- instante da estabilização da força na linha de peso após a aterrissagem pós-salto.

Como controle interno da pesquisa, estão apresentados a seguir (TABELA 3) dados referentes às análises de confiabilidade intra sessão, da primeira e da segunda sessão de avaliação, dos dados amostrais, expressos em erro típico (ET) ($ET = DP / \sqrt{2}$) e erro típico percentual (ET%) ($ET\% = ET \times 100 / \text{média}$) (HOPKINS, 2000). Nesse caso, o DP é calculado como a diferença entre os valores das duas tentativas (ex: $DP = 20 - 23 = 3$) (HOPKINS, 2000).

TABELA 3: Erro típico e erro típico percentual (%) para as variáveis deslocamento em queda livre do CG (DQLCG), altura de salto e tempo de contato para as quatro alturas de banco de lançamento no 1º e 2º dia de avaliação.

Altura do banco	dia	20 cm	30 cm	40 cm	50 cm
DQLCG (cm)	1º	1,4 (10,6%)	1,7 (7,8%)	1,7 (5,8%)	2,6 (6,8%)
	2º	1,4 (10,3%)	1,5 (7,0%)	1,2 (4,2%)	1,8 (4,7%)
Altura do Salto (cm)	1º	2,8 (15,3%)	2,7 (13,3%)	2,3 (11,9%)	2,3 (11,6%)
	2º	1,5 (8,0%)	1,5 (7,6%)	3,2 (16,1%)	2,4 (12,6%)
Tempo de Contato (ms)	1º	14,9 (7,5%)	17,5 (8,6%)	15,5 (7,8%)	14,2 (7,1%)
	2º	10,7 (5,3%)	12,0 (6,0%)	14,4 (7,1%)	13,9 (6,7%)

Houve diminuição do ET e do ET% da 1ª para a 2ª sessão de avaliação em todas as variáveis, exceto para altura de salto nas alturas de banco de 40 e 50 cm. Dessa forma, a maior estabilidade dos dados ocorrendo na 2ª sessão de avaliação, demonstra o benefício da sessão de familiarização no aumento da estabilidade dos dados na segunda sessão, ou seja, uma melhora na confiabilidade intra-sessão. Portanto, os dados da 2ª sessão foram utilizados para análises. Além disso, houve significativamente menos tentativas no 2º dia de avaliação nas alturas de banco de 20, 30 e 50 cm ($p < 0,03$, $p < 0,04$, $p < 0,004$ respectivamente).

2.4 Aquisição/processamento dos dados

Na figura 4 e 5 está a configuração do *Work Sheet* do programa *DasyLab 10.0*, desenvolvido para a leitura dos dados deste projeto (FIGURA 4 e 5). As conexões em verde indicam a trajetória do sinal, da esquerda para a direita.

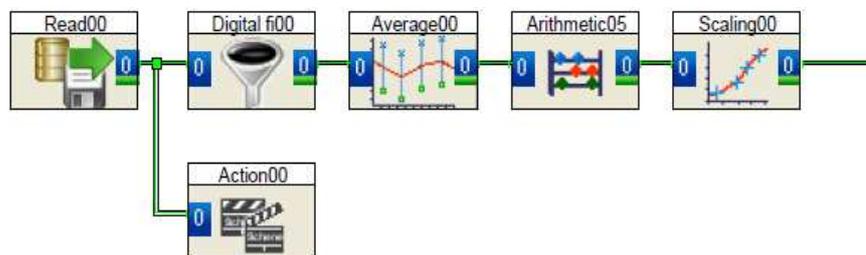


FIGURA 4: Seqüência inicial de *Boxes* de montagem do *work sheet* do programa *Dasy Lab 10.0*.

Onde:

Read00 - *box* de leitura.

Digital fi00 - filtro *low pass* com faixa de aquisição de 50 Hz.

Action00 - iniciador de *layout*.

Average00 - transformação dos dados em média de duas medições.

Arithmetic05 - subtração do erro fixo, que é a variação média da força (N) medida pela plataforma quando não há nenhuma força agindo sobre ela (o erro fixo foi definido como variável global 6 e deve ser digitada antes do início da medição).

Scaling00 – conversão do sinal (Volts para Newton).

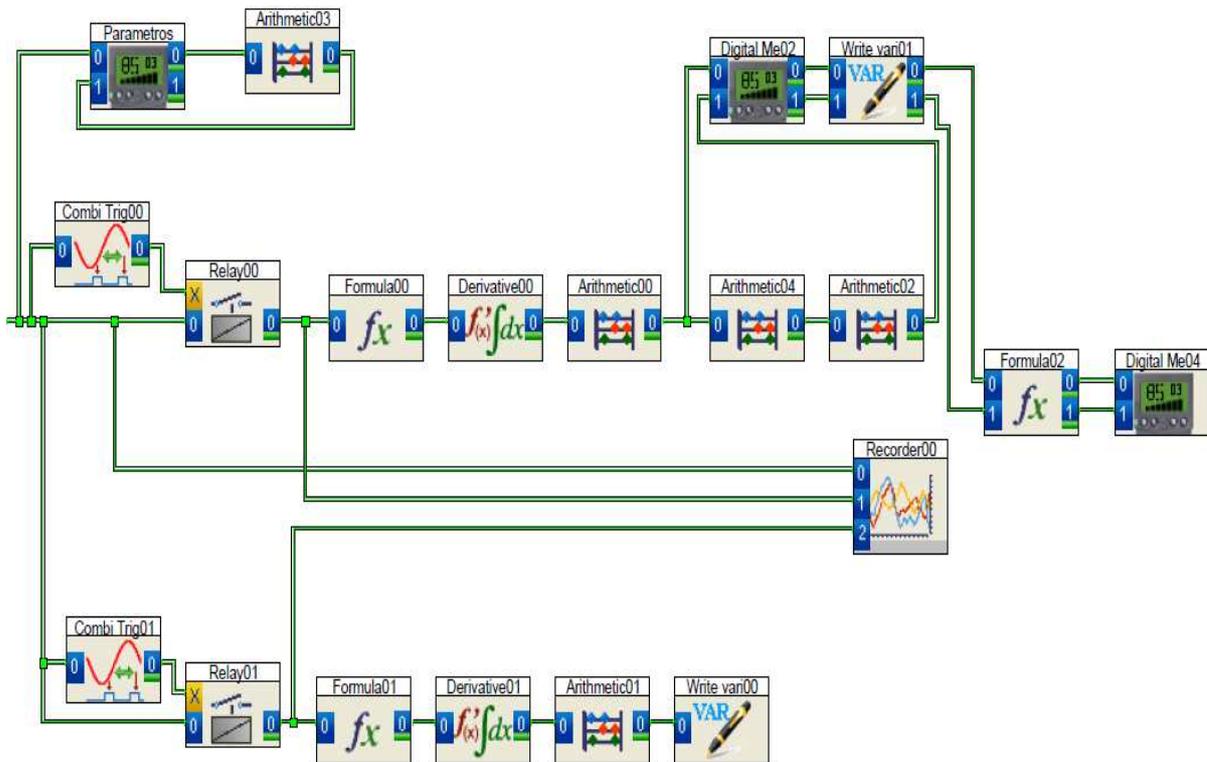


FIGURA 5: Seqüência final de Boxes de montagem do work sheet do programa Dasy Lab 10.0.

Onde:

Parameters – no canal 0 é registrada a variável massa corporal, medida antes do início da avaliação (a massa corporal foi definida como variável global 1 e deve ser digitada antes do início da medição); no canal 1 é registrada o peso corporal, também medido antes do início da avaliação (o peso corporal foi definido como variável global 2 e deve ser digitada antes do início da medição) .

Arithmetic03 - multiplica massa corporal pela gravidade para obter a força peso.

Combi Trig01 – define início do registro da curva F-t de t1 a t2, através de um relé, iniciando o registro quando são atingidos valores acima de

10N pela primeira vez e finalizando quando são atingidos valores menores que 10N pela primeira vez.

Relay01	– relé.
Formula01	– subtração do peso corporal da curva de t1 a t2 (normalização da curva).
Derivative01	– integração da curva de t1 a t2.
Arithmetic01	– divisão pela massa corporal.
Write vari00	– registro da variável global 3 (integral t1 a t2, que será utilizada nos cálculos posteriores realizados pelo programa <i>DasyLab</i>).
Combi trig00	– define início do registro da curva F-t através de um relé, quando são atingidos valores maiores que 10N. O final do registro se dá quando a força iguala a força peso corporal do indivíduo, informada ao programa antes do salto.
Relay00	– relé.
Formula00	– subtração do peso corporal do dado de força de t1 a t4 (normalização da curva).
Derivative00	– integração da curva de t1 a t4.
Arithmetic00	- divisão pela massa corporal.
Arithmetic04	– inverte sinal da integral de t1 a t4.
Arithmetic02	– soma da variável global 3 (integral de t1 a t2).

- Digital Me02 – *layout* para registro da velocidade de aterrissagem e velocidade de saída.
- Write var01 – registra as velocidades como variáveis globais 4 e 5.
- Formula02 – aplica equações de deslocamento de projéteis para determinação do deslocamento em queda livre do CG e altura de salto.
- Digital Me04 - *layout* de apresentação dos valores de deslocamento em queda livre do CG e altura de salto.
- Recorder00 – criação da curva F-t para leitura visual, importante para confirmar a presença de choque de calcanhar (SALE, 1991)

As médias e desvios padrões dos dados da amostra para deslocamentos em queda livre do CG, altura de salto e tempo de contato foram utilizadas para as análises. O nível de significância foi estabelecido em $p \leq 0,05$.

2.5 Análises Estatísticas

Teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar a normalidade dos dados.

ANOVA para identificar diferenças entre os deslocamentos em queda livre do CG das quatro alturas de bancos de lançamento (4 tratamentos). *Post-hoc* de *Bonferroni* com valor de '*p*' ajustado para o número de tratamentos ($p = 0,0125$).

Teste *t* para amostras independentes para identificar diferenças entre o deslocamento em queda livre do CG e a respectiva altura do banco. Teste de

Wilcoxon para identificar diferenças no número de tentativas entre sessões de avaliação.



3 RESULTADOS

Na figura a seguir estão apresentados os resultados de comparação entre os deslocamentos em queda livre do CG (DQLCG) (colunas) obtidos das quatro alturas de banco e os resultados de comparação entre os deslocamentos em queda livre do CG e as respectivas alturas de banco, além do resultado médio de desempenho expresso pela altura de salto (linha) (FIGURA 6):

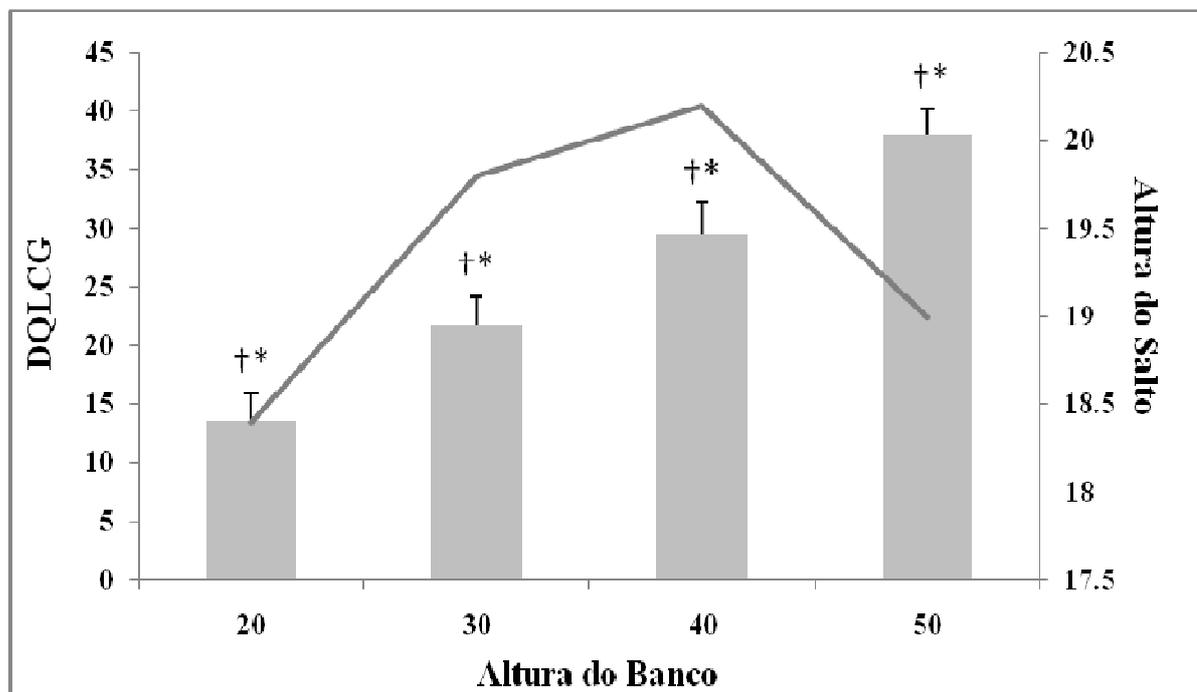


FIGURA 6: Deslocamentos em queda livre do CG (DQLCG) com desvio padrão (colunas) e altura do salto (linha) para as quatro alturas de banco de lançamento (20, 30, 40 e 50 cm). *significativamente diferente dos deslocamentos em queda livre do centro de gravidade alcançados nas outras alturas de bancos de lançamento ($p < 0, 0001$). † significativamente diferente da altura de banco respectiva ($p < 0, 001$).

Como se pode observar na FIGURA 6, os deslocamentos em queda livre do CG são significativamente diferentes entre si ($F = 413, 3378$; $p < 0, 0001$). Também se observa que os deslocamentos em queda livre do CG são significativamente diferentes das suas respectivas alturas de banco ($p < 0, 001$ para todas as alturas). A linha na FIGURA 6, referente aos valores de altura de salto em cada altura de banco de lançamento, apresenta uma concentração dos resultados de melhor

rendimento dos indivíduos da amostra nas alturas de banco de 30 e 40 cm, sendo 77% da amostra com maior altura de salto nessas duas alturas de banco de lançamento (20 cm: 14%; 30 cm: 32%; 40 cm: 45%; 50 cm: 14%).

A seguir estão apresentadas as médias e desvios padrão da amostra para as variáveis: deslocamento em queda livre do CG, altura de salto e tempo de contato da 2ª sessão (TABELA 4):

TABELA 4: Média e desvio padrão das variáveis, deslocamento em queda livre do CG (DQLCG), altura de salto e tempo de contato da segunda sessão de avaliação para as quatro alturas de banco.

Alturas do Banco	20 cm	30 cm	40 cm	50 cm
DQLCG (cm)	13,6 (DP 2,3)	21,9 (DP 2,3)	29,5 (DP 2,8)	37,9 (DP 2,2)
Altura do salto (cm)	18,4 (DP 4,7)	19,8 (DP 4,6)	20,2 (DP 5)	18,9 (DP 5,2)
Tempo de contato (ms)	202 (DP 27)	199 (DP 25)	200 (DP 20)	208 (DP 26)

4 DISCUSSÃO

O deslocamento em queda livre do CG é a carga de alongamento do CAE no salto em profundidade (KOMI & BOSCO, 1978; BOBBERT, 1987b; MILLER & POWER, 1981; MOYBIHAN, 1983; POLHEMUS, 1981; WILT, 1978). Por objetivo principal deste estudo, através dos métodos utilizados, foi evidenciado diferença entre os deslocamentos em queda livre do CG obtidos das diferentes alturas de banco de lançamento utilizadas (FIGURA 6). Esse resultado indica que acréscimos de 10 cm na altura do banco de lançamento a partir do banco de 20 cm são adequados e representam boa opção para o controle da carga no salto em profundidade com curtos tempos de contato (< 250ms). Treinamento com saltos em profundidade utilizando cargas abaixo da ideal não proporcionaria estímulo adequado para melhora do rendimento (WEINECK,1999). Da mesma forma uma sobrecarga excessiva, o que também predispõe ao aparecimento de lesões por *overuse* (MILGRON *et al.*, 2000). Como aplicação prática desse achado pode-se dizer que pequenos acréscimos garantem a determinação de uma carga mais adequada no treinamento com salto em profundidade, possibilitando aplicar de forma mais precisa a chamada altura ótima para treinamento com salto em profundidade (SALE, 1991) se comparado com os acréscimos de 20 cm comumente encontrados na literatura SALE, 1991, BOBBERT *et al.*, 1987b; WALSH *et al.*, 2004; BOSCO & KOMI, 1979; HÄKKINEN *et al.*,19860).

Tem sido discutido que a altura do banco é fator determinante do desempenho no salto em profundidade, havendo uma altura ótima para a geração de potência no salto em profundidade (RUAN & LI, 2008). Mas também, dependendo do tempo de contato, é determinada uma relação de distribuição da potência entre as articulações envolvidas no salto, com tendência ao aumento da exigência mecânica das articulações no sentido distal na medida em que há a diminuição do tempo de contato (BOBBERT *et al.*, 1987; WALSH *et al.*, 2004). Portanto, acréscimos de menor magnitude garantiriam não só uma progressão mais controlada da carga mecânica aplicada às articulações inferiores do corpo no salto em profundidade, mas

também das cargas temporais, ou seja, ajuste preciso da carga do treinamento com a manutenção dos tempos de contato adequados à exigência de uma determinada modalidade esportiva. Vale lembrar que foi estipulado apenas o tempo de contato máximo no presente estudo (250ms) e que exigência de diferentes tempos de contato traria diferentes resultados. Por isso mais estudos com a manipulação conjunta da altura de banco e do tempo de contato são necessários para melhor entendimento da interdependência dessas variáveis referentes à avaliação e treinamento no salto em profundidade.

Foi demonstrado neste estudo que os deslocamentos em queda livre do CG são diferentes das suas respectivas alturas dos bancos (FIGURA 6). Esse resultado corrobora o resultado de estudo anterior que mostrou um deslocamento em queda livre do CG menor que a altura do banco em questão, com tendência de maior diferença em maiores alturas de banco (BOBBERT *et al.*, 1987b) (TABELA 4), evidenciando um possível mecanismo de defesa contra os impactos crescentes. Dessa forma, podemos reafirmar que a utilização da altura do banco como valor de deslocamento em queda livre do CG para cálculo da altura do salto no salto em profundidade por meio do método do impulso gera valores irrealistas e não confiáveis (BACA, 1999). Para isso, Baca (1999) em seu artigo metodológico, propõe equações para determinação dos deslocamentos no salto em profundidade utilizando o método de uma plataforma de força, método que se mostrou válido através da comparação com o método de duas plataformas, considerado como padrão ouro, no qual é registrado também o impulso realizado pelo indivíduo quando em cima do banco de lançamento (BACA, 1999). Isso, juntamente com os cuidados técnico-operacionais relacionados à determinação de deslocamento pelo método do impulso, torna a observação adequada (HATZE, 1998; KIBELE, 1998; STREET *et al.*, 2001).

No salto em profundidade, quando o indivíduo se lança de uma altura de banco, ele ganha velocidade até o contato com o solo. Essa velocidade deve ser reduzida a zero através de uma contração excêntrica para então se iniciar a fase concêntrica, e quanto maior a velocidade a ser freada, maior a carga de alongamento (RUAN & LI, 2008; BOBBERT *et al.*, 1987b). O deslocamento em queda livre do CG é considerado como carga de alongamento no salto em profundidade (RUAN & LI,

2008; KOMI & BOSCO, 1978). O aumento da altura do banco de lançamento aumenta a velocidade de estiramento dos músculos flexores plantares (RUAN & LI, 2008). A diminuição da resposta mecânica na fase de impulso de saída a partir do aumento da altura de banco além da ideal pode ser explicada pelo aumento da dorso-flexão na fase excêntrica do movimento (RUAN & LI, 2008). A relação entre menor resposta mecânica na fase de impulso de saída com a maior amplitude de movimento em dorso-flexão do tornozelo e, portanto, maior estiramento da unidade músculo-tendínea na fase excêntrica do movimento, pode ser explicado através conceito de “rigidez de pequena amplitude” (*short range stiffness*) (RACK & WESTBURY, 1974). Isso significa que o músculo age como uma mola quando o alongamento é de pequena amplitude. Com a altura do banco além da ideal, o alongamento dos flexores plantares pode ser excessivo, então, a potência diminui pela possível redução do efeito da rigidez de pequena amplitude (BOSCO & KOMI, 1979). A maioria da amostra deste estudo, composta por jovens universitários, do sexo masculino, desempenharam maiores alturas de salto nas alturas de bancos de lançamento de 30 e 40 cm (77% da amostra), bem como indicativos de sobrecarga excessiva (choque calcanhar) na altura de banco de 50 cm (três indivíduos excluídos e sete choques no segundo dia de avaliação). Isto vai ao encontro da sugestão de Bobbert *et al.* (1987b) de limitar avaliações do salto em profundidade com pequeno tempo de contato a alturas de banco de até 40 cm (BOBBERT *et al.*, 1987b). Este mesmo autor diz ser o treinamento com a técnica de salto em profundidade de alta exigência do sistema músculo-esquelético e de considerável risco de lesão quando associado aos treinamentos em uma modalidade esportiva. Desta forma, indicando inserção gradual e em fases avançadas, após período de treino de força com exercícios resistidos (BOBBERT, 1990). O treinamento de força excêntrica aumenta a capacidade de suportar tensão pelo tendão e aumenta a força muscular de estabilização articular (MIDDLETON & MONTERO, 2004). O tendão é uma estrutura posta em prova em alturas muito elevadas de bancos de lançamento (SCHMIDTBLEICHER, 1992; SALE, 1991). O treinamento de força promove adaptações musculares facilitadoras à produção de força rápida durante saltos com CAE (EARP *et al.*, 2011; KYROLAINEN & KOMI, 1995). Portanto, a utilização do treino de força previamente ao treinamento pliométrico com salto em profundidade justifica-se preventivamente (BOBBERT, 1990), mas também como sendo parte de estágios preparatórios de um programa de treinamento aplicado a atletas de

rendimento em esportes que utilizam saltos (EARP et al., 2011; KYROLAINEN & KOMI, 1995). Mais ainda: atletas de voleibol experientes de ambos os sexos demonstraram diminuição do rendimento na altura de salto vertical com o aumento da altura de banco de lançamento de 30 cm para 60 cm (LAFFAYE & CHOUKOU, 2010). Isso demonstra que até mesmo no treinamento com atletas de alto rendimento, em modalidade de grande exigência em saltos, alturas excessivas de bancos de lançamento não são justificadas.

No presente estudo, a primeira sessão serviu como sessão de familiarização, procedimento necessário para melhorar os níveis de estabilização, em indivíduos não iniciados numa tarefa (WEIR, 2005; SALE, 1991), ou seja, em tarefas de saltos (SALE, 1991). Resultados melhores de confiabilidade intra-sessão, expressos pelo erro típico ($ET = DP / \sqrt{2}$) e erro típico percentual ($ET\% = ET \cdot 100 / \text{média}$) (HOPKINS, 2000) podem ser observado nas variáveis do segundo dia de avaliação em relação ao primeiro dia (nomeado familiarização), com exceção da altura de salto dos bancos de 40 e 50 cm (TABELA 3), possivelmente por serem resultados de tarefas de maior exigência motora em comparação às outras alturas de banco e por isso necessitarem de maior período de prática para se observar estabilização (SCHMIDT & LEE, 2005). A melhora do ET e do ET% juntamente com a diminuição do número de tentativas, do primeiro para o segundo dia, demonstra o efeito de aprendizagem positivo (SCHMIDT & LEE, 2005), ou seja, melhor estabilização da técnica de salto, decorrente do procedimento de familiarização, aplicado nos específicos indivíduos componentes da amostra do presente estudo. Portanto, procedimentos para familiarização e estabilização da técnica são positivos e devem ser realizados uma vez que aumentam o poder de observação das pesquisas minimizando o viés referente ao efeito de aprendizado.

Os dados utilizados neste estudo foram obtidos através da média dos valores dos dois saltos realizados em cada altura de banco de lançamento. No entanto, segundo Hopkins (2000), melhor opção para análises de variáveis sob efeito de aprendizagem é fazer quantas tentativas forem necessárias até que se alcance adequados valores de confiabilidade entre tentativas numa mesma sessão para a variável de interesse. Assim, pode-se considerar nulo o efeito de aprendizagem no resultado obtido para a

mesma variável¹. Ainda como limitação deste estudo tem-se a amostra, composta por jovens saudáveis praticantes de atividade física amadora e, portanto deve haver cautela ao se extrapolar os resultados obtidos para outras populações. Também a utilização de um conversor analógico digital de 12 bits uma vez que para ser considerado negligenciáveis os erros de resolução de conversão do sinal é necessário utilizar um conversor analógico digital de 16 bits (BACA, 1999). As outras especificações operacionais e de aparelhagem mencionadas na literatura consultada foram seguidas com rigor.

¹ Para maiores consultas e download do spreadsheet para determinação de confiabilidade vide HopkinsWG. Reliability: calculations and more. Available in: <http://sportsci.org/resource/stats/relycalc.html> [Accessed 2010 Apr 18]

5 CONCLUSÃO

Os resultados apontam serem adequados acréscimos de 10 cm na altura do banco de lançamento, sendo indicados quando objetiva-se um maior controle da carga na avaliação e no treinamento com salto em profundidade. Os deslocamentos em queda livre do CG são diferentes das respectivas alturas de banco de lançamento, excluindo a possibilidade de usar a altura do banco como critério para estimar a velocidade antes do primeiro contato, para então calcular os deslocamentos do CG pelo método do impulso no salto em profundidade.

REFERÊNCIAS

AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T.; BRICIO, R. S.; VAZ, D. V. Neuromuscular mechanisms of joint stability control. **Rev. Bras. Ciên. Mov.** v.12, n.2, p.35-42, 2004.

BACA, A. A comparison of methods for analyzing drop jump performance. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.31, n.3, p.427-442, 1999.

BOBBERT, M. F. Drop jumping as a training method for jumping ability. **Sports Med.** v.9, p.7-22, 1990.

BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A.; SCHENAU, G. J. V. I. Drop jumping I. The influence of drop jumping technic on the biomechanics of jumping. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.19, p.332-338, 1987.

BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A.; SCHENAU, G. J. V. I. Drop jumping II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.19, p.339-346, 1987b.

BOBBERT, M. F.; MACKAY, M.; SCHINKELSHOEK, D.; HUIJING, P. A.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. A biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. **Eur. J. Appl. Physiol.** v.54, p.566-573, 1986.

BOSCO, C.; KOMI, P.V. Potentiation of mechanical behavior of human skeletal muscle through prestretching. **Acta Physiol. Scan.**, v.106, p.467-472, 1979.

BOSCO, C.; KOMI, P.V.; ITO, A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. **Acta Physiol. Scan.**, v.111, p.135-140, 1981.

BÖHM, H.; COLE, G.K.; BRUGGEMANN, G.P.; RUDER, H. Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping. **J. Appl. Biomech.** v.22, n.1, p.3-13, 2006.

CAVAGNA, G. A.; DUSMAN, B.; MARGARIA, R. Positive work done by a previously stretched muscle. **J. Appl. Physiol.** v.24, p.21-32, 1968.

CAVAGNA, G. A.; CITTERO, G.; JACINI, P. The additional mechanical energy delivered by the contractile component of the previously stretched muscle. **J. Physiol.** v.251, p.65-66, 1975.

CAVAGNA, G. A.; HEGLUND N.C.; HARRY, J.D.; MANTOVANI, M. Storage and release of mechanical energy by contracting frog muscle fibers. **J. Physiol.** v.481, p.689-708, 1994.

EDMAN, K. A. P.; ELZINGA, G.; NOBLE, M. I. M. Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. **J. Gen. Physiol.** v.80, p.769-784, 1982.

EARP, J.E.; KRAEMER, W.J.; CORMIE, P.; VOLEK.,J.S.; MARESH, C.M.; JOSEPH, M.; NEWTON, R.U. Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. **J. Strength Cond. Res.** v.25, p.340-347, 2011.

FINNI, T.; IKEGAWA, S.; LEPOLA, V.; KOMI, P.V. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercise. **Acta Physiol. Scand.** v.177, p.483-491, 2003.

FINNI, T.; IKEGAWA, S.; KOMI, P.V. Concentric force enhancement during human movement. **Acta Physiol. Scand.** v.173, p.369-377, 2001.

GORDON, J; GHEZ, C. Muscle receptors and spinal reflexes: the stretch reflex. In: Kandel E; Schwartz J; Jessell T; eds. **Princ. Neural Sci.** 3rd ed. New York, NY: Elsevier Science Publishing Co; 1991. p.564-580.

HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.; KAUKANEN, H. Electromyography and force production of leg extensor muscle of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercise. **Int. J. Sports Med.** v.7, p.144-151, 1986.

HATZE, H. Validity and Reliability of Methods for testing Vertical Jumping Performance. **J. Appl. Biomech.** v.14, p.127-140, 1998.

HENNESSY, L.; KILTY, J. Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. **J. Strength Cond. Res.** v.15, p.326-31, 2001.

HILFIKER, R.; HUBNER, K.; LORENZ, T.; MARTI, B. Effects of drop jumps added to the warm-up of elite sport athletes with a high capacity for explosive force development. **J. Strength Cond. Res.** v.21, n.2, p.550-555, 2007.

HOPKINS, W.G. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. **Sports Med.** v.30, p. 1-15, 2000.

ISHIKAWA, M.; FINNI, T.; KOMI, P.V. Behavior of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercise in vivo. **Acta Physiol. Scand**, v.178, p.205-213, 2003.

ISHIKAWA, M.; KOMI, P.V. Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. **J. Appl. Physiol.**, v.96, p.848-853, 2004.

ISHIKAWA, M.; NIEMALA, E.; KOMI, P.V. Interaction between fascicle and tendinous tissue in short-contact stretch-shorten cycle exercise with varying eccentric intensities. **J. Appl. Physiol.**, v.99, p.217-223, 2005.

JENSEN, C. R.; SCHULTZ, G. W. **Appl. kinesiology: the scientific study of human performance**, McGraw Hill Book Co., New York, p. 81-92, 1977.

KALLIO, J.; LINNAMO, V.; KOMI, P.V. The effects of muscle history on short latency stretch reflex response of soleus muscle. **J Electromyogr Kinesiol.** v.14, p.411-421, 2004.

KAWAKAMI, Y.; MURAOKA, T. S.; ITO, KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. **J. Physiol.** v.540, n.2, p.635-646, 2002.

KIBELE, A. Possibilities and limitations in the biomechanical analysis of countermovement jumps: A methodological study. **J. Appl. Biomech.** v.14, p.105-117, 1998.

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle. In: KOMI, P. V. (Ed.) **Strength and Power in Sport**, Oxford: Blackwell Science, 1992. p.169–179

KOMI, P.; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by men and women. **Med. Sci. Exerc.** v.10, p.261-265, 1978.

KOMI, P.V.; GOLLHOFER, A. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC-exercise. **J. Appl. Biomech.**, v.13, p.451-460, 1997.

KUROKAWA, S.; FUKUNAGA, T.; NAGANO, A.; FUKASHIRO, S. Interaction between fascicle and tendinous structure during counter movement jumping investigated in vivo. **J. Appl. Physiol**, v.95, p.2306-2314, 2003.

KYROLAINEN, H.; KOMI, P.V. The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: Comparison between power- and endurance-trained athletes. **J Electromyogr Kinesiol**, v.5, p.15-25, 1995.

LAFFAYE, G; CHOUKOU, M.A. Gender bias in the effect of dropping height on jumping performance in volleyball players. **Strength Cond. Res.** v.24, p.2143-2148, 2010.

LEES, A.; FAHMI, E. Optimal drop height for plyometric training. **Ergonomics.** v.37, p.141-148, 1994.

LEUKEL, C.; TAUBE, W.; GRUBER, M.; HODAPP, M.; GOLLHOFER, A. Influence of falling height on the excitability of the soleus H-reflex during drop-jumps. **Acta Physiol.** v.192, n. 4, p.569-576, 2008.

MANN, R.G.; MORAN, G.T.; DOUGHERTY, S.E. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. **Am. J. Sports Med.** v.14, p.501-10, 1986.

MILGRON, C; FINESTONE, A., LEVIL,Y.; EKENMAN,I.; MENDELSON, S.; MILLGRAM, M.; NYSKA, M.; BENJYA, N.; BURR, D. Do high impact exercises produce higher tibial strains than running **Br. J. Sports Med.** v.43, p.195-199, 2000.

MARKOVIC, G. Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review. **Br. J. Sports Med.** v.41, p.349–355, 2007.

MARKOVIC, G.; MIKULIC, P. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. **Sports Med.** v.40, p.859-95, 2010.

MCCAULLEY, G. O.; CORMIE, P.; CAVILL, M. J.; NUZZO, J. L.; URBIZTONDO, Z. G.; McBRIDE, J. M. Mechanical efficiency during repetitive vertical jumping. **Eur. J. Appl. Physiol.** v.101, n.1, p.115-123, 2007.

MYER, G. D.; FORD, K. R.; MCLEAN, S. G.; HEWETT, T. E. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. **Am. J. Sports Med.** v.34, n.3, p.445-455, 2006.

MIDDLETON, P.; MONTERO, C. Eccentric muscular contraction: implications in treatment of athletes. **Ann. Readapt. Med. Phys.** v.47, p.282-289, 2004.

MILLER, B. P.; POWER, S. L. D. Developing power in athletics through the process of depth jumping. **Track and Field Quart. Rev.** v.81, p.52-54, 1981.

MOIR, G. Three different methods of calculating vertical jump height from force platform data in men and women. **Measur. Physical Educ. Exerc. Sci.** v.12, p.207-218, 2008.

MOURA, N.A. Altura ótima de plataforma para o salto em profundidade, e influência da técnica de movimento sobre variáveis cinéticas e cinemáticas. **V Congresso Bras. Biomec.** SBB/LAPEM. Santa Maria, 02 de dezembro de 1993.

MOURA, N. A.; MOURA, T. F. P. Training principles for jumpers: implications for special strength development. **New Studies in Athletics.** v.16, n.4, p.51-61, 2001.

MOYNIHAN, P. S. Plyometrics: training and exercise. **Track and Field Quart. Rev.** v.83, p.52-54, 1983.

NICOL, C.; KOMI, P.V.; HORITA, T.; KYROLAINEN, H.; TAKALA, T.E. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, v.72, p.401-409, 1996.

PRENTICE, W. E.; VOIGHT, M. L. **Técnicas em reabilitação musculoesquelética.** Porto Alegre, Artmed, 2003.

POLHEMUS, R. Plyometric training for the improvement of athletic ability. **Scholastic Coach.** V.51, p.68-69, 1981.

RACK, P.M.H.; WESTBURY, D.R. The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. **J. Physiol.**, v.240, p.331-350, 1974.

REIS V. M.; CARNEIRO, A. L.; NOVAES, J. Efeito do treino com multissaltos curtos na aptidão de aceleração, velocidade máxima e velocidade resistente. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**, Campinas, v.26, n.1, p.111-119, 2004.

ROSSI, L. P. & BRANDALIZE, M. The application of plyometrics exercises in athletes rehabilitation. **Rev. Salus-Guarapuava-PR**; v.1, n.1, 2007.

RUAN, M.; LI, L. Influence of a horizontal approach on the mechanical output during drop jumps. **Res. Q. Exerc. Sport**. v.79, n.1, p.1-9, 2008.

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

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

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. **Motor control and learning**. Champaign, 4 ed. Human Kinetics. 2005

SCHMIDTBLEICHER, D. Training for power events. In: Komi. P. V. (ed): **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992. p.381-395.

SHEPPARD, J. M.; YOUNG, W. B. Agility literature review: Classifications, training and testing. **J. Sports Sci.** v.24, n.9, p.919-932, 2006.

STREET, G.; MCMILLAN, S.; BOARD, W.; RASMUSSEN, M.; HENEGHAN, J. M. Sources of error in determining countermovement jump height with the impulse method. **J. Appl. Biomech.**, v.17, p.43-54, 2001.

STEBEN, R. S.; STEBEN, A. H. The validity of the stretch-shortening cycle in selected jumping events. **J. Sports Med. Phys. Fitness**. v.21, p.28-37, 1981.

THOMAS, K.; FRENCH, D.; HAYES, P. R. The effect of two plyometric training techniques on muscular power and agility in youth soccer players. **J. Strength Cond. Res**. v.23, n.1, p.332-335, 2009.

VIITASALO, J. T.; SALO, A.; LAHTINEN, J. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol**. v.78, n.5, p.432-440, 1998.

WEINECK, J. *Treinamento ideal*. 9ed. São Paulo, Manole, 1999.

WALSH, M.; ARAMPATZIS, A.; SCHADE, F.; BRUGGEMANN, G. P. The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. **J. Strength Cond. Res.** v.18, p.561–566, 2004.

WALSHE, A. D.; WILSON, G. J.; ETTEMA, G. J. Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: Contributions to enhanced muscular performance. **J. Appl. Physiol.** v.84, p.97-106, 1998.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **J. Strength Cond. Res.** v.19, p.231-240, 2005

WILK, K. E.; VOIGHT, M. L.; KEIRNS, M. A.; GAMBETA, V.; DILLMAN, C. J. Stretch-shortening drills for the upper extremities: Theory and clinical application. **J. orthop.. sports phys. Ther.** v.17, n.5, p.225-239, 1993.

WILT, F. Plyometrics – What it is and how it works. **Modern Athlete and Coach.** v.16, p.9-12, 1978.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa: '*Drop Jump*: Comparação do Deslocamento em Queda Livre do Centro de Gravidade com a Altura do Banco de Lançamento'

Eu, _____, voluntariamente, concordo em participar desta pesquisa realizada pelo Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, visando verificar a diferença entre a altura do banco de lançamento e o deslocamento em queda livre o Centro de Gravidade, ou seja, a real altura da qual meu corpo caíra de cima do banco para treinamento na técnica de salto em profundidade.

Serão realizados testes nos quais farei saltos (*drop jump*) saindo de quatro diferentes alturas (20, 30, 40 e 50 cm), aterrissando e saltando novamente sobre uma plataforma de força. Estes movimentos serão filmados e as forças de reação na plataforma serão coletadas. Farei um dia de familiarização antes dos testes. Foram esclarecidas minhas dúvidas e fui informado de todos os procedimentos do estudo.

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

Sei que posso me recusar a participar deste estudo ou 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 ao estudo serão de responsabilidades do pesquisador - UFMG.

Compreendo também que os pesquisadores poderão 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 de 2010

Nome

Assinatura do Participante

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

Nome

Assinatura do Pesquisador

Pesquisador responsável: Hans-Joachim Karl Menzel. Telefone: (31) 3409 2327

COEP: Av. Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II – 2º andar
Campus Pampulha, Belo Horizonte – MG
CEP 31.279-901
Tel.: (31) 3409 4592
