

JÚLIA SANNA BORGES DE LIMA

**EFEITO DA POSIÇÃO INICIAL DO SALTO AGACHADO NO DESEMPENHO EM
JOGADORES DE VOLEIBOL**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2015

JÚLIA SANNA BORGES DE LIMA

**EFEITO DA POSIÇÃO INICIAL DO SALTO AGACHADO NO DESEMPENHO EM
JOGADORES DE VOLEIBOL**

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 à obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de Concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Coorientador: Prof. Dr. Hans-Joachim Karl Menzel

Belo Horizonte

2015

L732e Lima, Júlia Sanna Borges de
2015 Efeito da posição inicial do salto agachado no desempenho em jogadores de voleibol. [manuscrito] Júlia Sanna Borges de Lima – 2015.
57 f., enc.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade
Coorientador: Hans-Joachim Karl Menzel

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. xx-51

1. Voleibol - Teses. 2. Salto – Teses. 3. Membros inferiores - Teses. 4. Biomecânica - Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Menzel, Hans-Joaquim Karl. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Dissertação intitulada “**Efeito da posição inicial do salto agachado no desempenho e na assimetria de força de reação do solo em jogadores de voleibol**”, de autoria da mestrandia **Júlia Sanna Borges de Lima**, defendida em 22 de Maio de 2015, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Orientador)
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes
Universidade Federal do Pampa

Prof. Dr. Thales Rezende de Souza
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 22 de Maio de 2015

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus maravilhosos pais, pelo amor infinito, pelos valores ensinados e pelo apoio e incentivo incondicionais.

À minha querida irmã, que me lembra todos os dias que JAMAIS estarei sozinha: Ela estará sempre ao meu lado, assim como eu, estarei sempre ao lado dela.

Ao Luiz Felipe, meu “píncipe”, pelo amor e companheirismo, por entender as horas dedicadas aos estudos e por querer construir seu caminho junto ao meu.

Obrigada! *Eu não sou (nem seria) NADA sem vocês!!!*

AGRADECIMENTOS

Como é maravilhoso concluir mais esta etapa da minha formação! É uma sensação inexplicável, de dever cumprido. Ao longo destes dois anos foram tantas experiências, tantas descobertas, tantas emoções... Fica a certeza de que este é apenas o começo!

Gostaria de agradecer imensamente ao André, meu orientador, por toda ajuda na realização deste estudo. Não tenho palavras para expressar a gratidão que sinto. Obrigada por ter assumido comigo as responsabilidades desta pesquisa. Tenho muita sorte de ter sido sua orientanda e ter aprendido tanto do “ser professor” com você. Na sala de aula, muito do que serei, será resultado do que aprendi com você.

À Silvinha que, com seu jeitinho de menina, inspira seus alunos a serem sempre melhores! Espero, um dia, ser exemplo para meus alunos, assim como você é para mim. Minha irmã mais velha, te levarei em minha vida, aonde quer que eu vá!

Ao professor Dr. Mauro, por ter contribuído tanto com este estudo! Sua participação foi fundamental e seus questionamentos me permitiram “ir além”. Muito obrigada! Ao professor Dr. Hans Menzel, pela oportunidade de realizar um sonho! Seu incentivo me trouxe até aqui!

Aos colegas do BIOLAB, por toda amizade, por ouvirem meus medos e me mostrarem que eles não são tão diferentes dos seus. Obrigada por fazerem desta experiência acadêmica um momento muito feliz!

À Luciana Pesce, por toda ajuda, bondade e amizade! Nunca poderei agradecer o suficiente. Você é uma alma diferenciada, não tenho dúvidas! Ao amigo Aler, por ter me ajudado tanto na elaboração do projeto e na superação de obstáculos!

Aos colegas dos demais laboratórios: GEDAM, LAC, LAFISE, LAMUSC, CECA, LAPES... Obrigada a todos pelas conversas nos corredores do CENESP, por deixarem as aulas mais leves e por toda troca de conhecimento!

Aos meus amigos de vida, por existirem!

Aos meus queridos alunos, pela torcida, compreensão e confiança! O AMOR que tenho pela minha profissão me faz querer ser sempre melhor para vocês!!!

Ainda que eu falasse as línguas dos homens e dos anjos, e não tivesse amor, seria como o metal que soa ou como o sino que tine.

E ainda que tivesse o dom de profecia, e conhecesse todos os mistérios e toda a ciência, e ainda que tivesse toda a fé, de maneira tal que transportasse os montes, e não tivesse amor, nada seria.

(Coríntios 13)

RESUMO

Saltos verticais são amplamente utilizados na análise biomecânica dos movimentos esportivos como uma ferramenta de avaliação da força muscular de membros inferiores. Na literatura, diferentes ângulos de flexão de joelhos foram utilizados pelos sujeitos no início do salto agachado (SA) e é possível que posicionamentos distintos resultem em desempenhos específicos. Alguns estudos buscaram esclarecer o efeito de diferentes angulações iniciais de flexão de joelhos no comportamento de variáveis dinâmicas e sua relação com a altura do salto, no entanto, os resultados são controversos. O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito de três posições iniciais sobre o desempenho no SA e sobre assimetria de força de reação do solo de membros inferiores (MMII). A amostra foi composta por 15 atletas de voleibol (15anos) que foram familiarizados ao SA. Os atletas realizaram três SA máximos nas posições SA_{90°} (90° de flexão dos joelhos), SA_{120°} (120° de flexão dos joelhos) e SA_{Auto} (posição definida pelo voluntário – autosselecionada 99,06°). Em relação ao desempenho, foram analisadas as variáveis: altura do salto, força máxima, impulso e velocidade de saída. Para a identificação da assimetria de força de MMII, foi calculado o Índice de Simetria para as variáveis força máxima e Impulso. Os resultados mostraram que a variável altura do salto apresentou valor semelhante para as posições SA_{90°} e SA_{Auto} (0,30 m) e este foi significativamente superior em relação ao obtido para a posição SA_{120°}. Ainda, à medida que o ângulo de flexão de joelhos diminuiu, o impulso aumentou (SA_{90°} = SA_{Auto} > SA_{120°}), enquanto a força máxima reduziu significativamente (SA_{90°} < SA_{Auto} < SA_{120°}). Em relação à identificação de assimetrias de força, foi verificado que a posição SA_{Auto} apresenta menor diferença entre os MMII direito e esquerdo para as variáveis força máxima e Impulso do que as posições SA_{120°} e SA_{90°}. Conclui-se que, o controle da posição inicial do SA é fundamental, visto que posicionamentos iniciais distintos na execução do salto agachado foram capazes de alterar o desempenho e a presença de assimetrias de força em MMII.

Palavras-chave: Salto vertical. Desempenho. Assimetria.

ABSTRACT

Vertical jumps are widely used in biomechanical analysis of sports movements as an evaluation tool in the lower limbs strength. In literature, various knee bending angles have been used by the subjects at the beginning of squat jump and it is possible that different positions result in specific performances. Some studies have attempted to investigate the effect of different initial angles of knee flexion in the behavior of dynamic variables and its relationship with the jump height, however, the results are controversial. The aim of this study was to verify the effect of three different initial positions on the squat jump performance and on the bilateral strength asymmetry of the lower limbs, measured by a force platform. Fifteen male junior volleyball players (15 years old) were familiarized with the jump technique and performed three random squat jumps with maximum intensity at each squat position: SA_{90°} (90° of knee flexion), SA_{120°} (120° of knee flexion) and SA_{Auto} (self-selected position - 99,06°). The performance variables analyzed were: jump height, peak force, impulse and take-off velocity. To verify bilateral strength asymmetry of the lower limbs, the *Limb Symmetry Index* was calculated for peak force and impulse. For the jump height, there was no difference between SA_{90°} and SA_{Auto} positions (0,30 m) and the height reached for these positions was greater than the one reached for the SA_{120°} position (0,25). As the angle of knee flexion has been reduced, impulse increased (SA_{90°} = SA_{Auto} > SA_{120°}) and the peak force significantly reduced (SA_{90°} < SA_{Auto} < SA_{120°}). For the bilateral strength asymmetry of the lower limbs, the results for peak force and impulse were that SA_{Auto} position has the smallest difference between limbs. In conclusion, the study found that the starting position could affect the jump performance and the bilateral strength asymmetry.

Keywords: Vertical jump. Performance. Asymmetry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1	Fases do salto agachado	13
FIGURA 2	Plataforma de força dupla e posicionamento do voluntário.....	26
FIGURA 3	Delineamento experimental.....	27
FIGURA 4	Principais variáveis obtidas pela curvaxt	31
FIGURA 5	Variável altura do salto em relação às posições iniciais investigadas	35
FIGURA 6	Variável velocidade de saída em relação às posições iniciais investigadas.....	36
FIGURA 7	Variável força máxima em relação às posições iniciais investigadas	37
FIGURA 8	Variável impulso em relação às posições iniciais investigadas	38
FIGURA 9	Índice de simetria calculado para a variável força máxima em relação às diferentes posições iniciais investigadas	40
FIGURA 10	Índice de simetria calculado para a variável impulso em relação às diferentes posições iniciais investigadas	41

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Caracterização da amostra	23
TABELA 2	Confiabilidade, EPM e EPM% da variável força máxima para os MMII direito, esquerdo e resultante.....	32
TABELA 3	Confiabilidade, EPM e EPM% da variável impulso para os MMII direito, esquerdo e resultante.....	33
TABELA 4	Valores de média e desvio padrão para as variáveis altura do salto e velocidade de saída, nas posições iniciais investigadas	34
TABELA 5	Valores de média e desvio padrão para as variáveis força máxima e impulso nas posições iniciais investigadas	34
TABELA 6	Valores de média e desvio padrão para as variáveis força máxima e impulso, por membro inferior e por posição inicial investigada.....	39
TABELA 7	Índice de simetria das variáveis força máxima e impulso	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MMII	-	Membros Inferiores
SA	-	Salto Agachado
FRS	-	Força de Reação do Solo
SP	-	Salto em Profundidade
Fxt	-	Força x tempo
TF _{máx}	-	Tempo para atingir a força máxima
COEP	-	Comitê de Ética em Pesquisa
TCLE	-	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
CCI	-	Coeficiente de Correlação Intraclasse
EPM	-	Erro Padrão da Medida
EPM%	-	Erro Padrão da Medida Relativizado ao Erro Médio
MI	-	Membro Inferior
MID	-	Membro Inferior Direito
MIE	-	Membro Inferior Esquerdo
ANOVA	-	Análise de Variância
SA _{Auto}	-	Posição inicial do salto agachado autosselecionada
SA _{90°}	-	Salto agachado iniciado a partir de 90° de flexão dos joelhos
SA _{120°}	-	Salto agachado iniciado a partir de 120° de flexão dos joelhos
N.A	-	Não se aplica
P.I	-	Posição Inicial
<i>F_{máx}</i>	-	Força Máxima Resultante
<i>Imp</i>	-	Impulso Resultante
<i>v_{saída}</i>	-	Velocidade de Saída
<i>h</i>	-	Altura do salto
IS	-	Índice de Simetria
MDM	-	Mínima Diferença Significativa das Medidas

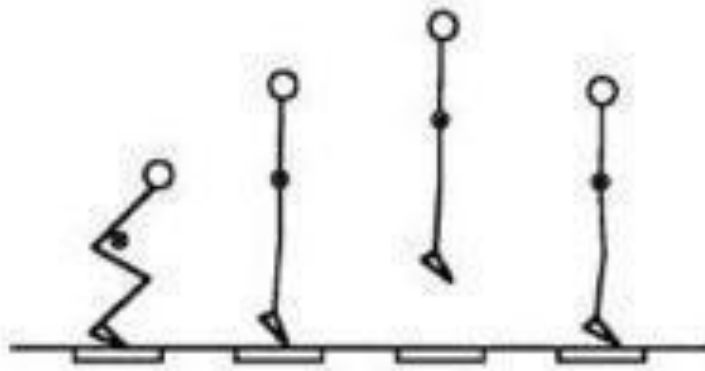
SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Objetivos	21
1.1.1	Objetivo geral	21
1.1.2	Objetivo específico	21
2	HIPÓTESES	22
3	MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1	Amostra	23
3.2	Critérios de inclusão / Critérios de exclusão	23
3.3	Cuidados éticos	24
3.4	Procedimentos e instrumentos	24
3.5	Sessão de familiarização	28
3.6	Sessão de coleta de dados	29
3.7	Variáveis analisadas	30
3.8	Análise estatística	33
4	RESULTADOS	34
4.1	Efeito de diferentes posições iniciais	35
4.2	Assimetria de força de membros inferiores em diferentes posições iniciais	38
5	DISCUSSÃO	42
5.1	Efeito de diferentes posições iniciais sobre o desempenho	42
5.2	Comparação das assimetrias de força de membros inferiores no SA em diferentes ângulos de flexão de joelhos	43
6	CONCLUSÃO	45
	REFERÊNCIAS	46
	APÊNDICE	51
	ANEXOS	55

1 INTRODUÇÃO

Saltos verticais são amplamente utilizados na análise biomecânica dos movimentos esportivos como uma ferramenta de avaliação da força muscular de membros inferiores (MMII) (RODANO; SQUADRONE, 2002). O salto vertical é similar a alguns movimentos esportivos específicos, como aqueles realizados por jogadores de voleibol em ações de bloqueio ou por goleiros de futebol ao defender bolas altas, por exemplo. Esta semelhança com gestos esportivos permite que os saltos verticais sejam utilizados como testes funcionais de avaliação da força muscular de MMII (CLANTON *et al.*, 2012). O desempenho no salto vertical (i.e. as variáveis determinantes do movimento) pode ser mensurado por meio de vários instrumentos, como por exemplo, a plataforma de força e tapete de contato. Nas avaliações realizadas nesses instrumentos, diferentes tipos de saltos verticais podem ser realizados, tais como o salto agachado e o salto com contramovimento (SATTLER *et al.*, 2012).

A realização do salto agachado (SA) na plataforma de força permite avaliar a força de reação do solo (FRS) produzida pelos MMII, sendo utilizado na preparação esportiva e na avaliação da condição física do atleta, oferecendo informações sobre ações musculares concêntricas dos MMII. Nesse salto, o indivíduo deve agachar e sustentar a posição por alguns segundos (HASSON *et al.*, 2004; MACKALA *et al.*, 2013; MAULDER; CRONIN, 2005), não sendo permitida a utilização dos membros superiores (BLACHE; MONTEIL, 2013; HARA *et al.*, 2006; RICHTER *et al.* 2012; LEES; VANRENTERGHEM; DE CLERCQ, 2004) e a realização de movimento contrário à direção principal do salto (BOBBERT *et al.*, 1996) (FIGURA 1).

FIGURA 1 – Fases do salto agachado

Fonte: Linthorne, 2001, p.1199.

Na literatura, diferentes ângulos de flexão de joelhos foram utilizados pelo indivíduo no início do SA, como por exemplo, 90° (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; SAMOZINO *et al.*, 2008), 120° (MAULDER; CRONIN, 2005; RUITER *et al.*, 2007), 100° (HASSON *et al.* 2004), 105° (DRISS *et al.*, 2001) e a posição inicial definida pelo próprio sujeito, ou seja, autosselecionada (BOBBERT *et al.*, 2008; KOKKONEN *et al.*, 2007). Alguns estudos buscaram esclarecer o efeito de diferentes angulações iniciais de flexão de joelhos no comportamento de variáveis dinâmicas e sua relação com a altura do salto (BOBBERT *et al.* 2008; DOMIRE; CHALLIS, 2007; KIRBY *et al.*, 2011; McBRIDE *et al.*, 2010; MORAN; WALLACE, 2007). Diferentes angulações de flexão dos joelhos indicam profundidades de agachamento distintas. A profundidade de agachamento foi definida por Bobbert *et al.* (2008) como sendo relacionada a altura do centro de massa e esta definição foi adotada ao longo do presente estudo. Portanto, maiores profundidades de agachamento indicam menores ângulos de flexão dos joelhos.

O estudo realizado por Domire e Challis (2007), por meio de análise cinemática e dinâmica, verificou o efeito de duas posições iniciais distintas sobre a altura do salto, onde a primeira foi autosselecionada e a segunda, o sujeito escolheu uma posição mais profunda do que esta. A hipótese dos autores foi que o aumento na profundidade do agachamento inicial do SA levaria a um maior tempo disponível para produção de força muscular e, conseqüentemente, o sujeito seria capaz de atingir uma maior altura no salto. Os voluntários realizaram três saltos em cada uma das posições ($105,3^\circ$ e $86,2^\circ$ de flexão dos joelhos) e os resultados mostraram

que, nas duas posições iniciais, as alturas de salto atingidas foram similares (0,27m). Além disso, por meio de um modelo computacional, foi simulado o experimento em duas posições iniciais: a “posição padrão”, calculada a partir dos dados da posição autosselecionada experimental, e a posição mais profunda. Os resultados mostraram que o salto iniciado na posição de maior profundidade de agachamento permitiu que o modelo atingisse altura de salto significativamente superior (0,26m) àquela obtida na posição padrão (0,19m). Foi observado que o padrão de ativação dos músculos posteriores da coxa do modelo se comportou de forma distinta em relação às duas posições iniciais investigadas, evidenciando uma alteração na coordenação intramuscular destes músculos de acordo com a profundidade do agachamento. Os autores apontaram que há evidências na literatura que sugerem que a ativação de unidades motoras varia de acordo com os ângulos articulares, o que seria verdadeiro especialmente para músculos biarticulares, como os isquiossurais. Os autores sugeriram que, devido à ausência de familiarização ao salto, os voluntários foram incapazes de alterar este padrão de ativação e, por isto, não conseguiram atingir uma maior altura de salto no agachamento mais profundo. Portanto, apesar de não ter sido verificada diferença na altura de salto entre as duas posições iniciais avaliadas experimentalmente, os resultados obtidos pela simulação computacional permitiram inferir que iniciar o SA a partir de maiores ângulos de flexão do joelho poderia levar a maiores alturas de salto, como foi proposto na hipótese.

O estudo realizado por Bobbert *et al.* (2008) verificou o efeito de cinco diferentes posições iniciais sobre a altura de salto em uma amostra composta por oito homens fisicamente ativos. Para isto, os pesquisadores manipularam a posição inicial do SA, sendo a posição autosselecionada (p3) definida como a posição escolhida pelo voluntário na qual ele supunha ser capaz de atingir a maior altura do salto. As outras quatro posições iniciais foram calculadas em relação à p3: 13 cm maior em p1, 7 cm maior em p2, 7 cm menor em p4 e 14 cm menor em p5. As médias dos ângulos de flexão dos joelhos foram $P1 = 124,39^\circ$, $P2 = 109,49^\circ$, $P3 = 95,73^\circ$, $P4 = 85,99^\circ$, $P5 = 76,82^\circ$. Os resultados experimentais mostraram uma relação direta e positiva entre a altura do salto e o aumento da profundidade de agachamento, até atingir a posição autosselecionada. À medida que o ângulo de flexão de joelhos diminuiu, a altura do salto foi gradativamente elevada ($p1 < p2 < p3$). A partir posição p3, a altura do salto não sofreu alteração pelo aumento da

profundidade de agachamento ($p_3=p_4=p_5$). Como previsto, o aumento da duração da fase de impulso também foi verificado com a diminuição do ângulo de flexão dos joelhos. A análise dos dados da EMG mostrou, ainda, que o aumento da profundidade de agachamento levou a um atraso na ativação dos músculos que realizam a flexão plantar (Sóleo e Gastrocnêmio). Segundo os autores é possível que a curta duração da fase de impulso verificada em p_1 e p_2 tenha prejudicado a produção de força no tempo disponível, no entanto, é importante ressaltar que em relação à familiarização, os voluntários só puderam praticar anteriormente a posição autosselecionada, o que pode ter prejudicado os resultados.

Moran e Wallace (2007) verificaram se diferentes ângulos de flexão dos joelhos no agachamento inicial dos três principais saltos verticais (saltos agachado, com contramovimento e em profundidade) poderiam alterar a altura do salto. Foram avaliados 17 jogadores profissionais de voleibol e a posição inicial foi controlada em 120° e em 90° de flexão dos joelhos. Não foi realizada a familiarização aos saltos estudados, apenas foi informado que os voluntários conheciam as diferentes técnicas de saltos verticais. Os resultados mostraram que, para todos os saltos, a maior profundidade de agachamento levou a uma maior altura de salto e este aumento foi devido à maior quantidade de trabalho produzido nesta posição.

Os estudos realizados por Domire e Challis (2007), Moran e Wallace (2007) e Bobbert *et al.* (2008) buscaram verificar o efeito de diferentes ângulos iniciais de flexão de joelhos sobre a altura do salto. Foi proposto que menores ângulos de flexão de joelhos aumentariam a produção de força, permitindo que os voluntários atingissem uma maior altura no SA. No entanto, os resultados obtidos por Domire e Challis (2007) não mostraram diferenças na altura do salto entre as duas angulações investigadas e os resultados de Bobbert *et al.* (2008) não encontraram diferenças significativas para os saltos iniciados em angulações inferiores àquela atingida na posição autosselecionada ($p_3=p_4=p_5$). Já em comparação aos saltos iniciados a partir de 90° e 120° de flexão de joelhos, Moran e Wallace (2007) e Bobbert *et al.* (2008) mostraram que a profundidade do agachamento foi capaz de alterar a altura do salto. Desta forma, parece haver efeito da profundidade de agachamento sobre a altura atingida no SA, no entanto os resultados são contraditórios.

Pesquisas recentes buscaram compreender a relação de variáveis dinâmicas, especialmente a velocidade de saída, obtidas por meio de uma

plataforma de força, com a predição da altura do salto e, para isto, analisaram o comportamento destas variáveis em diferentes posições iniciais do SA (KIRBY *et al.*, 2011; McBRIDE *et al.*, 2010). Kirby *et al.* (2011) avaliaram dez atletas universitários por meio de plataforma de força e de transdutores lineares de posição em seis profundidades, cujos ângulos de flexão dos joelhos foram: p1= 121.7°, p2 = 104.6°, p3 = 93.3°, p4 = 76.2°, p5 =53.2° e a posição autosselecionada, cuja angulação atingida pelos voluntários não foi citada, porém localizou-se entre 104,6° e 93,3°. Não foi realizada familiarização aos saltos verticais, porém os voluntários praticavam atividades esportivas que envolviam a execução de saltos, como voleibol e basquetebol. Os resultados mostraram que ao iniciar o salto a partir das posições p1 e p2 a altura do salto atingida foi menor do que em todas as outras situações investigadas. As alturas do salto atingidas nas posições iniciais p4 e p5 não foram diferentes entre si e foram superiores aos alcançados em p1, p2 e p3. A posição p5 apresentou altura do salto superior àquela atingida pelo SA iniciado a partir da posição autosselecionada. De acordo com os resultados é possível verificar que, quando os saltos partiram de menores ângulos de flexão dos joelhos, os indivíduos foram capazes de executar saltos mais altos, em média. Em relação às variáveis dinâmicas, foi mostrado que a velocidade de saída foi significativamente maior para a condição em que os saltos foram iniciados em maiores profundidades de agachamento e que este aumento permitiu que maiores velocidades verticais pudessem ser atingidas. Ainda, foi possível constatar que diferentes posições iniciais levaram a alterações nas variáveis força máxima e pico de potência.

O trabalho de McBride *et al.* (2010) mostrou como as variáveis dinâmicas se correlacionaram com o desempenho no SA, por metodologia similar àquela adotada por Kirby *et al.* (2011). Além da variação da posição inicial, o estudo investigou o efeito da adição de pesos externos sobre altura do salto. A familiarização aos saltos também não foi utilizada como critério metodológico. Para cada posição inicial o ângulo dos joelhos foi registrado e os valores foram p1 = 119°, p2 = 96°, p3 = 83°, p4 = 56°, p5 = 38° de flexão dos joelhos e a posição autosselecionada cuja angulação atingida pelos voluntários não foi citada, mas foi próxima à angulação atingida em p3. Os resultados mostraram que a velocidade de saída foi a variável dinâmica que melhor se correlacionou com a altura do salto ($r = 0,89$, $p < 0,0001$), sendo capaz de prever a altura do salto atingida pelo atleta. Não foi encontrada correlação entre o pico de força e a altura do salto ($r = -0,10$, $p =$

0,21) e foi observado, ainda, efeito da posição inicial sobre a variável pico de potência. Os autores, na discussão, citam que foi verificado um efeito positivo da profundidade de agachamento sobre altura do salto, no qual quanto menor o ângulo de flexão de joelhos na posição inicial do SA, maior foi a altura atingida pelos sujeitos. Não foram citados mecanismos que explicassem estes resultados.

Os resultados dos estudos envolvendo a investigação do efeito da posição inicial sobre o desempenho do SA são controversos. Em relação aos estudos revisados, alguns aspectos metodológicos podem ter contribuído para as diferenças entre os estudos, especialmente a ausência de familiarização ao SA nas diferentes posições iniciais adotadas (BOBBERT *et al.* 2008; DOMIRE; CHALLIS, 2007; KIRBY *et al.*, 2011; McBRIDE *et al.*, 2010; MORAN; WALLACE, 2007) e as diferentes posições iniciais investigadas. A familiarização é a realização prévia de procedimentos com o objetivo de reduzir a variação intrassujeito (i.e. efeitos da aprendizagem) sendo um importante fator a ser considerado quando se avalia o desempenho (CLAUDINO *et al.*, 2013). Desta maneira, as mudanças no desempenho decorrentes da aprendizagem devem ocorrer durante o processo de familiarização. Estudos futuros deverão considerar a familiarização ao SA como um aspecto metodológico importante. Além disso, os estudos que investigaram o efeito da posição inicial sobre a altura do salto registraram o comportamento da FRS utilizando uma única plataforma de força, sendo que a literatura mostra que os MMII não participam, necessariamente, de maneira simétrica em relação à produção de força durante os saltos (HEWIT; CRONIN; HUME, 2012; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013). Neste sentido, ainda não existem dados disponíveis sobre a influência de diferentes ângulos iniciais de flexão de joelhos na contribuição de cada membro para a produção de FRS resultante e a relevância desta influência na produção total de força dos MMII. Considerando que a alteração na produção de força dos MMII pode influenciar o desempenho, e que a mudança na posição inicial (i.e., variações na curva comprimento - tensão) é um fator em potencial para influenciar a produção de FRS, obter dados sobre assimetrias de força e o efeito da mudança de posição sobre esta variável aumentará o entendimento dos possíveis fatores que interferem no desempenho e fornecer novos subsídios para uma possível explicação para os resultados controversos existentes sobre o efeito da posição inicial sobre altura do salto.

Recentemente, alguns estudos buscaram compreender a relação entre as assimetrias de força de membros inferiores e o desempenho esportivo, mensurado por meio de avaliação de saltos verticais e tarefas de agilidade (BENJANUVATRA *et al.*, 2013, BALL; STOCK; SCURR, 2010; FOUSEKIS; TSEPIS; VAGENAS, 2010; YOSHIOKA *et al.*, 2010; 2011; YOUNG; JAMES; MONTGOMERY, 2002), sendo que a assimetria de força é entendida como uma diferença na capacidade da produção de força máxima observada entre os lados direito e esquerdo do corpo (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007). De acordo com a literatura revisada, existe uma possível relação entre a assimetria de força e desempenho em diferentes modalidades esportivas. Fousekis, Tsepis e Vagenas (2010) mostraram um modelo teórico de fatores associados à assimetria funcional em atletas de futebol. De acordo com os autores, a presença de assimetria de força estaria relacionada tanto a um risco aumentado de desenvolver lesões quanto a uma redução no desempenho esportivo. O estudo realizado por Young, James e Montgomery (2002) mostrou que a assimetria de força dos MMII foi capaz de prejudicar o desempenho em uma tarefa de mudança de direção. Os voluntários foram significativamente mais lentos ao mudarem a direção com o membro inferior mais fraco do que quando realizaram a tarefa com o membro inferior mais forte. Na tentativa de explicar seus resultados, os autores propuseram que a preferência para mudar a direção para um determinado lado levaria à repetição sistemática do gesto para um único lado. Desta maneira, se não houver, por parte do técnico e do preparador físico, uma demanda para que o atleta realize a mudança de direção para ambos os lados, o lado preferido receberá maior número de prática, o que poderá contribuir, de fato, para o desenvolvimento de uma assimetria de força muscular. Por outro lado, os autores sugeriram que o contrário também seria possível: a assimetria de força do atleta poderia fazer com que ele desempenhasse a tarefa melhor para um lado do que para o outro. Independente do modelo que melhor explique os resultados encontrados por Young James e Montgomery (2002), o que se deve ressaltar é que a diferença de força entre os membros resultou em desempenhos distintos para os lados direito e esquerdo, em uma tarefa de agilidade.

Em relação à manifestação das assimetrias de força na realização das três técnicas de saltos verticais, destacam-se os trabalhos que utilizaram o salto em profundidade (SP) (BALL; STOCK; SCURR, 2010), o salto com contra movimento (YOSHIOKA *et al.*, 2010) e o SA (YOSHIOKA *et al.*, 2011). Ball, Stock e Scurr (2010)

investigaram a relação entre diferentes alturas do bloco de saída com a altura do salto e assimetrias de FRS mensuradas para o SP. Segundo os autores, iniciar o SP bipodal a partir de alturas variadas do bloco de saída permitiria que o contato dos MMII com o chão ocorresse em tempos diferentes o que, em longo prazo, contribuiria para o aumento de desequilíbrios musculares. Foram utilizadas duas plataformas de força para adquirir as FRS produzidas pelos MMII direito e esquerdo, em três diferentes alturas de bloco de saída (0,20, 0,40 e 0,60 m). As variáveis avaliadas foram: força máxima, impulso, tempo de contato e tempo para atingir a força máxima (TF_{máx}). Os autores observaram que o aumento da altura do bloco de saída diminuiu a assimetria de força entre os MMII direito e esquerdo e elevou o valor das variáveis analisadas, exceto para TF_{máx}. Os resultados mostraram que iniciar o SP partindo de um bloco de 0,60 m de altura permitiu simetria em relação à participação dos membros na produção de FRS para as variáveis impulso e a força máxima. Para saídas de menores alturas de bloco, as assimetrias entre os MMII foram evidentes para o impulso (0,20 e 0,40 m) e para o pico de força (0,20 m), tendo o membro direito apresentado os maiores valores. Os autores preconizaram que, como o membro inferior direito permanecia como apoio no bloco de saída no momento inicial do salto, para menores alturas de bloco, o tempo entre a saída do bloco e o primeiro contato com o solo poderia não ser o suficiente para que os MMII se coordenassem e tocassem o solo simultaneamente. Em relação ao TF_{máx}, foi verificada a presença de assimetria entre os MMII direito e esquerdo para o bloco de saída de 0,40 m de altura. Ainda, foi verificado que o aumento da altura do bloco de saída resultou em uma redução significativa no TF_{máx}, sendo, portanto, a força máxima atingida em um menor tempo para o bloco de 0,60 m de altura. Foi sugerido que o menor tempo observado em 0,40 e 0,60 m em relação ao bloco de 0,20 m foi devido ao aumento da rigidez dos MMII com o aumento da altura da queda, indicando uma boa utilização do ciclo de alongamento-encurtamento. Os autores sugeriram que menores alturas do bloco de saída causariam um estímulo de treinamento favorável à manifestação de assimetrias e esta carga de treinamento poderia não ser adequada para a preparação física dos atletas.

No melhor de nosso conhecimento, apenas um estudo investigou a manifestação das assimetrias de força na realização do SA (YOSHIOKA *et al.*, 2011). Os autores analisaram a relação entre a assimetria de força muscular e altura atingida no SA, por meio de simulação computacional. No estudo foram

implementados dois modelos, um simétrico e outro assimétrico, cuja força máxima isométrica foi determinada pelo produto da área de secção transversa pela tensão específica de 31.5 N.cm^{-2} . O modelo assimétrico apresentou 10% de assimetria de força muscular, pois as áreas de secção transversa foram definidas como sendo 105% para a coxa direita (mais forte) e 95% para coxa esquerda (mais fraca). Para o modelo simétrico, as áreas de secção transversa para os membros inferiores direito e esquerdo foram consideradas idênticas (100%). Os ângulos iniciais de flexão dos quadris, joelhos e tornozelos foram 100° , 80° e $25,5^\circ$, respectivamente. A altura atingida no salto pelo modelo simétrico foi 0,389m e a do modelo assimétrico foi 0,387m, não apresentando diferença significativa entre os resultados obtidos. Os autores observaram que o modelo assimétrico utilizou-se de estratégias compensatórias de modo a garantir a eficiência do salto. Os padrões de ativação muscular e de movimento foram alterados e o trabalho realizado pelos músculos glúteo máximo, adutor magno e vasto medial permitiram que o membro mais forte compensasse a menor produção de força desenvolvida pelo MMII mais fraco. Em estudo anterior, Yoshioka *et al.* (2010) seguiram a mesma metodologia, porém, avaliaram os efeitos de assimetrias de força sobre a altura do salto atingida no salto com contramovimento. Assim como ocorreu no estudo sobre o SA, não houve diferença entre alturas de salto obtidas nas duas situações investigadas, pois o modelo assimétrico realizou ajustes, semelhantes ao observado no estudo de 2011, no MMII mais forte que compensaram a diferença de força entre os MMII.

De fato, existe uma carência de dados experimentais que possam dar suporte ou não a utilização de diferentes ângulos de flexão do joelho, e sua relação com a produção de força de cada membro em separado. De acordo com Young, James e Montgomery (2002) e Fousekis, Tsepis e Vagenas (2010) é possível que a presença de assimetria de força de MMII seja capaz de modificar o desempenho em gestos esportivos e, nesta perspectiva, é esperado que os saltos verticais tenham a altura do salto alterada pela presença de assimetria de força em MMII. Mesmo que a altura do salto não se altere, compreender como se organizam os padrões dinâmicos de produção da força muscular, em distintas angulações, pode fornecer subsídios a treinadores já que o SA agachado é muito utilizado no controle do treinamento (CARLOCK *et al.*, 2004; TOUMI *et al.*, 2004) e em movimentos esportivos específicos (YOSHIOKA *et al.*, 2011). Sendo assim, o presente estudo

pretende investigar o efeito das diferentes angulações do joelho no SA sobre a altura atingida no salto e sobre a assimetria de força de reação do solo.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar o efeito de diferentes posições iniciais no desempenho do SA.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Verificar o efeito de diferentes posições iniciais nas variáveis de desempenho (altura do salto, força máxima, impulso, velocidade de saída).

Verificar o efeito de diferentes posições iniciais do SA na assimetria de força de reação do solo.

2 HIPÓTESES

As seguintes hipóteses alternativas foram formuladas para o presente estudo:

H_1 – Diferentes posições iniciais resultarão em alturas de salto distintas, sendo que $h_{90^\circ} > h_{120^\circ}$.

H_2 – Diferentes posições iniciais resultarão em valores distintos das variáveis força máxima, impulso e velocidade de saída.

H_3 - Diferentes posições iniciais resultarão em níveis distintos de assimetria de força de reação do solo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostra

A amostra foi composta por 15 atletas do sexo masculino, de uma equipe infantil de voleibol da cidade de Belo Horizonte, com idade entre 14 e 16 anos, sem qualquer histórico de lesão nos MMII e coluna nos últimos 6 meses.

Para o cálculo amostral foi utilizado o *software GPOWER* (3.1.7), sendo fornecidos a priori os valores de poder estatístico ($1 - \beta = 0,8$) e os valores de média e desvio padrão obtidos no projeto piloto. O piloto foi realizado com 5 atletas de provas de velocidade, com idade entre 14 e 16 anos, sendo que o cálculo amostral resultou em um tamanho mínimo de amostra de 12 voluntários. Para caracterização da amostra foi feito o registro da massa e da estatura de cada um dos voluntários, como pode ser verificado na tabela 1.

TABELA 1
Caracterização da amostra

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	14	16	14	0,6
Massa (kg)	58,2	99,6	75,2	12,4
Estatura (cm)	175,0	195,0	186,3	6,3

3.2 Critérios de Inclusão / Critérios de Exclusão

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão: a) ser atleta de voleibol, da categoria de base; b) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos MMII, pelve e coluna lombar.

Foram excluídos do estudo todos os voluntários que: a) apresentaram lesões musculoesqueléticas nos MMII, pelve e coluna nos últimos 6 meses; b) foram

incapazes de realizar os movimentos necessários para o protocolo de avaliação como, por exemplo, não conseguiram apoiar o calcanhar completamente no solo durante a preparação para o salto.

3.3 Cuidados Éticos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (COEP, sob o nº. ETIC 390/06). O estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde, resolução 251 (1997) envolvendo pesquisas com seres humanos. Antes de iniciarem a participação neste projeto, os voluntários receberam todas as informações quanto aos objetivos e ao processo metodológico da pesquisa. Todos foram orientados de que poderiam deixar a pesquisa a qualquer momento, sem aviso prévio ou necessidade de justificativa. Foram enviados dois termos de consentimento livre e esclarecido (TCLE), sendo um entregue aos voluntários e o outro aos pais dos voluntários, autorizando a participação de seus filhos no estudo. Os pais e os voluntários foram orientados a ler e assinar o TCLE. Foram tomadas todas as precauções no intuito de preservar a privacidade e a integridade dos voluntários, de modo que a saúde e o bem estar destes estivesse sempre acima de qualquer outro interesse.

3.4 Procedimentos e Instrumentos

Após a aprovação do COEP, foi realizada uma reunião com o técnico da equipe e os atletas que participaram do estudo. Neste encontro foram explicados todos os procedimentos de coleta de dados e recolhidos os TCLE assinados pelos pais e atletas. Como a técnica do SA é pouco familiar aos atletas, foi demonstrada a padronização da execução do salto adotada e, na sequência, a prática do salto foi realizada com o acompanhamento e correção pelo pesquisador responsável. Após este primeiro contato com o SA, o técnico da equipe inseriu o salto na rotina de treinamento dos atletas por 30 dias. O pesquisador responsável foi até o local de

treinamento por duas vezes, a fim de auxiliar o técnico da equipe e atletas na padronização da execução do movimento.

Com o consentimento da diretoria e dos técnicos, a sede esportiva do clube foi definida como local da realização dos testes de modo a facilitar a participação dos atletas. O estudo foi dividido em dois momentos, com o intervalo de 24 horas entre eles: a sessão de familiarização ao SA e sessão de coleta de dados. As sessões foram agendadas de acordo com a disponibilidade dos voluntários, garantindo-se, contudo, que os horários fossem os mesmos nas duas sessões.

Nas duas sessões, os saltos foram executados em duas plataformas de força sincronizadas (*PLA3-1D-7KN/JBAZb, Staniak, Poland*), o que permitiu que as FRS fossem obtidas separadamente para cada um dos MMII, de maneira simultânea (FIGURA 2). Para a realização dos saltos, os indivíduos foram orientados a se posicionarem em agachamento, com os pés paralelos, as mãos na cintura ao longo de toda a execução do salto, sem a realização de contramovimento. Foi solicitado que a distância entre seus pés fosse similar à largura dos ombros (*IMPELLIZZERI et al., 2007*) e que o Mldireito fosse apoiado na plataforma um e o MI esquerdo na plataforma dois. Ao atingirem a posição estabelecida, esta era mantida por três segundos (*DRISS et al., 2001; MORAN; WALLACE, 2007*) para, então, ser autorizado o salto. Entre cada tentativa, foi dado um intervalo de recuperação de, no mínimo, 60 segundos entre as tentativas e de dois minutos entre as séries (*BOBBERT et al., 2006; IMPELLIZZERI et al., 2007*). O salto foi demonstrado pelo pesquisador responsável antes do início da prática dos atletas. Foi dada a orientação de que o salto deveria atingir a máxima altura em todas as tentativas e a aterrissagem deveria ocorrer no mesmo local de saída do salto. O pesquisador responsável fez o controle da aquisição dos dados das FRS para garantir que estas fossem adquiridas de forma correta e verificar se o salto foi ou não válido. Os saltos que apresentaram contramovimento foram invalidados. Os dados que, porventura, não estavam de acordo com o necessário foram excluídos do estudo e novas medições foram realizadas.

FIGURA 2 – Plataforma de força dupla e posicionamento do voluntário na condição autoselecionada.



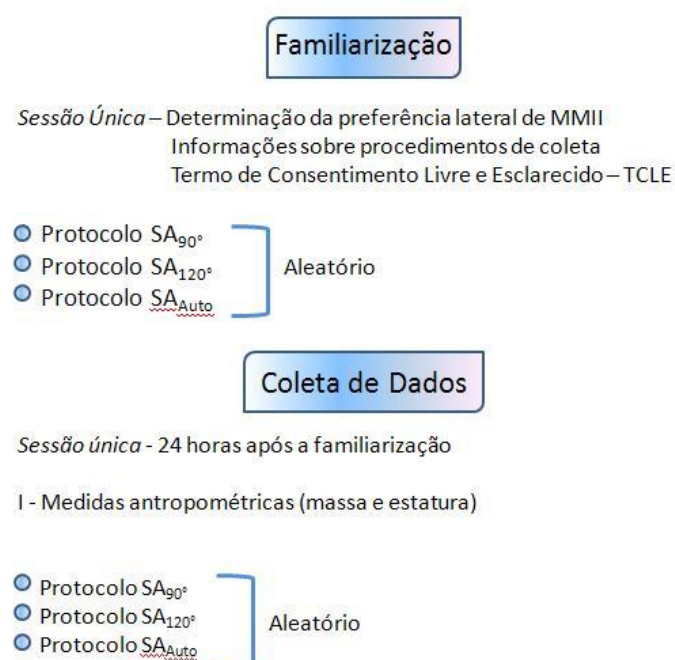
Fonte: Arquivo pessoal.

Para garantir que os voluntários atingissem as angulações especificadas (120° e 90° de flexão dos joelhos) foi utilizado um goniômetro manual. Os ângulos de flexão de joelhos adotados no presente estudo foram definidos a partir da análise de literatura, nos quais o SA foi utilizado como protocolo de avaliação de força de MMII, sendo o ângulo de 90° de flexão dos joelhos adotado na maioria destes estudos e o ângulo de 120° de flexão dos joelhos foi a maior angulação encontrada na literatura.

Em relação a posição autosselecionada (SA_{Auto}), os atletas foram orientados a escolher a posição inicial que acreditavam ser capazes de atingir a maior altura de salto. O ângulo de flexão dos joelhos escolhido pelos voluntários não foi monitorado na sessão de familiarização. Já na sessão de coleta de dados, para a determinação do ângulo de flexão de joelhos na posição SA_{Auto} , foram utilizados marcadores reflexivos colocados em três pontos anatômicos, a saber: trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur e maléolo lateral da fíbula (RUITER *et al.*, 2010). Após o voluntário definir seu posicionamento, uma imagem da posição escolhida pelo atleta foi adquirida (câmera Sony Cyber-shot DSC – W110) e o salto autorizado. Para melhor visualização, foi elaborada uma apresentação esquemática do delineamento experimental, como pode ser observado na FIGURA 3.

Para a aquisição dos dados da plataforma de força foi utilizado o *software* MAX 5_5 (versão 5.5, Staniak, Poland) e uma frequência de 1000 Hz (STERGIOU, 2004). As plataformas de força foram conectadas a um *notebook* (CCE, Win core 2 Duo) para registro e armazenamento das FRS de cada salto. Para a análise das FRS foi utilizado o *software* DasyLab 11.0.

FIGURA 3. Delineamento experimental.



SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

Fonte: Elaboração própria.

3.5 Sessão de familiarização

Na sessão de familiarização, não foi monitorado o ângulo de flexão dos joelhos nos saltos autosselecionados. Para a realização dos saltos iniciados a partir de 90° e 120° de flexão dos joelhos, o controle dos ângulos foi realizado por meio de um goniômetro manual. O goniômetro foi posicionado de modo que estivesse alinhado com as referências ósseas: trocânter maior do fêmur (braço proximal), epicôndilo lateral do fêmur (eixo fixo) e maléolo lateral da fíbula (braço distal do goniômetro), de acordo com o proposto por Ruitter *et al.* (2010). Para aumentar o controle desta medida, os pontos anatômicos foram marcados com caneta apropriada e os voluntários foram orientados a reforçar a marcação em casa, caso fosse necessário. Como o intervalo entre a sessão de familiarização e a sessão de coleta de dados foi de 24 horas, a marcação manteve-se praticamente inalterada. A preparação dos sujeitos e a medida dos ângulos foi realizada sempre pelo mesmo pesquisador para evitar a ocorrência de erros inter-avaliadores.

Os atletas realizaram os saltos de familiarização, aleatoriamente, nas três posições iniciais determinadas pelo protocolo deste estudo: SA iniciado a partir de 90° de flexão dos joelhos (SA_{90°}), SA iniciado a partir de 120° de flexão dos joelhos (SA_{120°}) e a posição SA_{Auto}. Em um primeiro momento, foi realizada a familiarização pela técnica, em que foi estabelecido como critério a execução de cinco saltos consecutivos sem a presença de contramovimento. Este controle foi realizado pelo pesquisador responsável, imediatamente após a realização de cada salto, por meio da curva de força x tempo (Fxt).

Em um segundo momento, os dados da familiarização à técnica do SA foram avaliados de modo a verificar se os cinco saltos sem contramovimento foram eficientes para garantir a familiarização pelo desempenho. Para esta análise, a familiarização ao salto foi determinada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e o Erro Padrão da Medida (EPM) da amostra, ambos calculados pela análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas para a variável altura do salto, obtida por meio das curvas de Fxt dos cinco últimos saltos realizados. De acordo com Weir (2005), o erro total reflete o erro sistemático e o erro aleatório. Desta forma, o CCI é a medida para o erro sistemático, o qual é representado na prática esportiva como o efeito da aprendizagem do movimento. No caso do SA como uma ferramenta de

diagnóstico, a aprendizagem deve ser concluída antes do início do procedimento de teste. No presente estudo, o erro sistemático de cinco tentativas de SA foi calculado por meio ANOVA de medidas repetidas. A variação máxima do erro aleatório, o qual representa a mínima diferença significativa das medidas (MDM), pode ser calculada a partir do EPM, de acordo com a equação 1 (Weir, 2005):

$$MDM = EPM \times 1.96\sqrt{2}(1)$$

$$EPM = \sqrt{\text{quadrado da media do erro (da tabela da ANOVA)}}$$

Em que 1,96 significa o escore Z associado a um intervalo de confiança de 95%.

Baseado nestes critérios para determinação dos erros sistemático e aleatório, os sujeitos foram consideradas como familiarizados quando o resultado do teste F da ANOVA não foi estatisticamente significativo e quando o valor da altura do salto estivesse dentro dos limites da média \pm MDM.

Os resultados desta análise mostraram que a familiarização pela técnica foi eficiente para que os atletas fossem, também, familiarizados pelo desempenho: SA_{120°} (CCI = 0,928, p = 0,001; EPM = 0,0142; F = 0,663 e p = 0,429), SA_{90°} (CCI = 0,938, p = 0,001; EPM = 0,01; F = 1,486 e p = 0,243) e SA_{Auto} CCI= 0,946, p=0,001; EPM=0,141, F=1,261, p=0,299).

3.6 Sessão de coleta de dados

A sessão de coleta de dados foi realizada 24 horas após a familiarização. Antes da realização dos saltos, a massa corporal e estatura foram mensuradas. O protocolo de testes foi composto por 3 diferentes angulações iniciais: SA_{Auto}, SA_{120°} e SA_{90°}. Foram executados três saltos válidos em cada uma das posições iniciais, de forma aleatória e em blocos, com um intervalo mínimo de 60 segundos entre as tentativas e de dois minutos entre as séries (BOBBERT *et al.*, 2006; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007). Desta forma, cada um dos voluntários realizou um total de 9 saltos.

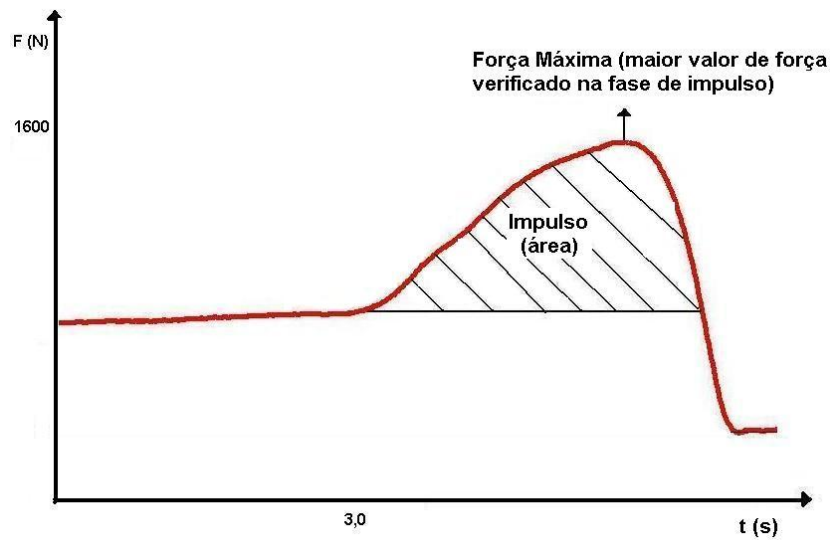
Assim como na familiarização, o goniômetro manual foi utilizado para garantir as posições do SA_{120° e do SA_{90° . As marcações feitas na pele dos voluntários no dia anterior foram conferidas e reforçadas e o controle dos ângulos ocorreu exatamente como na familiarização. Na posição autosselecionada, o indivíduo foi instruído a escolher a posição na qual imaginasse atingir o melhor desempenho, a cada tentativa. Após estabilização da posição inicial, por parte do voluntário, era realizado um registro por meio de uma imagem e o ângulo de flexão do joelho era então determinado. Após sustentar o agachamento por 3 segundos o salto foi autorizado.

3.7 Variáveis Analisadas

Para a leitura dos dados, foi utilizado o *software*. *DasyLab* 11.0. Os dados foram normalizados em relação ao peso do sujeito e um filtro *Butterworth* passa-baixa de 10Hz de 2ª ordem foi utilizado para retirar ruído do sinal bruto (VUK; MARKOVIC; JARI; 2012). As variáveis analisadas foram: altura do salto (h), força máxima resultante ($F_{máx}$), impulso (Imp) e a velocidade de saída ($v_{saída}$). Estas variáveis foram calculadas a partir da curva Fxt resultante. A curva Fxt resultante foi calculada pela soma dos sinais adquiridos para cada membro inferior por meio de duas plataformas de força. Para a investigação de assimetrias de força, as diferenças entre os MMII foram calculadas para as variáveis $F_{máx}$ e Imp que foram obtidas por meio da análise das curvas Fxt para os membros inferiores direito e esquerdo, separadamente.

O impulso foi obtido pelo cálculo da área abaixo da curva Fxt, que corresponde a integral da força pelo tempo. A força máxima é o maior valor de força verificado na curva Fxt durante a fase de impulso (FIGURA 4).

FIGURA 4 – Principais variáveis obtidas pela curva Fxt.



Fonte: Elaboração própria.

A velocidade de saída foi calculada pela seguinte equação:

$$v_{saída} = \frac{Imp}{massa} \quad (1)$$

Após a determinação da velocidade de saída, a altura do salto foi calculada pela equação:

$$h = \frac{v_{saída}^2}{2g} \quad (2)$$

Sendo g a aceleração da gravidade igual a $9,81 \text{ m/s}^2$.

O índice de simetria (IS) de membros é amplamente utilizado para quantificar possíveis assimetrias entre membros, de acordo com a variável de interesse e, para este estudo, foi utilizado o Índice de Simetria (IS) proposto por Vagenas e Hoshizaki (1992):

$$IS = \frac{\text{membro inferior esquerdo} - \text{membro inferior direito}}{\text{maior valor}} \times 100$$

Neste estudo foi adotada a análise dos módulos do IS calculado para as variáveis força máxima e impulso de modo a verificar a quantidade de assimetria de força em uma determinada posição inicial. Como o objetivo do estudo foi determinar o efeito de diferentes posições iniciais sobre a diferença de força entre os MMII, considerou-se desnecessária a determinação do membro que apresentava maior valor para as variáveis analisadas.

Para avaliar a confiabilidade das medidas altura do salto, velocidade de saída, impulso e força máxima, dos membros inferiores direito e esquerdo foram calculados o coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{3,1}$) e o erro padrão de medida relativizado ao erro médio ou EPM%. De acordo com Cichetti (1994), os valores para o CCI podem ser interpretados da seguinte forma:

$CCI < 0,4$ – Fraco; entre 0,4 e 0,59 – Moderado; entre 0,6 e 0,74 – Bom; entre 0,75 e 1 – Excelente.

A confiabilidade da variável altura do salto foi calculada de acordo com Weir (2005) para os saltos SA_{90° ($CCI=0,887$; $EMP=0,03m$; $EPM\%=0,10m$), SA_{120° ($CCI=0,874$; $EMP=0,03m$; $EPM\%=0,15m$) e SA_{Auto} ($CCI=0,755$; $EMP=0,03m$; $EPM\%=0,10m$). As tabelas 2 e 3 mostram os valores de CCI encontrados para as variáveis impulso e força máxima. O CCI foi obtido para os MMII direito e esquerdo e para a resultante da soma dos sinais adquiridos para cada membro inferior.

TABELA 2
Valores de CCI, EPM e EPM% da variável força máxima dos membros inferiores direito, esquerdo e resultante

P.I.	FORÇA MÁXIMA RESULTANTE				FORÇA MÁXIMA MID				FORÇA MÁXIMA MIE			
	CCI	P	EPM (N)	EPM % (N)	CCI	P	EPM (N)	EPM % (N)	CCI	P	EPM (N)	EPM % (N)
SA_{90°}	0,83	0,01	55,8	0,07	0,88	0,01	24,9	0,06	0,69	0,03	75,2	0,18
SA_{120°}	0,85	0,01	104,2	0,08	0,86	0,01	53,07	0,08	0,68	0,03	136,9	0,21
SA_{Auto}	0,85	0,01	77,0	0,07	0,83	0,01	40,96	0,08	0,86	0,01	38,0	0,07

P.I. – Posição inicial do salto agachado; CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; EPM – Erro Padrão da Medida; EPM % – Erro Padrão da Medida relativizado ao erro médio; p – nível de significância; SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada; MID – Membro inferior direito; MIE – Membro inferior esquerdo.

TABELA 3
Valores de CCI, EPM e EPM% da variável impulso dos membros inferiores direito, esquerdo e resultante

P.I.	IMPULSO RESULTANTE				IMPULSO MID				IMPULSO MIE			
	CCI	P	EPM (N.S)	EPM% (N.S)	CCI	P	EPM (N.S)	EPM% (N.S)	CCI	P	EPM (N.S)	EPM% (N.s)
SA _{90°}	0,96	0,01	5,71	0,03	0,88	0,01	5,54	0,06	0,93	0,01	3,86	0,04
SA _{120°}	0,91	0,01	10,78	0,06	0,75	0,01	7,80	0,09	0,67	0,01	6,04	0,07
SA _{Auto}	0,95	0,01	7,13	0,04	0,88	0,01	10,78	0,12	0,86	0,01	6,07	0,07

P.I. – Posição inicial do salto agachado; CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; EPM – Erro Padrão da Medida; EPM% – Erro Padrão da Medida relativizado ao erro médio; p – nível de significância; SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autosselecionada; MID – Membro inferior direito; MIE – Membro inferior esquerdo.

3.8 Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada por meio do programa *Statistical Package of the Social Sciences* versão 18.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois). Foi aplicado o teste de *Shapiro-Wilk* (FERREIRA, 2005), para verificar a normalidade dos dados e o teste de esfericidade de *Mauchly's* para averiguar a homogeneidade das matrizes de variância-covariância presentes no *design* de medidas repetidas. Para comparar o desempenho, as variáveis dinâmicas e o índice de simetria entre as três diferentes posições iniciais do SA foi utilizada a ANOVA de medidas repetidas, com *post hoc* de *Tukey*. O nível de significância adotado em todos os procedimentos foi de 5%.

4 RESULTADOS

A partir do teste de *Shapiro-Wilk* verificou-se que as variáveis investigadas no presente estudo não apresentaram desvios significativos da normalidade. As tabelas 4 e 5 mostram os dados descritivos das variáveis altura do salto, velocidade de saída, força máxima e impulso, em relação às diferentes posições iniciais investigadas. O valor médio atingido pelos voluntários na posição SA_{Auto} foi $99,06^\circ (\pm 10,81^\circ)$ de flexão de joelhos.

TABELA 4
Valores de média e desvio padrão para as variáveis altura do salto e velocidade de saída nas posições iniciais investigadas

P.I.	Altura do salto (m)		Velocidade de saída (m/s)	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
SA_{90°	0,30	0,01	2,40	0,18
SA_{120°	0,25	0,02	2,19	0,32
SA_{Auto}	0,30	0,01	2,42	0,19

P.I. – Posição inicial do salto agachado; NA – Não se aplica; SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

TABELA 5
Valores de média e desvio padrão para as variáveis força máxima e impulso nas posições iniciais investigadas

P.I.	Força Máxima (N)		Impulso (N.s)	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
SA_{90°	793,71	127,45	179,89	28,20
SA_{120°	1279,62	259,57	165,19	29,65
SA_{Auto}	1026,61	184,66	182,96	30,97

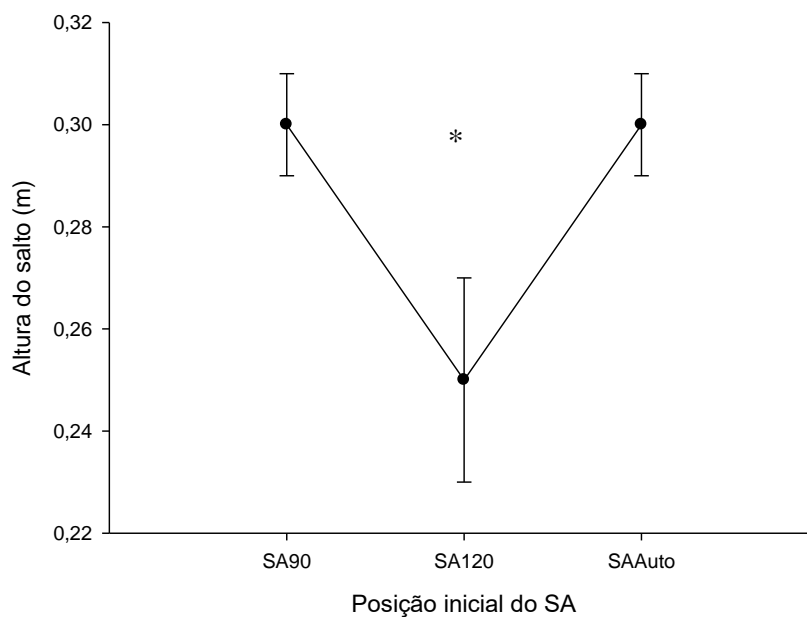
P.I. – Posição inicial do salto agachado; SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

4.1 Efeito de diferentes posições iniciais sobre o desempenho

O primeiro objetivo deste estudo foi verificar o efeito dos ângulos iniciais de flexão dos joelhos sobre o desempenho do SA. Para isto, foram analisadas as variáveis: altura do salto, velocidade de saída, força máxima e impulso para as três diferentes posições iniciais investigadas.

A figura 5 apresenta os resultados da ANOVA de medidas repetidas obtidos para a variável altura do salto, para as posições iniciais SA_{90° , SA_{120° e SA_{Auto} . Os maiores valores foram verificados para as posições SA_{90° e SA_{Auto} , não havendo diferença significativa entre estas profundidades de agachamento. Quando o salto foi iniciado na posição SA_{120° , o teste estatístico mostrou que a altura do salto foi significativamente inferior às outras duas posições iniciais avaliadas. Estes resultados corroboram a hipótese $H_1(SA_{90^\circ} > SA_{120^\circ})$ e acrescenta a informação em relação ao desempenho na posição SA_{Auto} .

FIGURA 5 – Variável altura do salto em relação às posições iniciais do SA investigadas (SA_{90° , SA_{120° , SA_{Auto}).

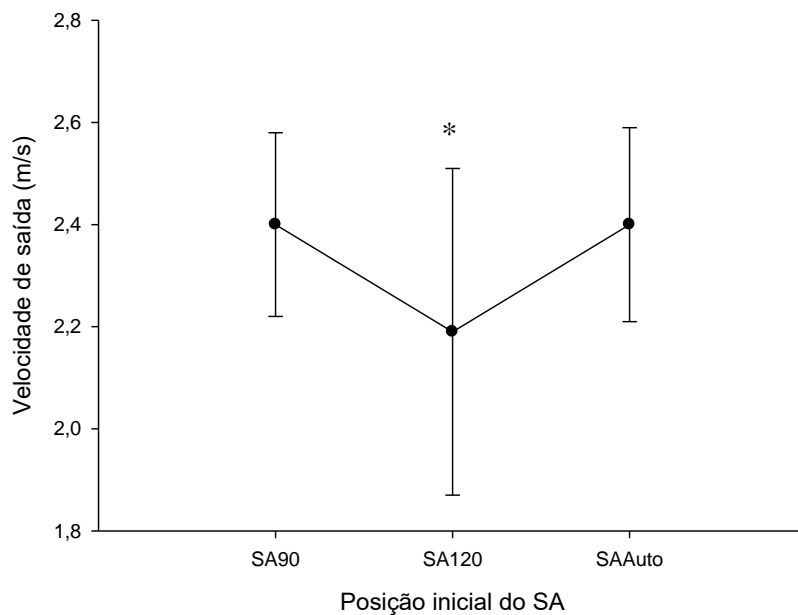


SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

*($p < 0,05$).

A figura 6 apresenta os resultados da ANOVA de medidas repetidas obtidos para a variável velocidade de saída em relação às posições iniciais avaliadas. Os maiores valores encontrados para esta variável foram verificados para as posições SA_{90°} e SA_{Auto} e não foi verificada diferença significativa entre estas.

FIGURA 6 – Variável velocidade de saída em relação às posições iniciais do SA investigadas (SA_{90°}, SA_{120°}, SA_{Auto}).

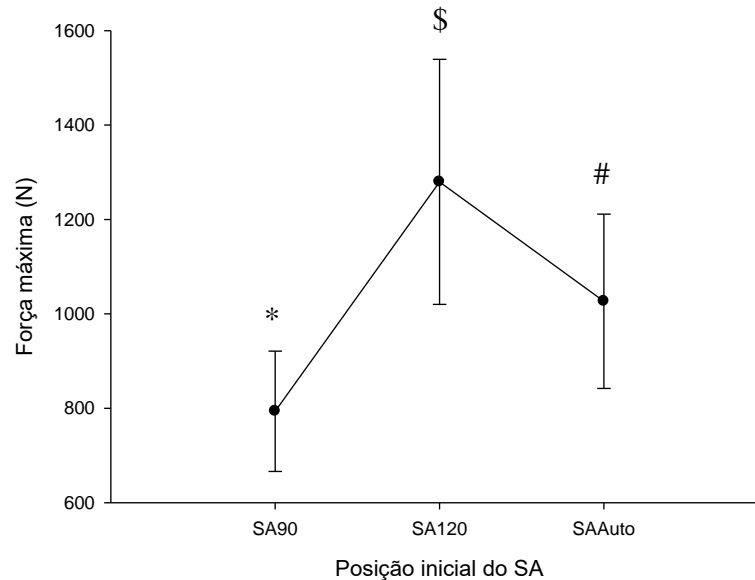


SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

*($p < 0,05$).

Em relação à variável força máxima, os resultados da ANOVA mostraram diferenças significativas entre as três posições investigadas, sendo que os maiores valores foram encontrados para a posição SA_{120°}, seguido pelas posições SA_{Auto} e SA_{90°}. O valor de força máxima diminuiu significativamente à medida que a profundidade aumentou (FIGURA 7). Cabe ressaltar que a angulação atingida na posição SA_{Auto} foi 99,06° ($\pm 10,81^\circ$) de flexão de joelhos e o valor da força máxima para esta posição foi significativamente maior do que o encontrado para a posição SA_{90°}.

FIGURA 7 – Variável força máxima em relação às posições iniciais do SA investigadas (SA_{90° , SA_{120° , SA_{Auto}).

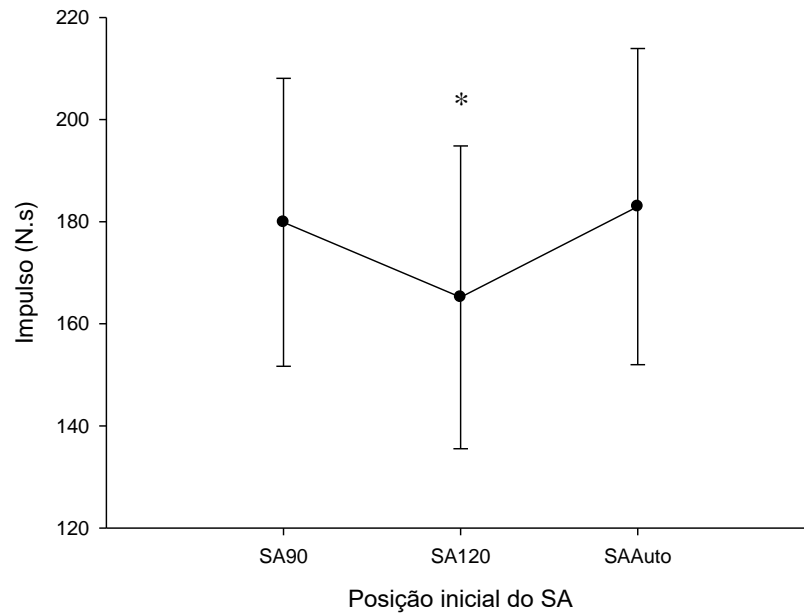


SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

*, \$, # - Diferença significativa entre as posições iniciais investigadas ($p < 0,05$).

A figura 8 mostra os resultados da ANOVA para a variável impulso, em relação às profundidades analisadas. Os resultados mostraram que os maiores valores de impulso foram encontrados para as posições SA_{90° e SA_{Auto} , não havendo diferença significativa entre estas.

FIGURA 8 – Variável impulso em relação às posições iniciais do SA investigadas (SA_{90° , SA_{120° , SA_{Auto}).



SA_{90° - Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120° - Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto} - Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

4.2 Assimetria de força de membros inferiores em diferentes posições iniciais

Um dos objetivos do presente estudo foi verificar as possíveis relações existentes entre assimetria de força e o desempenho. A estatística descritiva das variáveis força máxima e impulso, para os membros direito e esquerdo pode ser visualizada na tabela 6.

TABELA 6

Valores de média e desvio padrão para as variáveis força máxima e impulso, por membro inferior (direito e esquerdo) e por posição inicial investigada

P.I.	FmáxD (N.s)		FmáxE (N)		ImpD (N.s)		ImpE (N.s)	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
SA_{90°}	378,72	71,97	405,59	64,76	87,04	15,57	91,56	14,81
SA_{120°}	625,63	138,85	640,44	116,62	83,08	14,29	82,26	16,67
SA_{Auto}	501,21	95,11	527,88	96,78	91,88	16,56	90,37	15,23

P.I. – Posição inicial do salto agachado; SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autosseleccionada; ImpD – Impulso produzido pelo membro inferior direito; ImpE – Impulso produzido pelo membro inferior esquerdo; FmáxD – Força máxima produzida pelo membro inferior direito; FmáxE – Força máxima produzida pelo membro inferior esquerdo.

A determinação da presença de diferença entre os MMII direito e esquerdo em relação às três posições iniciais adotadas foi feita para os valores absolutos do IS, calculado para as variáveis força máxima e impulso, desconsiderando-se a direção desta assimetria (TABELA 7).

TABELA 7

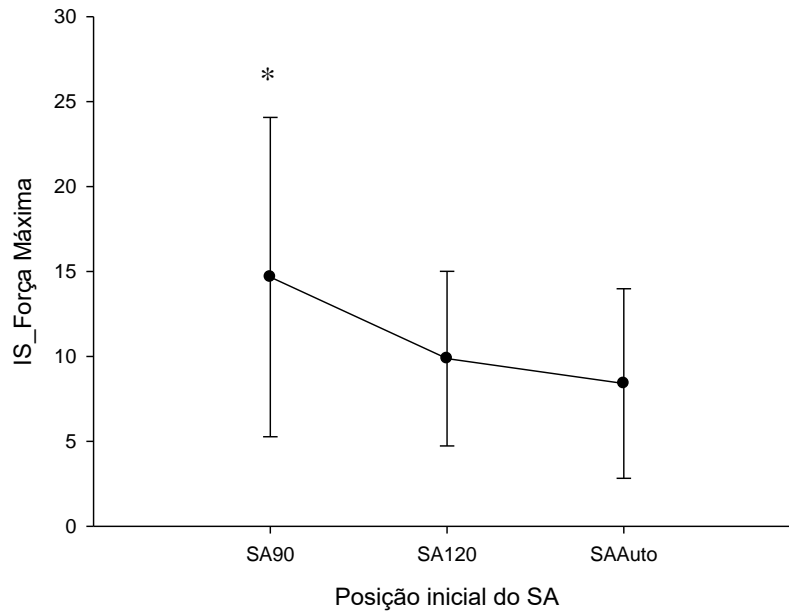
Índice de Simetria das variáveis força máxima e impulso

P.I.	IS Força Máxima (%)		IS Impulso (%)	
	Média	DP	Média	DP
SA_{90°}	14,67	9,40	9,52	6,38
SA_{120°}	9,87	5,14	10,11	6,76
SA_{Auto}	8,40	5,58	8,45	6,21

P.I. – Posição inicial do salto agachado; IS – Índice de Simetria; SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autosseleccionada; IS Força Máxima - Índice de Simetria avaliado para a variável força máxima ; IS impulso – Índice de Simetria avaliado para a variável impulso.

Os resultados da ANOVA de medidas repetidas mostraram que, para a força máxima, o maior valor de IS foi obtido para a posição SA_{90°} e que não houve diferença significativa entre as posições SA_{120°} e SA_{Auto} (FIGURA 9).

FIGURA 9 – Resultado da ANOVA para o índice de simetria calculado para a variável força máxima em relação às diferentes posições iniciais.



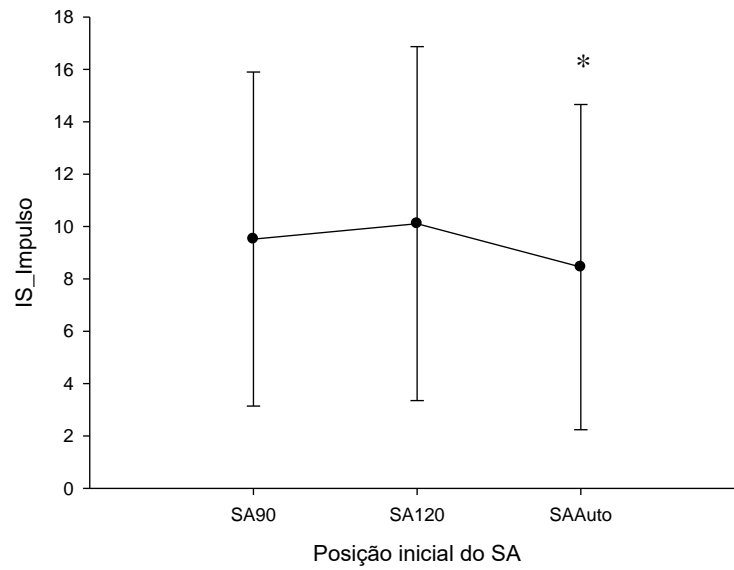
IS – Índice de Simetria; SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autoselecionada.

* p<0,05

Para a variável impulso, não foi verificada diferença significativa entre as posições SA_{90°} e SA_{120°} e o IS obtido para estas posições foi significativamente maior do que o valor de IS encontrado para a posição SA_{Auto} (FIGURA 10).

Desta forma, para as variáveis analisadas por meio do IS, foi verificado que as diferenças de força entre os MMII direito e esquerdo foram menores quando o salto foi iniciado na posição o SA_{Auto} em comparação às outras duas posições avaliadas.

FIGURA 10 – Índice de simetria calculado para a variável impulso em relação às diferentes posições iniciais.



SA_{90°}- Salto agachado, posição inicial 90° de flexão dos joelhos; SA_{120°}- Salto agachado, posição inicial 120° de flexão dos joelhos; SA_{Auto}- Salto agachado, posição inicial autosselecionada.

* p<0,05

5 DISCUSSÃO

5.1 O efeito da posição inicial sobre o desempenho

Os resultados do presente estudo mostraram que a posição adotada pelo atleta no início do salto agachado alterou as variáveis de desempenho analisadas. Em relação às posições SA_{90° e SA_{120° , foi verificado o aumento da altura do salto com o aumento da profundidade de agachamento ($SA_{90^\circ} > SA_{120^\circ}$). Para a posição autosselecionada, a altura do salto foi semelhante à atingida pela posição SA_{90° e significativamente maior do que a atingida pela posição SA_{120° ($SA_{90^\circ} = SA_{Auto} > SA_{120^\circ}$). De acordo com os estudos revisados (BOBBERT *et al.*, 2008; DOMIRE; CHALLIS, 2007; KIRBY *et al.*, 2011; McBRIDE *et al.*, 2010; MORAN; WALLACE, 2007), a explicação para estes resultados pode estar relacionada com o aumento da profundidade de agachamento, que levaria a um aumento do tempo disponível para geração de força e, conseqüentemente, a maior produção de impulso. Os dados do presente estudo corroboram esta explicação, dado que o impulso gerado foi maior para as posições iniciais mais profundas do SA ($SA_{90^\circ} = SA_{Auto} > SA_{120^\circ}$).

Considerando que o aumento da profundidade de agachamento aumenta o tempo disponível para o recrutamento de unidades motoras e, conseqüentemente, permite que maior força muscular seja produzida, seria esperado que os maiores valores de força máxima fossem obtidos para as posições SA_{90° e SA_{Auto} . No entanto, este não foi o resultado encontrado no estudo. O maior valor de força máxima foi verificado para a posição de menor profundidade de agachamento ($SA_{120^\circ} > SA_{Auto} > SA_{90^\circ}$) assim como no estudo realizado por Kirby *et al.* (2011). Uma possível explicação para este resultado pode ser dada pela relação força VS velocidade, onde a produção de força é menor em maiores velocidades. Como a posição SA_{120° atingiu a menor velocidade de saída dentre as posições investigadas, esta foi a posição que permitiu atingir o maior valor de força máxima.

Apesar das posições SA_{90° e SA_{Auto} apresentarem valores de velocidade de saída semelhantes, os valores obtidos para a variável força máxima foram significativamente diferentes entre elas. Quando se considera a relação força vs velocidade este é um resultado diferente do esperado, já que a posição SA_{Auto}

apresenta valores elevados para as variáveis velocidade de saída e força máxima. Este resultado está de acordo com o verificado por Kirby *et al.* (2011), que mostraram que a posição autosselecionada (aproximadamente 99°) foi a posição onde a relação entre velocidade e força foi otimizada, ou seja, foi a posição que gerou a maior produção de potência. A posição SA_{Auto} possui menor amplitude de movimento do que a posição SA_{90° , pois a angulação média atingida foi equivalente a 99,06° de flexão de joelhos. Isto significa que, em relação à posição mais profunda investigada, o salto autosselecionado realizou um menor trabalho, sendo o trabalho definido como a força multiplicada pela distância. O fato da posição SA_{Auto} ter atingido a mesma altura de salto que a posição SA_{90° com menor trabalho realizado mostra que esta posição apresenta maior eficiência mecânica. Desta forma, é possível que a posição SA_{Auto} seja a posição ótima de realização do salto agachado, apresentando uma melhor coordenação muscular esendo capaz de atingir valores ótimos para as variáveis determinantes do desempenho.

Em resumo, os resultados mostraram que a posição inicial afeta o desempenho no SA, sendo que as posições de maiores profundidades (90° de flexão de joelhos e autosselecionada = 99,06° de flexão de joelhos) levaram a maiores alturas de salto quando comparadas a posição com menor profundidade de agachamento (120° de flexão de joelhos). Os resultados do presente estudo corroboram os obtidos por Kirby *et al.* (2011) em que maiores profundidades da posição inicial levaram a um menor pico da força de reação do solo. Além disso, o impulso produzido, que determina a velocidade de saída e, conseqüentemente, a altura do salto, foi diferente para as diferentes posições iniciais, com maiores valores para as duas maiores profundidades (SA_{Auto} e SA_{90°), assim como foi verificado por Kirby *et al.* (2011) e McBride *et al.* (2010).

5.2 Comparação das assimetrias de força de membros inferiores no SA em diferentes ângulos de flexão de joelhos

A assimetria, no presente estudo, foi mensurada por meio do Índice de Simetria (IS) proposto por Vagenas e Hoshizaki (1992). O IS é o critério normalmente utilizado em estudos que investigaram a presença de assimetrias de

força. Em relação ao efeito de diferentes posições iniciais sobre a manifestação das assimetrias, os resultados identificaram diferenças significativas entre os valores de IS tanto para a variável força máxima quanto para a variável impulso. O IS calculado para a força máxima foi maior para a posição SA_{90° do que as posições SA_{120° e SA_{Auto} , enquanto o IS calculado para o impulso foi maior e semelhante para as posições SA_{90° e SA_{120° do que para a posição SA_{Auto} . Foi verificado que a posição SA_{Auto} apresentou os menores valores de IS calculado para as variáveis força máxima e impulso permitindo, portanto, que os atletas realizassem o salto de forma mais simétrica em relação às outras duas posições iniciais investigadas.

Os resultados mostraram, ainda, que as posições SA_{90° e SA_{Auto} atingiram a maior altura de salto dentre as posições investigadas, não sendo significativamente diferentes entre si. No entanto, ao se avaliar as assimetrias de força, estas posições tiveram comportamentos antagônicos: a posição SA_{90° apresentou maior assimetria de força entre os MMII enquanto a posição SA_{Auto} foi a posição onde os sujeitos realizaram o SA de maneira mais simétrica, tanto para o IS calculado para a variável força máxima como para a variável impulso. O efeito da posição inicial sobre a manifestação das assimetrias de força foi também observado no estudo de Ball, Stock e Scurr (2010) cujos resultados mostraram que iniciar o SP a partir de blocos de saída mais altos poderia ser benéfico para o treinamento físico, pois as assimetrias de força foram diminuídas. Ainda, os autores sugeriram que, em longo prazo e de modo sistemático, a prática do SP realizado a partir de uma altura de bloco que favorecesse a manifestação de assimetrias de força poderia ser um estímulo adicional ao desenvolvimento e a evolução destas diferenças de força entre os MMII direito e esquerdo, podendo ser prejudicial ao desempenho do atleta. Este foi o mesmo raciocínio proposto por Young, James e Montgomery (2002) e também pode ser feito para o SA: a prática do salto a partir de uma posição inicial que favoreça a manifestação das assimetrias pode ser inadequada. Com a literatura existente até o momento, não é possível afirmar o efeito de assimetrias de força sobre o desempenho, no entanto, sabe-se que em relação à incidência de lesões, estas assimetrias são indesejadas (CROISIER, 2004). Desta maneira, a posição SA_{Auto} seria mais apropriada para ser utilizada ao longo da preparação física de atletas, de modo a não enfatizar a manifestação de assimetrias de força de MMII.

6 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que a posição inicial altera o desempenho no salto agachado. Os maiores valores obtidos para as variáveis impulso, velocidade de saída e, conseqüentemente, altura do salto, foram verificados para as posições mais profundas (SA_{90° e SA_{Auto}). No entanto, a posição SA_{Auto} atingiu maior valor de força máxima do que aquele verificado para a posição SA_{90° . Deve-se ressaltar que, para a utilização da posição autosselecionada, a familiarização ao salto agachado é fundamental, visto que variações na posição inicial resultam em resultados distintos nas variáveis mecânicas analisadas.

Em relação à assimetria de força, o Índice de Simetria calculado para as variáveis força máxima e impulso, apresentaram os menores valores para a posição SA_{Auto} , enquanto os maiores valores foram observados para a posição SA_{90° . Ainda não há consenso na literatura quanto ao efeito da assimetria de força sobre o desempenho, no entanto, maiores valores obtidos no Índice de Simetria estão relacionados à maior predisposição a lesões.

REFERÊNCIAS

BALL, N.; STOCK, C.; SCURR, J. Bilateral contact ground reaction forces and contact times during plyometric drop jumping. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.24, n.10, p.2762-2769, Oct. 2010.

BENJANUVATRA, N. *et al.* Comparison of ground reaction force asymmetry in one- and two-legged countermovement jumps. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.27, n.10, p.2700-2707, Oct. 2013.

BLACHE, Y; MONTEIL, K. Effect of arm swing on effective energy during vertical jumping: Experimental and simulation study. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 23, p. 121-129, Mar. 2013.

BOBBERT, M.*et al.* Why is countermovement jump height greater than squat jump height? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 28, n 11, p. 1402-1412, 1996.

BOBBERT, M. *et al.* Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. **Journal of Applied Physiology**, v. 100, p. 493-499, 2006.

BOBBERT, M. *et al.* Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. **Journal of Applied Physiology**, v. 105, p. 1428-1440, Aug. 2008.

CLANTON, T. *et al.* Return to play in athletes following ankle injuries. **Sports Physical Therapy**, v.4, n.6, p.471-471, Nov-Dec. 2012.

CLAUDINO, J. *et al.* Development of an individualized familiarization method for vertical jumps. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.19, n.5, p.359-362, Set-Out, 2013.

CARLOCK, J. *et al.* The relationship between vertical jump power estimates and weightlifting ability: A field-test approach. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 3, p. 534-539, 2004.

CICHETTI, D.V. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. **Psychological Assessment**. v. 6, p. 284-290, May. 1994.

CROISIER, J. Factors associated with recurrent hamstring injuries. **Sports Medicine**, v. 34, n. 10, p. 681-695, 2002.

DOMIRE, Z.; CHALLIS, J. The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. **Journal of Sports Sciences**, v. 25, n. 2, p. 193-200, Jan. 2007.

DRISS, T. *et al.* Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: A comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. **Journal of Sports Sciences**, v. 19, p. 99-105, Mar. 2001.

FERREIRA, D. F. **Estatística básica**. Lavras: UFLA, 2005.664p.

FOUSEKIS, K.; TSEPIS, E.; VAGENAS, G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.9, p.364-373, Sep. 2010.

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

HARA, M. *et al.* The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 2503-2511, Jan. 2006.

HASSON, C. *et al.* Neuromechanical strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, p.515-521, 2004.

HEWIT, J.; CRONIN, J.; HUME, P. Asymmetry in multi-directional jumping tasks. **Physical Therapy in Sport**, v.13, p.238-242, Nov. 2012.

IMPELLIZZERI, F. *et al.* A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.39, n.11, p.2044-2050, Nov. 2007.

KIRBY, T.*et al.* Relative net vertical impulse determines jumping performance. **Journal of Applied Biomechanics**. v.27, p.207-214, Aug. 2011.

KOKKONEN, J. *et al.* Chronic static stretching improves exercise performance.**Medicine and science in sports and exercise**, v.39, n.10, p. 1825-1831, Oct. 2007.

LEES, A.; VARENTERGHEM, J.; CLERCQ, D. Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n.12, p.1929-1940, Dec. 2004.

LINTHORNE, N. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **American Journal of Physics**, v.69, n.11, p.1198-1204, Nov. 2001.

MACKALA, K.*et al.* Biomechanical analysis of squat jump and countermovement jump from varying starting positions. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.27, n.10, p.2650-2661, Oct. 2013.

MAULDER, P; CRONIN, J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. **Physical Therapy in Sport**, v.6, n.2, p.74-82, May. 2005.

McBRIDE, J. Relationship between relative net vertical impulse and jump height in jump squats performed to various squat depths and with various loads. **Journal of Sports Physiology and Performance**, v.5, p.484-496, Dec. 2010.

MENZEL, H. J. *et al.* Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, n.27, v.5, p.1370-1377, May. 2013.

MORAN, K. A.; WALLACE, E. S. Eccentric loading and range of knee joint motion effects on performance enhancement in vertical jumping. **Human Movement Science**, v. 26, p. 824-840, Oct. 2007.

RICHTER, A. *et al.* Countermovement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique. **European Journal of Sport Science**, v.12, n.3, p.231-237, May. 2012.

RODANO, R.; SQUADRONE, R. Stability of selected lower limb joint kinetic parameters during vertical jump. **Journal of Applied Biomechanics**, v.18, p.83-89, 2002.

RUITER, C. J. *et al.* Isometric knee-extensor torque development and jump height in volleyball players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.39, n.8, p.1336-1346, Aug. 2007.

RUITER, C., KORTE, A., SCHREVEN, S., HAAN, A. Leg dominance in relation to fast isometric torque production and squat jump height. **European Journal of Applied Physiology**, v.108, p.247-255, 2010.

SAMOZINO, P. *et al.* A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. **Journal of Biomechanics**, v. 41, p. 2940-2945, Oct. 2008.

SATTLER, T. *et al.* Vertical jumping tests in volleyball: reliability, validity and playing-position specifics. **Journal of Strength Conditioning Research**, v.26, p.1532-1538, 2012.

STERGIOU, N. **Innovative analyses of human movement**. United States: Human Kinetics, 2004.

TOUMI, H. *et al.* Muscle plasticity after weight and combined (weight + Jump) training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, n.9, p.1580-1588, Set. 2004.

VAGENAS, G.; HOSHIZAKI, B. A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running. **International Journal of Sports in Biomechanics**, v.8, n.1, p.11-29, 1992.

VUK, S.; MARKOVIC, G.; JARIC, S. External loading and maximum dynamic output in vertical jumping: The role of training history. **Human Movement Science**, v.31, p.139-151, Fev. 2012.

WEIR, J. P. Quantifying test–retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **Journal of Strength Conditioning Research**, v.19, p.231-240, 2005.

YOSHIOKA, S. *et al.* The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on jumping height of the countermovement jump: A computer simulation study. **Journal of Sports Sciences**, v.28, n.2, p.209-218, Jan. 2010.

YOSHIOKA, S. *et al.* The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on jumping height of the squat jump: A computer simulation study. **Journal of Sports Sciences**, v.29, n.8, p.867-877, May. 2011.

YOUNG, W.; JAMES, R.; MONTGOMERY, I. Is muscle power related to running speed with changes of direction? **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.42, n.3, p.282-288, Sep. 2002.

ZIFCHOCK, R. A. *et al.* The symmetry angle: A novel, robust method of quantifying asymmetry. **Gait & Posture**, n.27, p.622-627, 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido enviado aos voluntários

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Venho por meio deste convidá-lo a participar da pesquisa intitulada "**Efeito da Posição Inicial do Salto Agachado no Desempenho e na Assimetria de Força de Reação do Solo em Jogadores de Voleibol**" que será realizada na Sede urbana do Cruzeiro Esporte Clube, localizado a Rua Guajajaras, 1722, sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade(orientador) e Júlia Sanna Borges de Lima (mestranda).

Eu, voluntariamente concordo em participar desta pesquisa, realizada no será realizada na Sede urbana do Cruzeiro Esporte Clube, localizado a Rua Guajajaras, 1722 – que investigará o salto agachado como uma ferramenta eficiente para o diagnóstico de assimetrias bilaterais de força. Estou ciente da minha participação em tarefas de saltos e que minha motivação em realizar o melhor desempenho é muito significativa para os resultados da pesquisa.

No presente estudo será empregada uma técnica de salto comumente utilizada em avaliações de desempenho, onde os riscos associados a este estudo são mínimos, podendo incluir dores musculares leves. Haverá também a presença contínua dos pesquisadores durante a realização dos saltos.

Será garantido o anonimato quanto à minha participação e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório de Biomecânica (UFMG). Disponho de absoluta liberdade para esclarecer junto aos pesquisadores responsáveis pela pesquisa qualquer dúvida que possa surgir.

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 ou transtorno. Sei que não está prevista qualquer forma de remuneração. 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 _____ de 2014.

Assinatura do voluntário: _____

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

Assinatura do pesquisador responsável:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Coordenador do Laboratório de Biomecânica/ CENESP-UFMG

Tel.: 8857-1682 (Contato: Luciana Pesce de Carvalho)

COEP - Comitê de Ética em Pesquisa

Av. Antônio Carlos, 6627 Unidade Administrativa II – 2º andar - Sala 2005

Tel.: 3409-4592

Campus Pampulha Belo Horizonte, MG - Brasil 31270-901

APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido enviado aos pais.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Venho por meio deste solicitar a participação de seu filho na pesquisa intitulada "**Efeito da Posição Inicial do Salto Agachado no Desempenho e na Assimetria de Força de Reação do Solo em Jogadores de Voleibol**", que será realizada na Sede urbana do Cruzeiro Esporte Clube, localizado a Rua Guajajaras, 1722, sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (orientador) e Júlia Sanna Borges de Lima (mestranda).

Informo que a participação do atleta é voluntária e o mesmo poderá deixar a pesquisa a qualquer momento, sem necessidade de justificativas. O Cruzeiro Esporte Clube está ciente da pesquisa e concordou em ceder o espaço para a coleta de dados, de modo a favorecer o deslocamento e a segurança dos voluntários. Será garantido o anonimato dos participantes e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório de Biomecânica (UFMG).

No presente estudo será empregada uma técnica de salto comumente utilizada em avaliações de desempenho, onde os riscos associados a este estudo são mínimos, podendo incluir dores musculares leves. Caso o senhor (a) tenha dúvidas em relação aos procedimentos da pesquisa, os pesquisadores estão à disposição.

Ciente das informações acima, autorizo a participação de meu filho _____
_____, CPF _____.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 2014.

Assinatura do pai ou da mãe

APÊNDICE C - FOLHA DE COLETA

Nome: _____

Data Avs: _____ Data de Nascimento: _____

Email: _____

Praticou exercícios ou ingeriu bebidas alcólicas nas últimas 12 horas? _____

Dominância lateral de MMII: _____

1) Subir no Step Direito () Esquerdo () Bilateral ()

2) Descer do Step, após desestabilização Direito () Esquerdo () Bilateral ()

3) MMII preferido para realizar um chute Direito () Esquerdo () Bilateral ()

Massa Corporal: _____ Estatura: _____ Celular: _____

Horário de Coleta: _____ URA: _____ % Temperatura: _____ °C

() Informações gerais do projeto e procedimentos de coleta – Familiarização

() Assinar TCLE

() Determinar dominância lateral (Ruitter, 2010)

() Ligar plataforma 2 horas antes da coleta

() Calibrar com carga conhecida

() Marcar com giz o posicionamento dos pés do voluntário

() Marcar pontos anatômicos

() Ligar câmera

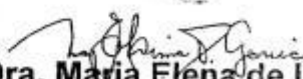
ANEXO

UFMG

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP**Parecer nº. ETIC 390/06****Interessada: Profa. Silvia Ribeiro Santos Araújo**
Departamento de Esportes
EEFFTO-UFMG**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 29 de novembro de 2006, o projeto de pesquisa intitulado **“Influência de diferentes posições iniciais no padrão de movimento e no desempenho do salto agachado (*squat jump*)”** 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