

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**RODRIGO GHEDINI GHELLER**

**A INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE AGACHAMENTO  
NO DESEMPENHO E EM FATORES BIOMECÂNICOS NO  
SALTO VERTICAL**

**Dissertação de Mestrado**

**Florianópolis - SC  
2013**

**RODRIGO GHEDINI GHELLER**

**A INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE AGACHAMENTO  
NO DESEMPENHO E EM FATORES BIOMECÂNICOS NO  
SALTO VERTICAL**

Dissertação de Mestrado  
submetida ao Programa de Pós-  
Graduação em Educação Física  
da Universidade Federal de Santa  
Catarina, para obtenção do Grau  
de mestre em Educação Física.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Saray  
Giovana dos Santos

Florianópolis  
2013

Rodrigo Ghedini Gheller

**A INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE AGACHAMENTO  
NO DESEMPENHO E EM FATORES BIOMECÂNICOS NO  
SALTO VERTICAL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Educação Física.

Florianópolis, 27 de fevereiro de 2013.

---

Prof. Dr. Fernando Diefenthaler  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em educação Física

**Banca Examinadora:**

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Saray G. dos Santos - UFSC (presidente/orientadora)

---

Prof. Dr. Antônio Renato P. Moro – UFSC (titular)

---

Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo – UDESC (titular)

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus.

À minha família, meus pais Celso e Maria de Lourdes e ao meu irmão Diego, pela confiança, apoio, incentivo e carinho que sempre proporcionaram na minha vida.

À minha orientadora professora Saray, pela oportunidade, confiança, orientações, pelos conhecimentos adquiridos e pela amizade.

Aos amigos e colegas Juliano, Daniele, Bruno, Luis Antonio e Jonathan, que me ajudaram com idéias para o estudo, nas coletas de dados e nas rotinas para as análises.

A todos os colegas do BIOMEC pela amizade, pelo café da tarde, pelos momentos de alegria e claro pelos conhecimentos compartilhados.

Aos voluntários deste estudo pela paciência e pelo tempo destinado as coletas de dados.

Ao professor John Peter, pela contribuição e auxílio dado durante e após o processo de qualificação deste estudo.

Ao professor Sebastião, pelas contribuições durante a qualificação do projeto e pela participação na banca de defesa.

Ao professor Moro, por participar da banca de defesa e por me oportunizar o Estágio Docente, o qual foi fundamental para minha formação acadêmica.

A CAPES, pela concessão de bolsa durante a realização do mestrado.

Em fim a todas as pessoas que me auxiliaram de alguma forma.

A todos, muito obrigado!!

## RESUMO

### A INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DE AGACHAMENTO NO DESEMPENHO E EM FATORES BIOMECÂNICOS NO SALTO VERTICAL

**Introdução:** O salto vertical (SV) é um teste amplamente utilizado para estimar a potência de membros inferiores objetivando avaliar e monitorar programas de treinamento. No entanto, quando realizado partindo de diferentes ângulos de flexão de joelho pode gerar diferentes desempenhos e modificar aspectos ligados à produção de força. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar o desempenho, a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos dos membros inferiores, os parâmetros cinéticos e cinemáticos durante os saltos verticais CMJ e SJ realizados a partir de diferentes profundidades de agachamento.

**Método:** Participaram do estudo 22 ( $23,5 \pm 3,58$  anos;  $82,38 \pm 9,83$  kg;  $185,5 \pm 6,31$  cm;  $13,79 \pm 3,31$  % de gordura) praticantes de voleibol ou basquetebol. Os participantes realizaram três saltos em cada situação testada. No CMJ testaram-se as seguintes posições: 1) posição preferida - PREF; 2) ângulo de flexão do joelho  $<90^\circ$  e; 3) ângulo de flexão do joelho  $>90^\circ$ , enquanto que no SJ realizaram-se: 1) posição preferida - PREF e com ângulo do joelho em 2)  $70^\circ$ ; 3)  $90^\circ$ ; e 4)  $110^\circ$  de flexão. Os SV foram realizados sobre uma plataforma de força (*Kistler Quatro Jump*), ao mesmo tempo em que foi filmado o movimento (*Canon ELPH 500*) e monitorado a atividade EMG (*Miotec*) dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF). Foram analisadas as seguintes variáveis: altura do salto, potência média (PM) e pico (PP), força máxima ( $F_{MAX}$ ) absoluta e normalizada pela massa corporal, taxa de desenvolvimento de força (TDF), deslocamento angular do quadril ( $DA_{QUA}$ ), joelho ( $DA_{JOE}$ ) e tornozelo ( $DA_{TOR}$ ), pico de velocidade do centro de massa (PV), velocidade angular do quadril ( $VA_{QUA}$ ), joelho ( $VA_{JOE}$ ) e tornozelo ( $VA_{TOR}$ ), ativação EMG (%RMS) dos músculos VL, RF e BF na fase excêntrica e concêntrica do CMJ e concêntrica do SJ. Para comparar as variáveis entre as posições, foi utilizado ANOVA para medidas repetidas, com teste *post-hoc* de *Bonferroni*. Para verificar quais variáveis poderiam explicar o desempenho em cada situação de salto foi utilizada a regressão linear múltipla, com o método *stepwise*. Adotou-se um nível de significância de  $p \leq 0,05$ .

**Resultados:** A altura do salto aumentou com o aumento da profundidade do agachamento em ambos os saltos CMJ e SJ. Quanto às variáveis cinéticas, em ambos os

tipos de saltos (CMJ e SJ), a PM, PP,  $F_{MAX}$  absoluta e normalizada apresentam os maiores valores nos saltos realizados nas menores profundidades de agachamento. Para a TDF, no CMJ não houve diferença entre as situações, já no SJ os maiores valores foram observados nos saltos realizados na posição  $110^\circ$ . Os maiores  $DA_{QUA}$  e  $DA_{JOE}$  foram observados nos saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento no CMJ e no SJ. O PV foi maior nos saltos realizados nos menores ângulos de flexão de joelho, tanto no CMJ quanto no SJ. No CMJ a  $VA_{QUA}$  apresentou os menores valores nos saltos realizados na posição  $>90^\circ$ , a  $VA_{JOE}$  apresentou os maiores valores na posição PREF. No SJ apenas a  $VA_{TOR}$  foi maior na posição PREF comparado a posição  $70^\circ$ . Quanto à atividade EMG, os valores RMS do VL foram maiores na posição  $>90^\circ$ , em ambas as fases concêntrica e excêntrica do CMJ. Para o RF não foi observada diferença. O BF na posição  $<90^\circ$  apresentou os menores valores comparado as posições PREF e  $>90^\circ$  durante a fase excêntrica. No SJ os valores RMS dos músculos VL e RF não mostraram diferença, o músculo BF apresentou menor ativação na posição  $70^\circ$  comparado a posição  $90^\circ$ . A análise de regressão mostrou que o PV é a variável que mais explica a variação no desempenho, independente da posição adotada e do tipo de salto. **Conclusão:** O desempenho no SV é influenciado pelo nível de flexão do joelho, sendo que, o melhor desempenho é obtido quando saltos são realizados numa maior profundidade de agachamento em ambos os tipos de salto. As variáveis cinéticas apresentaram maiores valores quando os saltos foram realizados a partir de uma menor profundidade de agachamento, situação esta em que foram verificadas as menores alturas. Os saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento apresentaram maiores valores de deslocamento angular. As maiores profundidades de agachamento apresentam as maiores velocidades angulares. Apenas os músculos vasto lateral e bíceps femoral sofrem influencia das diferentes posições. Em relação à regressão linear, o pico de velocidade instantânea de impulsão parece ser a variável que mais está explicando o desempenho, tanto no CMJ quanto no SJ.

**Palavras-chave:** potência muscular, salto vertical, ciclo alongamento-encurtamento.

## ABSTRACT

### BIOMECHANICAL FACTORS RELATED TO PERFORMANCE IN VERTICAL JUMP

**Introduction:** The vertical jump (VJ) is a test extensively used to estimate the lower limbs power to evaluate and monitor training programs. However, when performed starting from different angles of knee flexion may result in different performances and modify aspects related to power output. Thus, the objective of this study was to analyze the performance, electromyographic activity (EMG) of the muscles of the lower limbs, besides kinematic and kinetic parameters during counter movement jump (CMJ) and squat jump (SJ) performed from different depths of squat. **Methods:** Twenty two subjects ( $23.5 \pm 3.58$  years;  $82.38 \pm 9.83$  kg;  $185.5 \pm 6.31$  cm;  $13.79 \pm 3.31\%$  fat) trained in volleyball or basketball participated of this study. In the CMJ the following positions were tested: 1) preferred position - PREF, 2) knee flexion angle  $<90^\circ$  and 3) knee flexion angle  $>90^\circ$ , while in the SJ were performed: 1) preferred position - PREF and with knee maximum flexion angle in 2)  $70^\circ$ ; 3)  $90^\circ$ , and; 4)  $110^\circ$ . The VJ were performed on a force platform (Kistler Four Jump), while that motion was filmed (Canon ELPH 500) and monitored the EMG activity (Miotec) of the vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) and biceps femoris (BF). The execution order of the jumps (CMJ vs SJ) and the different situations within each squat jump were randomized. The following variables were analyzed: jump height, mean power (MP) and peak (PP), maximum force ( $F_{MAX}$ ) absolute and normalized by body mass, rate of force development (RFD), angular displacement of the hip ( $AD_{HIP}$ ) knee ( $AD_{KNEE}$ ) and ankle ( $AD_{ANK}$ ), peak velocity of the center of mass (PV), the angular velocity of the hip ( $AV_{HIP}$ ), knee ( $AV_{KNEE}$ ) and ankle ( $AV_{ANK}$ ), EMG activation (% RMS) muscles VL, RF and BF during eccentric and concentric CMJ and concentric SJ. The variables related to jump of better performance in each situation were analyzed. ANOVA with repeated measures ANOVA with post-hoc Bonferroni was used to compare variables. To determine which variables could explain the performance in each situation, multiple linear regression was used. We adopted a significance level of  $p \leq 0.05$ . **Results:** Jump height increased as increasing squat depth both the CMJ and SJ jump. In both types of jumps CMJ and SJ, PM, PP,  $F_{MAX}$  absolute and normalized showed highest values in the jumps performed in lesser squat depths. TDF in CMJ was not different within situations, however, in the SJ the highest

values were observed in jumps performed in the position  $110^\circ$ , followed by PREF,  $90^\circ$  and  $70^\circ$ . The highest  $AD_{HIP}$  and  $AD_{KNEE}$  were observed in the jumps performed in the jumps with larger depths squat in both CMJ and SJ. The PV of the center of mass at the take-off was higher in the jumps performed in the smaller knee flexion angle in both CMJ and in SJ. In the CMJ, the  $AV_{HIP}$  showed the lowest values in the jumps performed in the position  $>90^\circ$ , the  $AV_{KNEE}$  showed the highest values in the position PREF. In the SJ, the angular velocities of the hip and knee joints showed no difference between the positions, just  $AV_{ANK}$  in the position PREF was higher compared position  $70^\circ$ . Regarding EMG activity, the RMS values of VL were higher in position  $>90^\circ$  in both concentric and eccentric phases of the CMJ. For RF not was difference observed. The BF to  $<90^\circ$  had the lowest values compared positions PREF and  $>90^\circ$  during the eccentric phase. For SJ, RMS values of the VL and RF muscles showed no difference between the different positions, BF showed less activation in position  $70^\circ$  compared to position  $90^\circ$ , but did not differ in the other positions. Regression analysis showed that the PV is the main variable that explained the variance in performance, regardless of the position adopted and the type of jump. **Conclusion:** Vertical jump performance is influenced by the level of knee flexion angle, and the best performance is obtained when jumps are performed in greater depths squat in both CMJ in SJ. The kinetic variables showed higher values when the jumps were performed from a lower depths squat, situation that presented the lowest heights. The jumps performed in larger depths squat showed higher values of angular displacement. The highest depths of squat showed larger angular velocities and the best performances in the CMJ jumps. EMG activity of the rectus femoris showed no difference among all the situations tested in CMJ and SJ, while vastus lateralis and biceps femoris suffered influences of different positions. In relation to linear regression, the peak velocity at take-off seems to be the main variable that explains the performance in both CMJ and SJ.

**Keyword:** muscle power, vertical jump, stretch-shortening cycle.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração dos ângulos relativos do quadril, joelho e tornozelo.....	21
Figura 2 - Curva da relação força-velocidade.....	26
Figura 3 - Curva relação força-comprimento.....	27
Figura 4 - Ilustração da ocorrência do ciclo alongamento-encurtamento.....	31
Figura 5 - Plataforma de força utilizada na realização dos saltos verticais.....	41
Figura 6 - Eletromiógrafo utilizado na aquisição dos sinais EMG.....	41
Figura 7 - Câmera filmadora utilizada para aquisição das imagens.....	42
Figura 8 - Ilustração do salto CMJ.....	44
Figura 9 - Ilustração das três situações de máxima flexão do joelho para a execução do salto CMJ.....	44
Figura 10 - Ilustração do salto SJ.....	45
Figura 11 - Ilustração dos ângulos de execução dos saltos SJ.....	46
Figura 12 - Instrumento utilizado para controlar o ângulo durante o SJ.....	47
Figura 13 - Ilustração dos saltos SJ controlados com o auxílio de um aparato.....	47
Figura 14 - Ilustração do local de posicionamento dos eletrodos.....	48
Figura 15 - Comparação do valor RMS dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral e Bíceps Femoral durante a fase concêntrica entre os saltos CMJ realizados em diferentes posições.....	58
Figura 16 - Comparação do valor RMS dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral e Bíceps Femoral durante a fase excêntrica entre os saltos CMJ realizados em diferentes posições.....	59
Figura 17 - Comparação do valor RMS dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral e Bíceps Femoral entre os saltos SJ realizados em diferentes ângulos de flexão de joelho.....	66

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores descritivos dos ângulos obtidos no CMJ.....	53
Tabela 2 - Valores descritivos das alturas dos saltos obtidos no CMJ...	54
Tabela 3 - Comparação dos parâmetros cinéticos obtidos no CMJ.....	55
Tabela 4 - Comparação do deslocamento angular obtidos no CMJ.....	56
Tabela 5 - Comparação do pico de velocidade linear do centro de gravidade e das velocidades angulares do quadril, joelho e tornozelo durante o CMJ.....	57
Tabela 6 - Regressão linear entre as variáveis cinéticas e cinemáticas com o desempenho no CMJ.....	60
Tabela 7 - Valores descritivos dos ângulos obtidos do SJ.....	61
Tabela 8 - Valores descritivos das alturas dos saltos obtidas no SJ.....	62
Tabela 9 - Comparação dos parâmetros cinéticos obtidos no SJ.....	63
Tabela 10 - Comparação do deslocamento angular obtidos no SJ.....	64
Tabela 11 - Comparação do pico de velocidade linear do centro de gravidade e das velocidades angulares do quadril, joelho e tornozelo durante o SJ.....	65
Tabela 12 - Regressão linear entre as variáveis cinéticas e cinemáticas com o desempenho no SJ.....	67

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AJ	Ângulo do joelho
AQ	Ângulo do quadril
AT	Ângulo do tornozelo
BF	Bíceps femoral
CAE	Ciclo alongamento-encurtamento
CM	Centro de massa
CMJ	<i>Counter movement jump</i>
CVMI	Contração voluntária máxima isométrica
DA	Deslocamento angular
DJ	<i>Drop jump</i>
EMG	Eletromiografia
FRS	Força de reação do solo
$F_{MAX}$	Força máxima
PP	Potência pico
PM	Potência média
PV	Pico de velocidade
RF	Reto femoral
SJ	<i>Squat jump</i>
SV	Salto vertical
TACLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TV	Tempo de vôo
UM	Unidade motora
VA	Velocidade angular
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
1.1 Contextualização do problema.....	13
1.2 Objetivo geral .....	16
1.2.1 Objetivos específicos.....	16
1.3 Justificativa .....	18
1.4 Hipóteses.....	18
1.5 Definição de variáveis .....	21
1.6 Delimitações do estudo.....	23
1.7 Limitações do estudo .....	23
<b>2. REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>24</b>
2.1 Importância dos saltos verticais nos esportes coletivos .....	24
2.2 Aspectos intervenientes na produção de potência muscular .....	25
2.3 Mecanismos músculo-esqueléticos intervenientes no salto vertical .....	29
2.3.1 Ciclo alongamento-encurtamento (CAE).....	30
2.3.2 Atividade elétrica (EMG).....	33
2.3.3 Fatores cinéticos e magnitude dos deslocamentos angulares.....	35
<b>3. MÉTODO.....</b>	<b>39</b>
3.1 Caracterização da pesquisa .....	39
3.2 Sujeitos do estudo .....	39
3.3 Instrumentos/equipamentos de medida.....	40
3.3.1 Obtenção das características antropométricas.....	40
3.3.2 Obtenção das variáveis cinéticas dos SV.....	40
3.3.3 Obtenção do sinal eletromiográfico (EMG).....	41
3.3.4 Obtenção das variáveis cinemáticas.....	42
3.4 Coleta de dados.....	42
3.5 Procedimentos.....	42
3.5.1 Protocolos.....	43
3.5.1.1 Protocolo do <i>Counter Movement Jump</i> (CMJ).....	43
3.5.1.2 Protocolo do <i>Squat Jump</i> (SJ).....	45
3.5.2 Videografia.....	47
3.5.3 Eletromiografia.....	48
3.6 Tratamento dos dados e Variáveis analisadas.....	49
3.6.1 Dados cinéticos.....	49
3.6.2 Dados cinemáticos.....	50
3.6.3 Dados eletromiográficos.....	51
3.7 Análise estatística .....	51

<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>53</b>
4.1 Análise das variáveis obtidas no salto CMJ .....	53
4.2 Análise das variáveis obtidas no salto SJ .....	61
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>69</b>
5.1 Quanto ao desempenho, parâmetros cinéticos, cinemáticos e ativação EMG no CMJ.....	69
5.2 Quanto ao desempenho, parâmetros cinéticos, cinemáticos e ativação EMG no SJ.....	77
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>83</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>85</b>



## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1 Contextualização do problema

O salto vertical (SV) tem sido um teste amplamente utilizado por preparadores físicos, técnicos ou professores de Educação Física para mensurar a potência muscular dos membros inferiores, objetivando avaliar e monitorar os efeitos de programas de treinamento (BOSCO et al., 1983; SLEIVERT; TAINGAHUE, 2004). Além disso, o SV é uma habilidade motora frequentemente realizada em diversos esportes tais como o voleibol e basquetebol, dentre outros. No decorrer das partidas de voleibol, por exemplo, entre 30 a 40% das ações de jogo são constituídas por saltos verticais, sendo em média 117 em apenas um set (BERRIEL et al., 2004), realizados em vários fundamentos, como no saque, ataque e bloqueio. No basquete, um jogador realiza durante uma partida em média 65 SV, que ocorrem no rebote, na enterrada, entre outros (DA ROCHA et al., 2005). A capacidade de saltar é considerada um fator determinante para o desempenho do atleta nestes esportes. Por exemplo, no voleibol quanto mais alto for o alcance vertical da mão do atleta no instante do ataque ou do bloqueio maiores são as chances de realizar uma jogada com êxito (LOBIETTI, 2009).

Os fatores relacionados com o desempenho no SV têm sido amplamente investigados ao longo dos anos (VANDEWALLE et al., 1987; YAMAUCHI et al., 2007; KRASKA et al., 2009; DAL PUPO et al., 2012). De modo geral, podem-se destacar os aspectos relacionados às capacidades coordenativas (habilidade motora) e as capacidades condicionais ou físicas. Em relação às capacidades físicas, está amplamente relatado que a capacidade de saltar depende fortemente das características de força, velocidade e dos níveis de potência muscular dos membros inferiores (STONE et al., 2003; YAMAUCHI et al., 2007; KRASKA et al., 2009).

Dentre as variáveis relacionadas ao desempenho nos SV, Yamauchi et al. (2007) observaram uma relação positiva da altura do salto com a potência ( $r = 0,76$ ), com a força ( $r = 0,48$ ) e velocidade linear do cento de gravidade ( $r = 0,68$ ). Da mesma forma, Dal Pupo et al. (2012) encontraram fortes relações entre o desempenho no SV e o pico de velocidade no instante de impulsão com ( $r = 0,97$ ), e força ( $r = 0,47$ ). Outros estudos (MCBRIDE et al., 2010; KIRBY et al., 2011) investigaram a relação do impulso vertical com o desempenho e também observaram relação positiva.

No entanto, os aspectos neuromusculares relacionados à produção de força parecem ser modulados ou serem dependentes do comprimento muscular (ZATSIORSKY, 2000). Está relatado que quando as fibras musculares encontram-se em comprimentos muito encurtados ou alongados há menos interação entre as pontes cruzadas (actina e miosina), diminuindo a capacidade de produção de força (GORDON et al., 1966; RASSIER et al., 1999), havendo assim um comprimento muscular ótimo para a geração de força. Os comprimentos dos músculos são modulados facilmente pela disposição ou ajustes dos segmentos corporais durante as ações motoras (ZATSIORSKY, 2000). Por exemplo, as variações angulares das articulações envolvidas no gesto ou movimento específico influenciam o comprimento muscular, o que irá influenciar o torque articular gerado pelo músculo (BOBBERT et al., 2008).

Nos saltos verticais, a modulação do nível de flexão do joelho é capaz de alterar o comprimento dos músculos que passam pela coxa e consequentemente a relação comprimento-tensão adequada para geração de impulso (BOBBERT; CASIUS, 2005). Esta característica pode ser principalmente observada para os músculos uniarticulares (vasto lateral, medial e intermédio, bíceps femoral cabeça curta), uma vez que o comprimento dos músculos biarticulares (reto femoral, isquiotibiais exceto porção curta do bíceps) também estará dependente do grau de flexão do quadril ou movimentação do segmento do tronco (KAPANDJI, 2000).

As investigações realizadas até o momento têm mostrado certa inconsistência nos resultados no sentido de identificar as posições e amplitudes articulares (de joelho, quadril, etc.) adequadas que possibilitem produzir maiores níveis de força e maximizar o desempenho no salto vertical. Alguns autores (KIRBY et al., 2011; MCBRIDE et al., 2010) mostraram que os SV quando são realizados em diferentes profundidades de agachamento podem influenciar alguns índices neuromusculares, tais como força e a potência. No *squat jump* (SJ) especificamente, salto no qual é realizado utilizando apenas a ação concêntrica dos músculos, parece que quando o mesmo é realizado partindo de diferentes ângulos articulares do joelho, resultam em diferentes alturas e níveis de potência (ZAMPARO et al., 1997; MORAN; WALLACE, 2007; BOBBERT et al., 2008; LA TORRE et al., 2010). Contudo, outros estudos (BOBBERT et al., 1996; DOMIRE; CHALLIS, 2007) não encontraram diferença no desempenho do SJ quando realizado partindo de diferentes ângulos de joelho.



Outros estudos (MCBRIDE et al., 2010; SALLES et al., 2011; KIRBY et al., 2011) têm investigado a influência de diferentes ângulos de flexão de joelho no desempenho também no *counter movement jump* (CMJ). De acordo com tais autores o CMJ quando realizado nas maiores profundidades de agachamento apresentam o melhor desempenho. No CMJ é importante ressaltar que tipo de salto há um contramovimento, em que ocorre flexão das articulações dos membros inferiores com consequente ação muscular excêntrica antes da realização do salto propriamente dito. Nessa fase ocorre produção e acúmulo de energia elástica que é reutilizada na fase subsequente, que é a impulsão ou ação muscular concêntrica (KOMI, 2000). Este fenômeno é conhecido como ciclo alongamento-encurtamento (CAE) (KOMI, 2000), considerado um mecanismo neuromuscular que aumenta a eficiência mecânica do movimento e resulta em aumento da potência muscular nos saltos verticais (KOMI; BOSCO, 1978; ANDERSON; PANDY, 1993). Contudo, Feltner et al. (1999) destacam que a eficiência na utilização desse mecanismo e consequente desempenho no salto vertical pode estar relacionado com a coordenação das articulações envolvidas no contramovimento (quadril, joelhos e tornozelos), pois necessitam realizar uma flexão e de forma rápida executar uma extensão de tais articulações.

A realização de SV em diferentes amplitudes de movimento é um fator que pode também influenciar diretamente a ativação muscular ou eletromiográfica (EMG). Isto pode ser esperado visto que a capacidade em gerar força é dependente do número de unidades motoras recrutadas (ENOKA, 2000). De acordo com o autor, o maior recrutamento de UM ocorre em situações em que a produção de força é tida graças à interação dos elementos contráteis (actina-miosina), na formação das pontes cruzadas. Por outro lado, em situações em que os músculos estão mais alongados, a produção de força será principalmente dependente dos elementos elásticos, reduzindo a ativação das UM e consequentemente da ativação EMG.

No estudo de Salles et al. (2011), os autores observaram uma maior ativação muscular dos músculos gastrocnêmio, vasto lateral e glúteo máximo e maior altura do salto (CMJ) quando o ângulo do joelho estava em 90° comparado com ângulos de 70 e 50° de flexão do joelho. Por outro lado, Bobbert et al. (2008) não encontraram diferenças na ativação EMG dos músculos dos membros inferiores durante o SJ partindo de cinco posições diferentes. Estes estudos demonstram não

haver uma conformidade quanto ao comportamento da atividade EMG nos SV realizados em diferentes profundidades de agachamento.

Assim, conforme evidenciado por Gordon (1966), existe um comprimento muscular ótimo ou “zona” de maior tensão capaz de maximizar a produção de força muscular. Esse comprimento muscular, em uma perspectiva “externa” ao corpo, é observado pela manipulação dos ângulos articulares, obtendo-se diferentes níveis de torque produzido ao redor das articulações (ZATSIORSKY, 2000). No salto vertical, estes aspectos são observados nos momentos do início da impulsão, em que a posição articular, principalmente do joelho e quadril, irão determinar o comprimento dos músculos primários do movimento. Isso poderá influenciar nos aspectos ligados a produção de força e no desempenho final do salto vertical. Contudo, tais aspectos ainda não se encontram totalmente elucidados na literatura. Baseado nos relatos acima e com a intenção de investigar os fatores envolvidos no desempenho do salto vertical elaborou-se as seguintes questões a serem investigadas:

“Existe diferença no desempenho (altura do salto) no CMJ e no SJ realizados a partir de diferentes profundidades de agachamento? Quais são as influências dessas diferentes posições de agachamento na ativação eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores e em parâmetros cinéticos e cinemáticos durante o CMJ e SJ?”

## **1.2 Objetivo geral**

Analisar o desempenho, a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos dos membros inferiores e parâmetros cinéticos e cinemáticos durante os saltos verticais CMJ e SJ realizados a partir de diferentes profundidades de agachamento.

### **1.2.1 Objetivos específicos**

- Quanto ao CMJ:
  - Comparar o desempenho no CMJ (altura do salto) entre os saltos realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (posição preferida - PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$ ).
  - Comparar as variáveis cinéticas (potência média, potência pico, força máxima absoluta e relativa e a taxa de desenvolvimento de força), entre

os saltos CMJ realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$ ).

- Comparar as variáveis cinemáticas (pico de velocidade do centro de massa, velocidade e deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo) entre os saltos CMJ realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$ ).

- Comparar a atividade EMG (%RMS) dos músculos reto femoral, bíceps femoral e vasto lateral entre os saltos realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho durante a fase concêntrica do CMJ (PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$ ).

- Comparar a atividade EMG (%RMS) dos músculos reto femoral, bíceps femoral e vasto lateral entre os saltos realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho durante a fase excêntrica do CMJ (PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$ ).

- Verificar os índices preditores do desempenho (altura do salto) em cada uma das situações do CMJ (PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$ ).

- Quanto ao SJ:

- Comparar o desempenho no SJ (altura do salto) entre os saltos realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $70^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $110^\circ$ ).

- Comparar as variáveis cinéticas (potência média, potência pico, força máxima absoluta e relativa e a taxa de desenvolvimento de força), entre os saltos SJ realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $70$ ,  $90$  e  $110^\circ$ ).

- Comparar as variáveis cinemáticas (pico de velocidade do centro de massa, velocidade e deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo) entre os saltos SJ realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $70$ ,  $90$  e  $110^\circ$ ).

- Comparar a atividade EMG (%RMS) dos músculos reto femoral, bíceps femoral e vasto lateral durante a fase concêntrica entre os saltos realizados em diferentes situações de máxima de flexão do joelho (PREF,  $70$ ,  $90$  e  $110^\circ$ ).

- Verificar os índices preditores do desempenho (altura do salto) em cada uma das situações do SJ (PREF,  $70$ ,  $90$  e  $110^\circ$ ).

### 1.3 Justificativa

É constante no meio esportivo treinadores e preparadores físicos buscarem métodos e programas de treinamento mais precisos, que visam a especificidade do desporto, com objetivo de maximizar os treinamentos e levar o atleta ao ápice do desempenho físico. Para tornar isso possível é necessário identificar os fatores essenciais ao desempenho de sucesso da modalidade esportiva, analisando parâmetros biomecânicos (técnica desportiva) e fisiológicos (força, potência muscular, bioenergética), isso ajuda a entender os padrões básicos de movimento, substratos energéticos predominantes na modalidade, além de outras características que compõem o desempenho de qualidade.

Nos esportes coletivos como voleibol e basquetebol, nos quais o desempenho no salto vertical é de fundamental importância para o sucesso em alguns fundamentos, é necessário investigar os fatores que podem contribuir para a melhora no desempenho do salto. Dentre esses, o comprimento muscular, que é determinado pelo nível de flexão das articulações (BOBBERT; CASIUS, 2005), parece ser um fator fundamental na produção de força e potência dos membros inferiores (ZATSIORSKY, 2000). No entanto, não há um consenso na literatura sobre o desempenho no salto vertical quando realizado em diferentes amplitudes articulares, além disso, existem questões que necessitam ser esclarecidas como a resposta da EMG em diferentes ângulos de flexão de joelho durante o salto vertical.

O presente tema de investigação é relevante do ponto de vista prático esportivo e científico, pois amplia o conhecimento sobre os efeitos de diferentes angulações do joelho no desempenho do salto vertical, e isso poderá ser aplicado diretamente no treinamento de atletas ou em situações na própria prática esportiva. O tema a ser estudado também implica em crescimento do conhecimento sobre o fenômeno do ciclo alongamento-encurtamento.

### 1.4 Hipóteses

- Quanto ao CMJ:

H1: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento são os que obtêm o maior desempenho (altura) no CMJ comparado aos saltos realizados em menores profundidades.

H2: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam os maiores valores de potência média e pico comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H3: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam os maiores valores de força máxima absoluta e relativa comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H4: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam as maiores taxas de desenvolvimento de força comparado às demais posições.

H5: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam o maior deslocamento angular do quadril e joelho comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H6: O deslocamento angular do tornozelo não apresenta diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

H7: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento são os apresentam os maiores valores de pico de velocidade no instante de impulsão comparado aos demais.

H8: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam a maior velocidade angular do quadril e do joelho comparado aos saltos executados em menor profundidade de agachamento.

H9: A velocidade angular do tornozelo não apresenta diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

H10: A atividade EMG (%RMS) do músculo vasto lateral na fase concêntrica é maior nos saltos realizados nas menores profundidades de agachamento comparado aos saltos realizados em maiores profundidades.

H11: A atividade EMG (%RMS) dos músculos biarticulares (reto femoral e bíceps femoral cabeça longa) na fase concêntrica não apresentam diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

H12: A atividade EMG (RMS) do músculo vasto lateral na fase excêntrica é maior nos saltos realizados nas menores profundidades de agachamento comparado as demais posições.

H13: A atividade EMG (%RMS) dos músculos biarticulares (reto femoral e bíceps femoral cabeça longa) na fase excêntrica não apresentam diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

- Quanto ao SJ

H1: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento são os que obtêm o maior desempenho (altura) no SJ.

H2: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam os maiores valores de potência média e pico comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H3: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam os maiores valores de força máxima absoluta e relativa comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H4: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam as maiores taxas de desenvolvimento de força comparado às demais posições.

H5: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam o maior deslocamento angular do quadril e joelho comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

H6: O deslocamento angular do tornozelo não apresenta diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

H7: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento são os que apresentam os maiores valores de pico de velocidade do centro de massa no instante de impulsão comparado aos demais.

H8: Os saltos realizados em maior profundidade de agachamento apresentam a maior velocidade angular do quadril e do joelho comparado aos saltos executados em menor profundidade de agachamento.

H9: A velocidade angular do tornozelo não apresenta diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

H10: A atividade EMG (RMS) do músculo vasto lateral na fase concêntrica é maior nos saltos realizados nas menores profundidades de agachamento comparado aos saltos realizados nas maiores profundidades.

H11: A atividade EMG (%RMS) dos músculos biarticulares (reto femoral e bíceps femoral cabeça longa) na fase concêntrica não apresentam diferença nos saltos realizados em diferentes posições de agachamento.

## 1.5 Definição de variáveis

### - Ângulo relativo do quadril (AQ)

Conceitual: ângulo relativo, expresso em graus, formado entre os segmentos coxa e tronco (HAMILL; KNUTZEN, 2012) (figura 1).

Operacional: analisado no instante de transição da fase excêntrica para concêntrica durante o CMJ. No SJ será obtido no momento em que o sujeito estiver na posição estática e meio agachado.

### - Ângulo relativo do joelho (AJ)

Conceitual: ângulo relativo, expresso em graus, formado entre os segmentos da perna e coxa (HAMILL; KNUTZEN, 2012) (figura 1).

Operacional: analisado no instante de transição da fase excêntrica para concêntrica durante o CMJ. No SJ será obtido no momento em que o sujeito estiver na posição estática e meio agachado.

### - Ângulo relativo do tornozelo

Conceitual: ângulo relativo, expresso em graus, formado entre os segmentos do pé e perna (HAMILL; KNUTZEN, 2012) (figura 1).

Operacional: analisado no instante de transição da fase excêntrica para concêntrica durante o CMJ. No SJ será obtido no momento em que o sujeito estiver na posição estática e meio agachado.

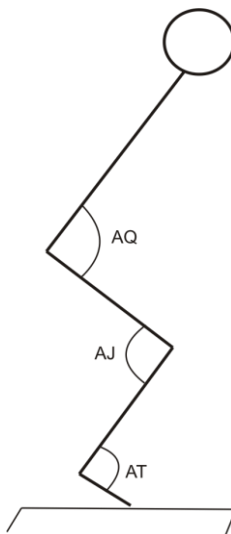


Figura 1: Ilustração dos ângulos relativos do quadril, joelho e tornozelo.

- Deslocamento angular (DA)

Conceitual: é a diferença entre as posições inicial e final de um segmento ou articulação em rotação (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Operacional: será a diferença entre a posição inicial do ângulo relativo mensurado no início da fase concêntrica e a posição do ângulo relativo no final da fase concêntrica.

- Velocidade angular (VA)

Conceitual: é a mudança na posição angular em relação à uma mudança no tempo (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Operacional: será o maior valor obtido na curva da velocidade angular durante a fase concêntrica do CMJ e SJ.

- *Counter Movement Jump* (CMJ)

Conceitual: salto vertical realizado a partir de um contramovimento, com a contribuição do ciclo alongamento-encurtamento (BOSCO, 1999).

Operacional: representará a altura máxima de elevação do centro de gravidade durante o salto realizado com contramovimento, considerada indicadora da potência muscular do atleta associada à ocorrência do CAE.

- *Squat Jump* (SJ)

Conceitual: salto vertical realizado a partir de uma posição estática e semi-agachada, utilizando somente a ação muscular concêntrica (BOSCO, 1999).

Operacional: representará a altura máxima de elevação do centro de gravidade durante o salto realizado a partir de uma posição semi-agachada, considerada indicadora da potência muscular e da habilidade de recrutamento neural do atleta.

- Atividade eletromiográfica (EMG)

Conceitual: É uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo (ENOKA, 2000). Operacional: Atividade elétrica do



músculo, adquirido através de um eletromiógrafo, expresso em valores RMS (*root mean square*).

### **1.6 Delimitações do estudo**

Este estudo apresenta as seguintes delimitações:

- Foram avaliados apenas sujeitos do sexo masculino, envolvidos em treinamentos de esportes que contenham em suas ações de jogo o salto vertical, a exemplo do voleibol e basquetebol.
- Os saltos verticais avaliados no estudo foram somente o *counter movement jump* (CMJ) e *squat jump* (SJ);
- A ativação EMG foi realizada apenas nos músculos vasto lateral, reto femoral, bíceps femoral.

### **1.7 Limitações do estudo**

- Não foi possível adotar nenhuma técnica ou instrumentação biomecânica que pudesse avaliar o comprimento muscular, a exemplo da ecografia.
- O controle da profundidade de agachamento durante o CMJ era realizado pela percepção subjetiva do participante, o pesquisador apenas instruiu o sujeito através de *feedback* verbal.

## **2. REFERENCIAL TEÓRICO**

### **2.1 Importância dos saltos verticais nos esportes coletivos**

O salto vertical possui uma grande importância nos esportes, pois é um elemento inerente aos principais fundamentos em algumas modalidades, como no voleibol, basquete e handebol. A habilidade de saltar tem sido considerada como um fator diferenciador para a performance dos jogadores, uma vez que o salto está presente nos movimentos de ataque e defesa. Como nos ataques (cortadas), saques e bloqueios no voleibol, no basquetebol está presente nos rebotes ofensivos e defensivos, nas bandejas, nos arremessos em suspensão no handebol, entre outros (THISSEN-MILDER; MAYHEW, 1990).

A capacidade que o atleta tem em saltar é um fator muito importante para que o mesmo obtenha êxito na jogada. Por exemplo, em uma ação de ataque no voleibol, quanto mais alto o ponto de contato entre a mão do jogador e a bola, maior será o ângulo de projeção em relação ao solo, aumentando a possibilidade da bola ultrapassar o bloqueio e mais opções de locais para atacar a bola na quadra adversária. Na ação de bloqueio, quanto maior a altura do salto, maiores as condições de interceptar o ataque adversário, pois, o jogador permanecerá mais tempo no ar, possibilitando a utilização de recursos importantes para o bloqueio (ROCHA; BARBANTI, 2007). O mesmo pode ocorrer em situações de jogo no basquete, durante uma disputa por rebote ou quando o salto é executado para um arremesso no handebol.

Grande parte dos fundamentos realizados no voleibol são precedidos de um salto vertical, dessa forma, o salto vertical é considerado como uma das ações ativas determinantes para o desempenho em alguns fundamentos. Berriel et al. (2004), quantificaram o número de saltos executados por jogadores de voleibol do sexo masculino, para isso analisaram 29 partidas da Superliga Nacional, totalizando 116 sets. Os autores observaram uma média de 117 saltos verticais por set, sendo que desse total 39,37% dos saltos foram realizados no bloqueio, 19,7% no saque e 19,23% no ataque. A maior incidência de saltos no bloqueio está ligada ao fato deste geralmente ser realizado por 2 ou até 3 jogadores. Rocha e Barbanti (2007) analisaram 12 jogos da Liga Nacional Feminina e quantificaram o número de saltos verticais entre as diferentes posições exercidas pelas jogadoras. O número de saltos verticais realizados pelas levantadoras em uma partida de 3 sets foi em média 62 saltos, para as jogadoras de ponta

41 e para as de meio de rede 49 saltos. Para partidas com duração de 4 sets a média foi de 83 para as levantadoras, 60 para as ponteiros e 74 para as meio de rede. As levantadoras realizaram a maioria dos saltos para o levantamento, as jogadoras de ponta executaram a maioria dos saltos para ataque e as jogadoras de meio para o bloqueio. Desta forma, o número de saltos realizados durante uma partida de voleibol torna-se uma importante informação para que os treinadores e preparadores físicos possam planejar os treinamentos de maneira específica, de acordo com as posições de jogo.

No basquete a altura atingida nos saltos verticais é decisiva em muitas ações no decorrer do jogo, como nos rebotes e arremessos, e quanto maior altura o atleta puder atingir, maiores são as dificuldades de marcação do adversário. Durante a disputa de uma partida de basquete, os atletas realizam em média entre 30 e 65 saltos verticais, dependendo da posição, sendo que os pivôs são os que mais saltam, pois são os jogadores que têm como uma de suas funções específicas obterem rebotes (BRANDÃO, 1992). O número de saltos verticais que os jogadores de handebol realizam em uma partida é menor quando comparados com o número de saltos realizados no voleibol e basquete. Porém, o desempenho nesses saltos é importante, tanto na movimentação ofensiva no momento do arremesso, quanto no bloqueio defensivo (ELENO; BARELA; KOKUBUN, 2002).

## **2.2 Aspectos intervenientes na produção de potência muscular**

Em grande parte das atividades esportivas é fundamental que os atletas possuam uma alta capacidade de gerar potência muscular. Em alguns esportes como no voleibol, basquete e handebol essa capacidade física pode ser representada pelo salto vertical, sendo a altura vertical total alcançada pelo atleta um fator determinante para o sucesso na jogada.

Para que o atleta tenha uma boa impulsão vertical é essencial que o mesmo possua alguns elementos para esse propósito, dentre eles destaca-se a potência muscular. Essa é caracterizada pela taxa de realização de trabalho em um determinado período de tempo. De acordo com Carvalho e Carvalho (2006), a potência é o produto da força que um segmento corporal pode produzir pela velocidade atingida por esse segmento. A potência muscular está associada com a força e a velocidade, isto foi comprovado por Hill (1938), o qual observou que a relação entre a velocidade de contração e força muscular produzida

formam uma curva hiperbólica. A curva de potência em forma de sino, que oscila entre dois limites, procurando harmonizar força e velocidade, que se opõem naturalmente (figura 3).

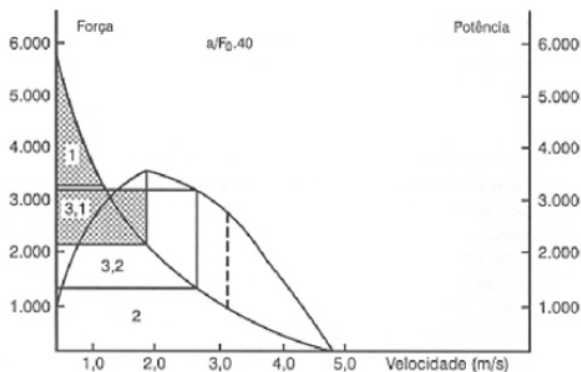


Figura 2: Curva da relação força-velocidade de Hill e de potência.  
(Fonte: Carvalho e Carvalho, 2006).

A curva da relação força-velocidade e potência, pode ser dividida em três zonas: zona 1 é utilizada grande força e pouca velocidade, a potência é média ou baixa; zona 2 apresenta grande velocidade e baixa resistência, a potência também será média ou baixa; zona 3 observa-se que a força aplicada e a velocidade apresentam valores intermediários, oferecendo ótimas condições para gerar potência (CARVALHO; CARVALHO, 2006).

Nessa perspectiva, a carga ideal para o treinamento da potência muscular deve estar na denominada Zona de Potência Máxima, a qual promove a otimização da relação entre força e velocidade para a produção de potência (CRONIN; SLEIVERT, 2005). Entretanto, a exata relação entre a força máxima e a velocidade, para a produção de potência não está totalmente esclarecido. Stone et al. (2003), verificaram que a carga que mais produz potência muscular durante os saltos *Squat Jump* e o *Counter Movement Jump* são de 10% de 1RM no agachamento para ambos, e os valores de potência diminuem a partir desse valor conforme há um aumento do % de 1RM para as duas condições de salto. No estudo realizado por Baker et al. (2001), as cargas que variavam entre 46 e 62% de 1RM no agachamento foram as que produziram maiores valores de potência durante um salto vertical, as cargas entre 31 e 39% de 1RM resultaram em uma redução significativa da potência.

Um fator importante que influencia na produção de força muscular e conseqüente geração de potência é o comprimento muscular. O estudo clássico de Gordon et al. (1966), mostra a relação força-comprimento (figura 4) em uma fibra isolada do músculo semitendíneo de rã, que foi estimulada em diferentes comprimentos e mensurada a força isométrica produzida.

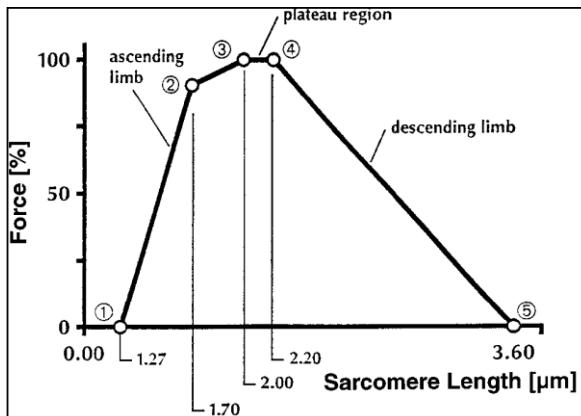


Figura 3: Relação força-comprimento em fibra isolada de rã, por Gordon (1966) (Fonte: Rassier et al., 1999).

A curva é caracterizada por apresentar três fases: ascendente, platô e descendente. Na parte ascendente, partindo da posição mais encurtada do sarcômero, a força produzida é igual a zero, à medida que aumenta o comprimento há um rápido aumento da força, seguido por um aumento mais lento até atingir um platô. O platô corresponde à área onde a sobreposição entre actina e miosina é máxima. E na parte descendente da curva, há diminuição da sobreposição dos filamentos, diminuindo a capacidade de produção de força. A relação força-comprimento indica que a produção de força depende do número de pontes cruzadas estabelecidas nos diferentes comprimentos musculares.

Entretanto, em ações dinâmicas a produção total de força que um músculo pode exercer sofre influência dos elementos elásticos, além dos contráteis, sendo observada uma redução curvilínea na fase descendente da curva força-comprimento, e não linear como verificado na produção de força isométrica nas fibras isoladas (HERZOG et al., 1988). Desta forma, em maiores comprimentos se espera uma maior contribuição dos

elementos elásticos enquanto que em comprimentos menores há uma maior contribuição dos elementos contráteis.

Outros fatores que interferem na capacidade de produção de força muscular são o recrutamento das Unidades Motoras (UMs) e a frequência de disparos de potenciais de ação (ENOKA, 2000). Quanto maior o número de UMs recrutadas e maior frequência de disparos, níveis mais elevados de força serão obtidos (KOMI, 2006).

Existem três tipos de UMs, e há uma variação substancial quanto à capacidade de produção de força entre elas. A classificação é realizada de acordo com o tempo que suas fibras levam para atingir o pico de força e conforme seu limiar de fadiga. As UMs chamadas rápidas fatigáveis (*Fast Fatigable - FF*) se contraem e relaxam rapidamente, porém entram rapidamente em fadiga quando estimuladas repetidamente. As UMs lentas (*Slow - S*) possuem um tempo de contração muito mais longo e são altamente resistentes a fadiga. E as UMs com características intermediárias, que são unidades rápidas e resistentes à fadiga (*Fast Fatigue Resistant - FR*) (KANDEL et al., 1991). As UMs rápidas fatigáveis podem produzir até cem vezes mais força do que as unidades lentas, isso ocorre principalmente devido ao grau de inervação ser maior e as áreas de secção transversa das fibras musculares serem superiores nas UMs rápidas fatigáveis em relação as fibras das UMs lentas (KANDEL et al., 1991).

O recrutamento das UMs é realizado pelo princípio do tamanho e pelo nível de força e velocidade da ação (Princípio de Henneman). As UMs de menor tamanho ou de baixo limiar são recrutadas principalmente durante ações submáximas, quando há um aumento progressivo da força ou em ações mais rápidas, as UMs maiores são ativadas, as quais inervam as fibras tipo IIa e IIb (ENOKA, 1997). Portanto, o aumento gradual nas demandas de força em uma atividade envolve o recrutamento progressivo das UMs maiores. Este recrutamento ordenado das UMs simplifica a tarefa de gradação de força por parte do sistema nervoso central, pois quando o músculo recebe o comando para exercer força, a sequência de recrutamento das UMs é predeterminada e não tem de ser especificada pelo cérebro (ENOKA, 2000).

Entretanto, a literatura tem mostrado algumas exceções ao princípio de Henneman, pois as UMs rápidas fatigáveis podem ser preferencialmente recrutadas nos movimentos explosivos, em que a velocidade máxima deve ocorrer em um espaço de tempo curto, como ocorre nos saltos verticais (SALE, 1992). Neste caso, acredita-se que

somente seriam ativadas as unidades motoras que inervam as fibras do tipo IIB. Isto sugere que o SNC possui mecanismos que permitem ativar, de modo seletivo, unidades motoras que inervam fibras IIB (rápidas) sem que seja necessário ativar antes as fibras lentas. Sendo assim, este fenômeno causaria um aumento da atividade eletromiográfica dos músculos, devido, provavelmente, a um aumento na frequência de impulso nervoso das unidades motoras que inervam as fibras rápidas (BADILLO, 2001).

Atletas de alto nível, de modalidades desportivas com especializações diferentes, apresentam uma distribuição do tipo de fibra muscular predominantemente de acordo com a capacidade física exigida. Os atletas que competem em esportes que exigem velocidade e/ou potência apresentam alto percentual de fibras do tipo II. Já os atletas de competições com características de endurance predominam as fibras do tipo I (PLATONOV, 2008).

Bosco e Komi (1979), investigaram a influência da composição das fibras musculares, sobre a performance em saltos verticais (SJ e CMJ) e parâmetros mecânicos como altura do centro de massa (CM), força média e potência mecânica. Para isso, 34 estudantes de Educação Física foram submetidos aos saltos verticais máximos sobre uma plataforma de força. A determinação da composição das fibras musculares foi realizada através de biopsia do músculo vasto lateral. Os resultados apresentaram uma relação positiva entre % de fibras de contração rápida e altura do CM em ambos os saltos. Portanto, o tipo de fibra muscular pode ser determinante para o desempenho em atividades que exige potência muscular.

Portanto, o tipo de fibra muscular possui grande relação com a produção da potência muscular, pois, as fibras de contração rápida são recrutadas por UMs de maior limiar, que apresentam alta velocidade de encurtamento e possuem maior diâmetro (BUCHTAL; SCHMALBRUCH, 1970).

### **2.3 Mecanismos músculo-esqueléticos intervenientes no salto vertical**

### 2.3.1 Ciclo alongamento-encurtamento (CAE)

Um fator neuromuscular importante na geração de potência muscular durante o salto vertical é o ciclo alongamento-encurtamento (CAE), esse mecanismo neuromuscular que tem como função aumentar a eficiência mecânica do movimento e melhorar o desempenho esportivo. O CAE é um componente que está envolvido em muitas atividades diárias, tais como correr, saltar e arremessar (KUBO et al., 1999).

O CAE é caracterizado por um pré-alongamento das fibras musculares, nessa fase de alongamento o músculo age excêntrica, na qual, são ativados os reflexos de estiramento e os elementos elásticos alongados, obtendo um armazenamento de energia elástica que é reutilizada na ação concêntrica subsequente (KOMI, 2000). Durante a ação excêntrica há produção de trabalho negativo, no qual parte de sua energia mecânica é absorvida e armazenada na forma de energia potencial elástica, nos elementos elásticos em série (pontes cruzadas e tendões) (FARLEY, 1997). Quando ocorre a passagem da ação excêntrica para concêntrica rapidamente, os músculos podem utilizar a energia elástica acumulada para aumentar a geração de força na ação concêntrica, com menor gasto metabólico e maior eficiência mecânica (KUBO et al., 1999). Desta forma, quanto menor o tempo de duração na transição entre a ação excêntrica para concêntrica maior será o aproveitamento da energia elástica.

A função muscular do CAE possui uma finalidade bem reconhecida, que é o aumento do desempenho ao final da ação concêntrica quando comparado a esta de forma isolada (KOMI, 2006). No entanto se a passagem de uma fase (excêntrica) para outra (concêntrica) for lenta, a energia potencial elástica será dissipada na forma de calor não se convertendo em energia cinética (CAVAGNA, 1977; GOUBEL, 1997). Um fator que poderia explicar a perda de energia elástica, devido a demora na transição da ação excêntrica para concêntrica, seria em consequência ao desligamento e religamento das pontes cruzadas, pois, após o religamento, os miofilamentos ficariam menos alongados (CAVAGNA, 1977).



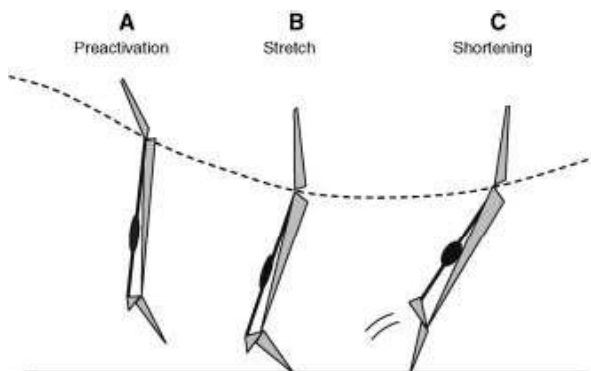


Figura 4: Em atividades como correr ou saltar, o impacto acontece quando ocorre o contato com o solo. Isto requer uma pré-ativação dos músculos como os flexores plantares e extensores do joelho antes do contato com o solo para resistir ao impacto (A) e um alongamento muscular durante o contato (B), seguido por uma ação concêntrica (C), no chamado ciclo alongamento-encurtamento (Fonte: KOMI, 2006, p. 201).

Uma estimativa da contribuição da energia elástica e da ação excêntrica, realizada anteriormente a ação concêntrica sobre o desempenho físico, pode ser obtida mensurando a altura que o indivíduo pode saltar em dois tipos de salto vertical (KOMI; BOSCO, 1978). Para isso, os autores verificaram a eficiência do CAE comparando os saltos verticais *Squat Jump* (SJ) e *Counter Movement Jump* (CMJ). No SJ o indivíduo parte de uma posição estática de flexão dos joelhos a 90°, utilizando apenas ação muscular concêntrica para realizar o salto, a energia potencial elástica acumulada é perdida na forma de calor, devido a manutenção da posição estática assumida. Já no CMJ é realizado um contramovimento (ação excêntrica seguido de ação concêntrica) o mais rápido possível, desta forma o CAE poderia ser utilizado produzindo uma maior geração de força. A eficiência do CAE foi verificada através de curvas força-velocidade, onde a força gerada era maior quando precedido de um contramovimento, quando comparada a movimentos que não utilizavam esse mecanismo, na mesma velocidade de execução.

No estudo de Anderson e Pandy (1993), os indivíduos saltaram em média 5% a mais no salto realizado com contramovimento (CMJ), comparado com o salto meio agachado (SJ).

O CAE tem sido alvo de muitas investigações, devido a sua importância em vários esportes, como no voleibol, basquete, atletismo entre outros. Os estudos tentam explicar os fatores que mais contribuem para a potencialização do CAE, como as propriedades elásticas e as magnitudes de deslocamento angular nas articulações envolvidas, entre outros. No entanto, não existe um consenso da importância e contribuição de cada um desses fatores. Segundo Enoka (2000) a capacidade para utilizar a energia elástica armazenada é influenciada por três fatores essenciais, o tempo, a amplitude articular de deslocamento e a velocidade desse deslocamento. Para Komi e Gollhofer (1997), os possíveis mecanismos envolvidos na potencialização do desempenho do CAE, necessitam de algumas condições fundamentais, tais como: pré-ativação muscular bem programada antes da fase excêntrica, fase excêntrica curta e rápida e transição imediata entre as fases excêntrica e concêntrica.

Com relação aos deslocamentos angulares Schmidtbleicher (1992) diferencia o CAE de duas maneiras, em CAE curto e CAE longo. O CAE curto é caracterizado por apresentar menores deslocamentos angulares nas articulações do joelho e quadril, além do movimento ter um tempo de duração entre 100 e 200 ms. Já, o CAE longo caracteriza-se por um maior deslocamento angular das mesmas articulações, e por um tempo de movimento entre 300 e 500 ms.

O maior desempenho (altura) no salto vertical no CMJ em relação ao SJ, em grande parte é explicado pelo acúmulo de energia elástica, no entanto, outros fatores mecânicos estão envolvidos no aumento da eficiência do CAE, como o reflexo miotático ou reflexo de estiramento.

O reflexo miotático baseia-se na ação de receptores existentes nos músculos, que são responsáveis por transmitir informações ao Sistema Nervoso Central (SNC) sobre alterações no comprimento e tensão muscular: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG).

Os fusos musculares são estruturas que estão localizadas paralelamente as fibras dos músculos esqueléticos, devido a sua disposição no músculo, os fusos musculares fornecem informações sobre as mudanças no comprimento muscular, ou seja, são responsáveis pela detecção do grau de alongamento músculo-tendíneo (ENOKA, 2000), e funcionam como uma medida de proteção ao alongamento demasiado. Os OTG estão localizados entre o músculo e seu tendão, por isso são considerados elementos em série. São responsáveis pela detecção da tensão gerada tanto pelo alongamento, quanto pela

contração ativa do músculo e suas respostas reflexas causam o relaxamento dos músculos envolvidos na tarefa (UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998).

Quando ocorre um alongamento violento e excessivo os receptores detectam esta alteração, enviando um estímulo sensorial a nível medular. Isso gera uma resposta a ação reflexa dos receptores, estimulando o músculo a encurtar-se (KOMI, 2006). Assim, nos movimentos que utilizam o CAE, esta resposta leva os músculos a se contraírem de forma mais rápida, potencializando a ação concêntrica do CAE.

### **2.3.2 Atividade elétrica (EMG)**

O desempenho do salto vertical, além de ser determinado pelos mecanismos músculo-tendíneos, também é dependente da capacidade que o sistema nervoso possui em ativar as fibras musculares adequadamente, ou seja, a produção de potência também é influenciada pelos fatores neurais. Como foi relatado anteriormente o pré-alongamento de um músculo aumenta o desempenho na ação concêntrica subsequente. Contudo, não se pode atribuir a melhoria do desempenho motor somente à energia potencial elástica, mas devemos considerar como prováveis determinantes do desempenho o padrão de ativação das unidades motoras dos músculos envolvidos.

Bobbert e Casius (2005) reportam que a maior altura obtida no salto vertical com contramovimento (CMJ), em comparação ao salto sem contramovimento (SJ) pode ser explicado pela diferença no estado ativo dos músculos durante a fase preparatória do movimento durante o CMJ.

Em relação a ativação muscular durante saltos verticais, McBride et al. (2008) investigaram a influência da pré-ativação na fase excêntrica do salto vertical sobre o desempenho na fase concêntrica do salto. Participaram do estudo 16 atletas de voleibol e basquete (oito mulheres e oito homens), os atletas realizaram os saltos CMJ, SJ e DJ. A análise da EMG foi mensurada nos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF). Os resultados do estudo demonstraram que a pré-ativação e a ativação muscular na fase excêntrica foram maiores no DJ em comparação ao CMJ e SJ. Porém, a ativação muscular na fase concêntrica não difere entre os três tipos de salto. Além disso, foi encontrada uma relação positiva ( $r = 0,55$ ) entre a média integrada da EMG dos músculos VL e VM na fase excêntrica com o pico de força

vertical (fase concêntrica) para o CMJ e DJ. Portanto, o aumento da EMG na fase excêntrica do salto, parece contribuir para o aumento da força na fase concêntrica e conseqüentemente na altura do salto.

Kubo et al. (2007) investigaram a influência das propriedades elásticas e da atividade eletromiográfica durante saltos verticais, para isso, analisaram o desempenho em três diferentes tipos saltos verticais CMJ, SJ e DJ. Os valores observados de EMG na fase concêntrica durante o CMJ, comparado ao SJ, esteve significativamente correlacionado com o pré-alongamento, embora esta relação não foi encontrada com o DP. Além disso, durante a fase concêntrica do CMJ, os valores de EMG foram maiores que os encontrados nos saltos SJ e DJ. Portanto, a maior altura obtida no CMJ em comparação ao SJ pode ser atribuída aos efeitos da elasticidade e dos tendões e dos níveis de EMG aumentados.

Por outro lado, Svantesson e Grimby (1995) relatam que as atividades eletromiográficas durante exercícios que envolvem o ciclo alongamento-encurtamento diminuem ou permanecem constante, em comparação com aqueles exercícios que utilizam apenas a ação concêntrica pura. Sugerindo que a potenciação mioelétrica não contribui para o aumento do desempenho em exercícios que envolvem o ciclo alongamento-encurtamento.

A amplitude articular é um fator que pode influenciar diretamente a ativação muscular, pois a capacidade em gerar força é dependente do comprimento em que o músculo é mantido e proporcional ao número de pontes cruzadas ativas (ENOKA, 2000). Portanto, a magnitude dos ângulos articulares pode determinar a ativação EMG e conseqüentemente o desempenho no salto.

A influência do comprimento muscular sobre a EMG foi investigada por Kubo et al. (2004), no qual, comparou-se a EMG muscular do quadríceps e bíceps femoral durante ações isométricas de extensão de joelho, em diferentes ângulos do joelho (40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 e 110°, a extensão total do joelho foi considerada 0°). Os maiores níveis de EMG nos músculos do quadríceps foram encontrados nos ângulos de 80 a 110°, para o bíceps femoral a maior ativação (co-ativação) foi encontrada nos ângulos de 100 e 110°. Este estudo demonstrou que os níveis de EMG são maiores tanto para os músculos agonistas (quadríceps femoral) quanto para os antagonistas (bíceps femoral) no momento em que o joelho está nas posições mais flexionadas, portanto, com maiores comprimentos musculares.

Um estudo bastante interessante realizado por Masci et al. (2010), verificou, se jogadores de voleibol apresentam adaptações neuromusculares específicas durante saltos verticais em comparação a atletas de esportes que não realizam saltos verticais em suas modalidades. Foi analisado a EMG dos músculos vasto lateral e bíceps femoral durante saltos verticais CMJ e SJ. Foram encontrados nos atletas de voleibol menores níveis de co-ativação dos músculos da coxa, em comparação ao grupo de atletas que não realizam saltos verticais, além desse último grupo apresentar uma maior ativação dos músculos antagonistas (flexores do joelho) durante o salto vertical, isto parece ser um fator importante do desempenho do salto vertical. Este estudo demonstrou que jogadores de voleibol possuem uma maior eficácia na habilidade de saltar, em comparação a atletas que realizam este gesto motor em seus esportes. A menor ativação dos músculos flexores do joelho durante a execução do salto vertical com contramovimento pode ser importante, visto que há uma redução no tempo de duração da fase descendente do movimento.

Salles et al. (2011) analisaram a atividade EMG de alguns músculos (gastrocnêmio, vasto lateral, glúteo máximo e eretores da espinha), durante a realização do CMJ. Os saltos foram realizados em três diferentes ângulos de flexão de joelho (50, 70 e 90°, 0° corresponde a extensão total). De acordo com os autores, independentemente do músculo analisado, a magnitude contramovimento foi positivamente relacionado com o nível de excitação neuromuscular, ou seja, todos os músculos apresentaram os maiores valores de atividade EMG nos saltos realizados no ângulo de 90° de flexão de joelho e as menores ativações no ângulo de 50°.

### **2.3.3 Fatores cinéticos e magnitude dos deslocamentos angulares**

Como citado anteriormente, a potência muscular está associada com a força e a velocidade. Porém, a magnitude da força gerada por um músculo está relacionada ao comprimento em que o músculo é mantido, desta forma, a relação comprimento-tensão é considerada um importante requisito para a geração de força e potência nos esportes. Segundo Hamill e Knutzen (2008), a tensão máxima que pode ser gerada na fibra muscular ocorre quando o músculo estiver num comprimento ligeiramente maior do que seu comprimento de repouso, algo entre 80 e 120%.

O nível de flexão e/ou extensão das articulações determina o comprimento muscular, dessa forma, quanto maior for a amplitude angular de uma articulação maior será o alongamento dos músculos envolvidos, resultando em menos pontes cruzadas ligadas após o alongamento, conseqüentemente menos energia elástica será armazenada.

Bosco et al. (1982) investigaram a influência da amplitude do pré-alongamento na eficiência mecânica do salto vertical. Cinco indivíduos realizaram cinco diferentes séries de saltos verticais, cada um dos quais diferiram com relação à mecânica da ação da articulação do joelho durante a ação excêntrica. Os resultados indicaram que a maior eficiência foi observada quando a amplitude de flexão do joelho na fase excêntrica era pequeno. Já em movimentos de maior amplitude a eficiência foi menor. Estes resultados sugerem que as mudanças de comprimento dos músculos durante o alongamento (ação excêntrica), desempenha um papel importante na regulação da eficiência mecânica do salto vertical.

Controlar o ângulo articular durante o movimento dinâmico como num salto vertical com contramovimento não é uma tarefa simples, porém, se o movimento parte de uma posição estática com um determinado ângulo de flexão, controlar o ângulo em diferentes posições torna a tarefa mais fácil.

A influência de iniciar o movimento em diferentes ângulos de flexão do joelho, sobre alguns índices cinéticos em movimentos que exigem potência muscular, foi investigada por Zamparo et al. (1997). Os autores analisaram a potência média e máxima, força média e máxima e velocidade média e máxima, em dois exercícios, o primeiro consistia num salto vertical (*squat jump*) sobre um plataforma de força, para o segundo foi utilizado um ergômetro do tipo trenó. Nos dois testes o sujeito iniciou o movimento a partir de uma posição estática em diferentes ângulos de flexão de joelho (70, 90, 110, 130 e 150°). Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que a potência média e máxima ( $W.kg^{-1}$ ) e a força média e máxima ( $N.kg^{-1}$ ) obtidas durante o *squat jump* aumentam conforme aumenta o ângulo da articulação do joelho, atingindo os níveis máximos nos 130° e há uma redução dos níveis de potência e força no ângulo de 150°. O pico de velocidade foi obtido no ângulo de 90° e apresentaram uma redução progressiva com o aumento do ângulo.

Quando o salto vertical é realizado iniciando o movimento em diferentes angulações, o sistema músculo-esquelético é induzido a criar

diferentes estratégias de movimento, devido ao alongamento ou encurtamento dos músculos. Nesse sentido, Bobbert et al. (2008) investigaram as estratégias musculares durante o salto vertical *squat jump* realizado em diferentes posições de partida. Durante o saltos foram coletados dados cinemáticos, de força de reação do solo e EMG dos músculos da coxa. Cinco posições diferentes forma utilizadas, a partir de uma posição preferida utilizada como de referência (posição 3 - P3), foram sugeridas outras quatro posições, sendo duas (P1 e P2) com deslocamento do centro de massa (CM) acima da P3 (+13 e +7 cm) e duas com deslocamento do CM abaixo da P3 (-7 e -14 cm).

A altura média do salto vertical variou de 36 cm na P1 até 43 cm na P5, embora não tenha sido encontrada diferença significativa de desempenho entre as diferentes posições, a média de altura na P4 (42 cm) e P5 (43 cm) são maiores que a posição preferida (41 cm). Isso indica que no salto SJ as posições nas quais há uma maior flexão de joelho e quadril, os indivíduos obtiveram um melhor desempenho no salto em comparação com a posição preferida para saltar. A duração da fase de impulsão aumentou significativamente entre as posições iniciais para as finais, sendo encontrada média de 194 ms na P1 para 384 ms na P5. O pico da EMG não diferiu entre as posições durante a impulsão em nenhum dos músculos estudados.

Salles et al. (2011), investigaram o efeito de diferentes magnitudes de deslocamento do ângulo do joelho (50, 70 e 90° de flexão do joelho) sobre o desempenho no salto CMJ, EMG e força de reação do solo (FRS). Quanto ao desempenho no CMJ, o ângulo de 90° resultou em uma maior altura do salto, em comparação aos outros dois ângulos (70 e 50°). O pico de força de reação do solo ocorreu o inverso, a maior força foi encontrada para o ângulo do joelho de 50°, e a menor FRS ocorreu no ângulo de 90°, no entanto, o maior pico de velocidade foi encontrado no ângulo de 90°. Todos os músculos apresentaram maior ativação quando o CMJ foi realizado no ângulo de 90° de flexão de joelho.

Observa-se nesses estudos, que em determinadas posições angulares há uma capacidade maior de produzir força, potência e altura do salto vertical, enquanto que em angulações maiores ou menores a essa posição “ótima”, verifica-se uma menor capacidade de gerar as mesmas magnitudes de força, potencia e desempenho no salto.

Quanto aos parâmetros cinéticos obtidos durante o salto vertical, Dal Pupo et al. (2011) compararam alguns parâmetros de força e velocidade entre velocistas jogadores de voleibol. Os atletas realizaram

três CMJ sobre uma plataforma de força, a partir da curva da força de reação do solo foi obtida a altura do salto, potência, força máxima, tempo para atingir a força máxima, taxa de desenvolvimento de força e pico de velocidade. De acordo com os resultados, a altura do salto, a potência, a força máxima relativa e o pico de velocidade foram maiores nos velocistas, comparado aos jogadores de voleibol. Além disso, houve uma alta correlação entre a altura do salto e o pico de velocidade ( $r = 0,97$ ). Segundo os autores, a força máxima e a velocidade são os principais determinantes para a altura do salto no CMJ, e o fato dos velocistas obterem melhor desempenho no salto que os jogadores de voleibol, pode ser devido a influência da carga genético e as próprias características do treinamento.

A investigação de Yamauchi e Ishii (2007) reforça as conclusões do estudo anterior, pois, a velocidade e a força apresentaram correlação positiva com a altura do CMJ, porém, os autores afirmam que a velocidade pode ser considerada a variável mais importante no desempenho do salto.

No estudo realizado por Nuzzo et al. (2008), foi determinada a relação entre o CMJ e teste de 1RM no agachamento, além de alguns parâmetros cinéticos (pico de força absoluta e relativa pela massa corporal, pico de potência absoluta e relativa, pico de velocidade e taxa de desenvolvimento de força) obtidos numa plataforma de força. Os autores observaram que houve correlação significativa em todas as variáveis quando estas foram normalizadas pela massa corporal do sujeito, não significativas em termos absolutos. Segundo os autores, o aumento da força máxima em relação à massa corporal pode melhorar o desempenho em movimentos que exigem grande potência muscular, portanto, o treinamento de força para membros inferiores poderia otimizar a potência.



### **3. MÉTODO**

#### **3.1 Caracterização da pesquisa**

Esta pesquisa é classificada quanto a sua natureza como aplicada, visto que nesta pesquisa o objetivo é gerar conhecimentos de aplicação prática e dirigidos à solução de problemas específicos. Quanto à abordagem do problema é considerada quantitativa, pois considera que tudo pode ser quantificável, ou seja, traduzir em números opiniões e informações para classificá-las e analisá-las (SILVA et al., 2011). Levando-se em consideração os objetivos deste estudo, o presente estudo mesmo pode ser classificado como descritivo. Quanto aos procedimentos técnicos é considerada empírica, descritiva do tipo correlacional. De acordo com Thomas e Nelson (2002), nesse tipo de estudo o pesquisador coleta dados de diferentes variáveis e estabelece relações, no entanto, não determina causa e efeito entre elas.

#### **3.2 Sujeitos do estudo**

O estudo foi realizado com a participação de 22 sujeitos (idade:  $23,5 \pm 3,58$  anos; massa corporal:  $82,38 \pm 9,83$  kg; estatura:  $185,5 \pm 6,31$  cm; gordura:  $13,79 \pm 3,31\%$ ) praticantes das modalidades de voleibol ou basquetebol. Os mesmos participavam de competições em nível universitário. A seleção dos participantes foi do tipo intencional não probabilística. O principal critério utilizado para selecionar os participantes foi que os mesmos deveriam praticar um determinado esporte em que o salto vertical fizesse parte das ações de jogo (por exemplo, voleibol, basquetebol, handebol, futebol, etc.). Considerando que os sujeitos estivessem habituados a realizar saltos verticais nos treinamentos físicos e durante o próprio jogo, assim teriam um padrão motor satisfatório para a realização dos testes. O fato de ter-se avaliado apenas praticantes das modalidades de voleibol e basquetebol deu-se em função de acessibilidade e voluntariado. Além disso, os demais critérios de seleção foram: a) possuir tempo mínimo de prática com modalidade de um ano; b) frequência de treinamento semanal de no mínimo duas vezes e; c) não apresentar nenhum tipo de lesão que o impossibilitasse de realizar as avaliações.

### 3.3 Instrumentos/equipamentos de medida

#### 3.3.1 Obtenção das características antropométricas

Para mensuração da massa corporal e estatura utilizou-se uma balança digital da marca Toledo com precisão de 100 g, e um estadiômetro com precisão de 1 mm, respectivamente. Para as medidas de dobras cutâneas foi utilizado um adipômetro da marca *Cescorf*, com precisão 1 mm. Para estimar o percentual de gordura foi utilizada a equação de Yuhasz (1962), a qual leva em consideração as medidas das dobras cutâneas do tríceps, subescapular, supra-ilíaca e abdominal.

$$\text{Equação de Yuhasz (1962): } G\% = \sum 4 \text{ dobras} \times 0,153 + 5,783$$

Onde:  $\sum 4$  medidas = somatório das dobras cutâneas do tríceps, subescapular, supra-ilíaca e abdominal.

#### 3.3.2 Obtenção das variáveis cinéticas dos SV

Para obter as variáveis cinéticas (potência média, potência pico, força máxima absoluta e relativa e a taxa de desenvolvimento de força) e do tempo de vôo dos atletas durante os saltos verticais CMJ e SJ, utilizou-se uma plataforma de força *Quattro Jump*, modelo 9290 AD (Kistler Instrument Corp, Winterthur, Switzerland), que consiste em uma plataforma portátil, do tipo piezelétrica, que efetua medidas da força vertical (figura 5). As informações adquiridas foram transmitidas via cabo a um computador na frequência de 500 Hz.



Figura 5: Plataforma de força utilizada para registrar as variáveis cinéticas.

### 3.3.3 Obtenção do sinal eletromiográfico (EMG)

Para registrar a ativação EMG dos músculos dos membros inferiores durante a realização do CMJ e SJ utilizou-se um eletromiógrafo da marca Miotec (Porto Alegre, Brasil), com quatro canais de aquisição, operando na frequência de 2000 Hz (figura 6).



Figura 6: Eletromiógrafo utilizado para aquisição dos sinais EMG.

### 3.3.4 Obtenção das variáveis cinemáticas

Foi utilizada uma câmera filmadora digital da marca *Canon* (Power Shot, ELPH 500 HS) com frequência de 120 quadros/segundo para aquisição das imagens e posterior análise cinemática dos saltos verticais (figura 7).



Figura 7: Câmera filmadora utilizada para aquisição das imagens

## 3.4 Coleta de dados

Primeiramente o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC (projeto aprovado sob o número CAEE 01832712.0.0000.0121). Após aprovação, os sujeitos do estudo foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa para então assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). A coleta de dados ocorreu junto ao Laboratório de Biomecânica (BIOMECH), localizado no Centro de Desportos da UFSC. As avaliações foram realizadas em duas etapas separadas por no mínimo 24h, na primeira etapa foi realizada a familiarização e as medidas antropométricas, enquanto na segunda foram coletados os dados dos saltos para as análises. Todas as avaliações foram previamente agendadas.

## 3.5 Procedimentos

Os participantes compareceram em dois dias distintos ao BIOMECH. Na primeira visita foram realizadas as medidas antropométricas para caracterização da amostra e realizada a familiarização com os testes de saltos verticais. Na familiarização os sujeitos realizaram entre três a quatro saltos em cada uma das posições

determinadas, tanto no CMJ (PREF,  $<90^\circ$ ,  $>90^\circ$ ) quanto no SJ (PREF,  $70^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $110^\circ$ ).

A segunda visita foi destinada à realização dos saltos verticais para a coleta de dados. Nesta sessão, os sujeitos inicialmente realizaram um aquecimento, o qual consistiu em pedalar em um cicloergômetro durante cinco minutos a 50 Watts, realizar duas séries de 10 saltitos de modo contínuo com um minuto de intervalo entre cada série, além de cinco a seis saltos submáximos para o CMJ e SJ. Após o aquecimento os atletas realizaram os saltos, que consistiu em nove tentativas do CMJ, sendo três para cada situação (PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$ ) e 12 do SJ, três para cada situação (PREF,  $70^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $110^\circ$ ). Os saltos foram realizados sobre a plataforma de força, ao mesmo tempo em que foi filmado o movimento no plano sagital e monitorado a atividade EMG. Os atletas foram instruídos a saltar o mais alto possível em todas as tentativas.

Para atenuar possíveis efeitos da fadiga houve intervalo de um minuto entre cada salto, tanto no CMJ quanto no SJ, e de 10 minutos entre os dois tipos de salto (READ; CISAR, 2001). A ordem de execução dos tipos de salto (CMJ e SJ) assim como as diferentes amplitudes (PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$  no CMJ; PREF,  $70^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $110^\circ$  no SJ) foram randomizadas para evitar possíveis influências produzidas pela sua ordem de execução.

### 3.5.1 Protocolos

#### 3.5.1.1 Protocolo do *Counter Movement Jump* (CMJ)

Para realização do CMJ o indivíduo deveria partir de uma posição em pé e com as mãos na cintura. A partir desta, o mesmo deveria realizar um contramovimento (fase de descida ou excêntrica) seguido rapidamente de uma rápida e vigorosa extensão das articulações dos membros inferiores (fase de subida ou concêntrica) (figura 8). Foi solicitado ao atleta realizar os saltos a partir de três condições diferentes: 1) três tentativas nas quais a flexão máxima do joelho (relativa) ao final da fase excêntrica deveria ser menor que  $90^\circ$  (CMJ  $<90^\circ$ ); 2) três tentativas com flexão máxima de joelho maior que  $90^\circ$  (CMJ  $>90^\circ$ ) e; 3) três tentativas com nível de flexão de joelho auto-selecionada, denominada neste estudo de posição preferida (PREF) (figura 9). O controle destes posicionamentos era realizado pela percepção subjetiva do sujeito e alimentada por *feedback* do avaliador. Caso a tentativa realizada não se enquadrasse conforme o posicionamento solicitado,

julgado pela inspeção visual do pesquisador, o salto seria repetido. Solicitou-se que os sujeitos mantivessem o tronco em uma posição mais vertical possível durante os saltos a fim de minimizar os efeitos do momento articular gerado por este segmento sobre o desempenho no salto. A ordem de execução desses saltos foi randomizada.



Figura 8: Ilustração do salto CMJ (Fonte: BOSCO, 1999, p. 45).

- A) Posição inicial, joelhos estendidos ( $180^\circ$ )
- B) Flexão do joelho
- C) Joelho em completa extensão
- D) Aterrissagem, ângulo do joelho próximo a  $180^\circ$

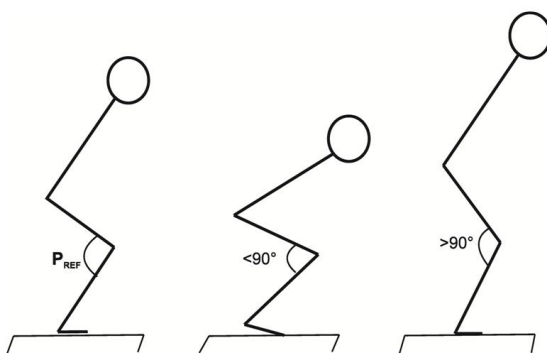


Figura 9: Ilustração das três situações de máxima flexão do joelho durante o CMJ.

### 3.5.1.2 Protocolo do *Squat Jump* (SJ)

O SJ consiste em um salto no qual utiliza-se somente a ação concêntrica dos músculos agonistas do movimento, ou seja, somente a fase de subida. Conforme estabelecido pelo protocolo, os sujeitos deveriam partir de uma posição estática e semi-agachada, com as mãos na cintura e então realizar o salto (figura 10). Não foi permitido ao sujeito deslocar o centro de massa (CM) para baixo. Da mesma forma que no CMJ, foi instruído aos sujeitos minimizarem a flexão e atuação do tronco durante o salto.

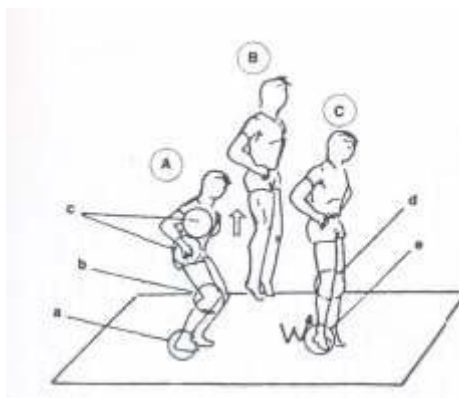


Figura 10: Ilustração do salto SJ (Fonte: BOSCO, 1999, p.48).

- A) Posição inicial
- B) Salto
- C) Aterrissagem

Neste protocolo realizou-se um total 12 SV, sendo executados três saltos em cada um dos quatro ângulos de flexão de joelho previamente determinados (PREF, 70°, 90° e 110°). A ordem de execução dos diferentes ângulos foi randomizada. Para determinar a posição preferida, no dia da familiarização os sujeitos realizaram alguns saltos e na posição (ângulo de flexão de joelho) na qual se sentiam mais confortáveis foi definida como posição preferida.

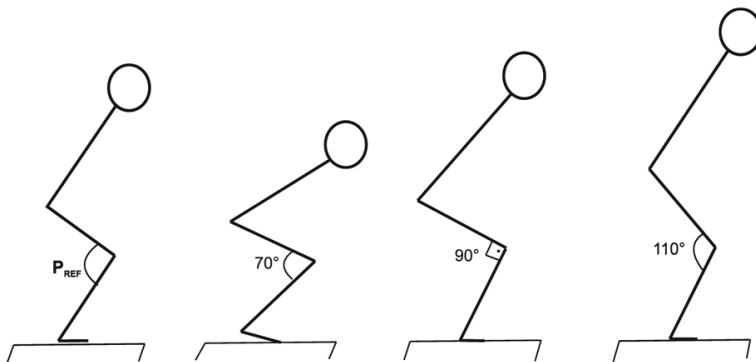


Figura 11: Ilustração dos ângulos em que foram realizados os saltos SJ.

Para quantificar o ângulo de flexão do joelho no início do salto foi utilizado um goniômetro manual. Primeiramente foi solicitado ao sujeito a permanecer numa posição meio-agachada, em seguida o centro do goniômetro foi posicionado sobre o marcador reflexivo que estava localizado no epicôndilo lateral do fêmur, após, as duas extremidades do goniômetro foram posicionadas uma sobre o marcador do trocânter maior do fêmur e a outra sobre o marcador do maléolo lateral. No caso de a posição não estar no ângulo pretendido o sujeito era instruído a agachar mais ou menos, para que o ângulo estabelecido pudesse ser atingido.

Ao encontrar o ângulo correto para realização do salto, foi posicionada horizontalmente uma barra de ferro na altura da parte posterior da coxa (figura 12). Esta barra de ferro era sustentada por duas hastes de madeira posicionadas próximas à plataforma de força, as mesmas possuíam furos a uma distancia de 1 cm cada, assim, a barra poderia ser posicionada em diversas alturas. Isso garantia que quando o sujeito agachasse até encostar a parte posterior da coxa na barra de ferro o ângulo relativo do joelho era o mesmo mensurado com o goniômetro, facilitando assim a manutenção da posição de flexão do joelho desejado. Além disso, durante todos os saltos os pés deveriam permanecer sempre no mesmo local, demarcado por fitas adesivas na plataforma de força. Abaixo está ilustrado o aparato construído para esse fim (figura 12), e um exemplo de um indivíduo nas quatro posições de realização do SJ (figura 13).



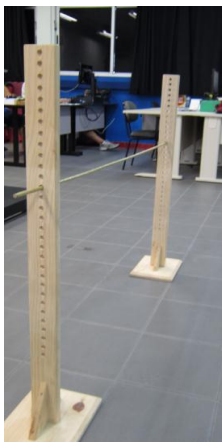


Figura 12: Aparato utilizado para controlar os ângulos pré-determinados pelo goniômetro nos saltos SJ.

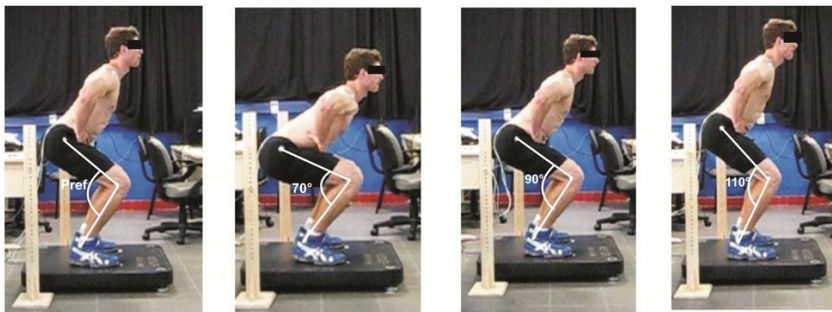


Figura 13: Ilustração dos saltos SJ controlados com o auxílio do aparato.

### 3.5.2 Videografia

Foi realizada uma videografia bidimensional do movimento a fim de determinar as variáveis cinemáticas, sendo elas ângulos articulares, deslocamento angular e velocidades angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Para isso o sujeito foi filmado no plano sagital com utilizando uma câmera digital (*Canon ELPH 500HS*) com frequência de aquisição de 120 Hz e velocidade de obturador de 1/1000. A câmera foi posicionada sobre um tripé a uma distância de cinco metros do avaliado e a uma altura de 1 m do solo. A calibração espacial foi realizada utilizando um calibrador de 1m<sup>2</sup> com quatro pontos de referência. Marcações retro-reflexivas foram fixadas no lado direito do sujeito nas seguintes referências anatômicas: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e acrômio.

### 3.5.3 Eletromiografia

Foi utilizada eletromiografia de superfície (EMG) para monitorar a ativação dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) durante a realização do CMJ e SJ. Foram utilizados eletrodos de superfície na configuração bipolar (AgCL<sub>3</sub>; modelo *Meditrace*, da marca 3M), posicionados paralelamente e separados por 20 mm. Os eletrodos foram posicionados longitudinalmente e no sentido das fibras musculares de acordo com as recomendações da SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*) (HERMENS et al., 2000) conforme visualizado na figura 14. Para facilitar a visualização do local do posicionamento dos eletrodos foi solicitado ao avaliado realizar uma contração dos referidos músculos com objetivo de identificação do ventre muscular. Um eletrodo de referência foi posicionado sobre a face anterior da tíbia. Antes da fixação dos eletrodos, foi realizada tricotomia, abrasão e limpeza da pele com algodão e álcool para remover as células mortas e a oleosidade, a fim de reduzir a impedância.

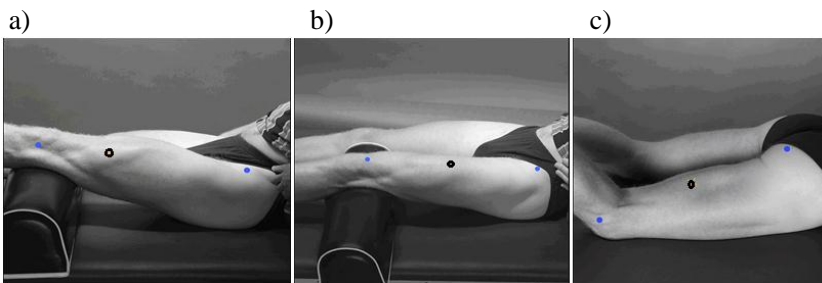


Figura 14: Esquema ilustrativo do local onde foram posicionados os eletrodos nos músculos: a) vasto lateral, b) reto femoral e c) bíceps femoral (Fonte: HERMENS et al., 2000).

Para aquisição do sinal EMG dos músculos foi utilizado um eletromiógrafo *Miotec* (Porto Alegre, Brasil), com quatro canais de entrada operando na frequência de 2000 Hz. O sinal captado pelo eletromiógrafo foi gravado em um computador no software *Miograph* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Brasil) para posterior análise.

### 3.6 Tratamento dos dados e Variáveis analisadas

#### 3.6.1 Dados cinéticos

Inicialmente, a altura dos saltos verticais foi calculada utilizando o tempo de voo do salto obtido pela plataforma de força, de acordo com a equação proposta por Moir (2008), descrita abaixo:

$$h = \frac{1}{2}(t/2)^2 g(m) \quad (\text{Equação 1})$$

Onde  $h$  = altura do salto vertical (m),  $t$  = tempo de voo do salto (segundos), e  $g$  = aceleração da gravidade ( $9,81\text{m.s}^{-2}$ ).

Os dados de força de reação do solo (FRS) obtidos pela plataforma de força foram inicialmente filtrados com um filtro *butherworth* passa baixa com frequência de corte de 10 Hz. A partir da FRS filtrada foram calculados os seguintes parâmetros:

- a) Pico de Velocidade do centro de gravidade ( $PV_{CG}$ ): maior valor identificado na curva de velocidade;
- b) Potência Pico (PP) e Potência Média (PM): obtidas a partir da multiplicação da FRS pela velocidade na fase concêntrica do salto;
- c) Força máxima ( $F_{MAX}$ ): identificado como o maior valor obtido na fase concêntrica do salto, expresso em termos absolutos (N) e relativizado pela massa corporal (%MC);
- d) Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF): foi considerada como a inclinação média da curva força-tempo no intervalo de tempo de 0-50

ms para o SJ e 0-30 ms para o CMJ, relativos ao início da fase concêntrica.

Para obter tais parâmetros, inicialmente a FRS foi normalizada pela massa corporal do sujeito. A partir da FRS foi obtida a curva de aceleração, de acordo com a seguinte equação:

$$a(t) = \frac{f(t)}{m} - a_0 \quad (\text{Equação 2})$$

Onde:  $a$  = aceleração,  $t$  = tempo,  $f$  = força,  $m$  = massa corporal e  $a_0$  = aceleração inicial.

O próximo passo foi obter a curva de velocidade, por meio da integração trapezoidal da área da curva de aceleração, conforme a seguinte equação:

$$v(t) = \int a(t)dt \quad (\text{Equação 3})$$

Onde:  $v$  = velocidade,  $t$  = tempo,  $a$  = aceleração e  $dt$  = intervalo de tempo.

A partir da curva de velocidade foi identificado o maior valor obtido na fase concêntrica durante o CMJ e SJ.

Tais parâmetros foram obtidos a partir de uma rotina desenvolvida em ambiente *MatLab® versão 7.9.0*.

### 3.6.2 Dados cinemáticos

Para digitalização dos pontos de referência foi utilizado o software *Video4Coach - SkillSpector* versão 1.2.4. A partir da digitalização semi-automática dos pontos anatômicos foi realizada a reconstrução do movimento. Os dados brutos foram inicialmente filtrados com um filtro *butterworth* passa baixa com frequência de corte de 6 Hz. Posteriormente, foram calculados os ângulos articulares, deslocamento e velocidade angular, conforme descritos abaixo.

Os ângulos relativos no CMJ foram obtidos no instante de transição entre as fases excêntrica e concêntrica, enquanto que no SJ foi mensurado no instante que indivíduo estava estático e agachado, definidos da seguinte forma:

- Ângulo relativo do quadril: definido pela junção dos segmentos coxa e tronco,
- Ângulo relativo do joelho: definido pela junção dos segmentos perna e coxa;
- Ângulo relativo do tornozelo: formado entre os segmentos pé e perna;

O deslocamento angular das articulações do tornozelo ( $DA_{TOR}$ ), joelho ( $DA_{JOE}$ ) e quadril ( $DA_{QUA}$ ) foram definidos como a diferença entre o ângulo relativo obtido no instante de impulsão e o ângulo do início da fase concêntrica, em ambos os tipos de salto.

Para determinar a curva da velocidade angular durante a fase concêntrica dos saltos, os valores de posição angular foram derivados em função do tempo. Posteriormente, foi identificado o maior valor de velocidade para as articulações do tornozelo ( $VA_{TOR}$ ), joelho ( $VA_{JOE}$ ) e quadril ( $VA_{QUA}$ ).

As variáveis cinemáticas foram obtidas a partir de uma rotina desenvolvida em ambiente *MatLab*<sup>®</sup> versão 7.9.0.

### 3.6.3 Dados eletromiográficos

Os sinais brutos de EMG foram inicialmente filtrados por um filtro passa-alta de 500 Hz de 5ª ordem para reduzir a amplitude de possíveis movimentos dos artefatos, e suavizados por um filtro passa-baixa de 20 Hz de 5ª ordem. Posteriormente, foram calculados os valores RMS (*root mean square*) de cada músculo, para cada fase do salto (excêntrica/concêntrica para o CMJ) e somente concêntrica para o SJ. Foi utilizado um *trigger* para sincronizar a EMG com a câmera de vídeo, e assim determinar a ativação muscular para cada uma das fases, excêntrica e concêntrica durante o CMJ e fase concêntrica durante o SJ.

Para normalizar os valores RMS dos saltos CMJ, foi utilizado o maior valor RMS obtido na fase concêntrica em qualquer uma das três tentativas do salto CMJ PREF. Para normalização dos saltos SJ foi utilizado o maior valor RMS obtido em uma das tentativas do SJ PREF.

Todos os procedimentos de análise foram processados no software *Matlab*<sup>®</sup> versão 7.9.0.

## 3.7 Análise estatística

Para análise estatística foi utilizado os dados do salto com melhor desempenho (altura) em cada situação do CMJ (PREF, <90 e >90°) e do SJ (PREF, 70, 90 e 110°).

Inicialmente os dados foram submetidos à análise estatística descritiva (média, desvio padrão e coeficiente de variação) para apresentação dos resultados. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar normalidade dos dados. A análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas foi utilizada para comparar o desempenho assim como as variáveis cinéticas, cinemáticas e atividade EMG entre as diferentes condições em que o CMJ e SJ foi realizado. Quando identificado diferenças estatísticas na ANOVA, o teste *post-hoc* de *Bonferroni* foi aplicado para identificar onde estavam as diferenças. A esfericidade foi testada por meio do teste *Mauchly's*, sendo que em casos em que a mesma foi violada foi interpretado a linha/ *Greenhouse-Geisser* da saída do SPSS a fim de reduzir o erro do tipo I.

Para verificar quais variáveis poderiam explicar o desempenho em cada situação de salto, foi utilizada a regressão linear múltipla, com o método *Stepwise* para a seleção das variáveis. A regressão *stepwise* começa formando um modelo com uma variável, no caso, a variável preditora que tenha a mais alta correlação com a variável de resposta. O procedimento constrói uma seqüência de modelos de regressão pela adição ou remoção de variáveis baseada em um teste F. Todas as análises estatísticas foram realizadas no SPSS versão 11.5 e foi adotado um nível de significância de  $p \leq 0,05$  para todos os testes.

## 4. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados descritivos dos ângulos relativos do quadril, joelho e tornozelo, a comparação do desempenho nos saltos CMJ e SJ entre as diferentes posições de máxima flexão de joelho, assim como a comparação das variáveis cinéticas, cinemáticas e da atividade EMG durante os saltos. Primeiramente serão apresentados os resultados do CMJ, e logo após serão apresentados os resultados do SJ, conforme os objetivos específicos.

### 4.1 Análise das variáveis obtidas no salto CMJ

Na tabela 1 estão apresentados os valores descritivos dos ângulos relativos das articulações do quadril, joelho e tornozelo obtidos no CMJ determinados a partir da análise cinemática. Tais ângulos foram identificados no instante de transição entre as fases excêntrica e concêntrica (ângulo de máxima flexão de joelho). Verificou-se que o ângulo do joelho, obtido pela análise cinemática, ficou com angulações abaixo e acima de  $90^\circ$ , conforme estabelecido previamente no protocolo. Para o quadril, verifica-se que ocorre uma tendência de flexão à medida que aumenta a profundidade do agachamento, enquanto que a articulação do tornozelo tende a permanecer sempre com a mesma angulação em todas as situações testadas do CMJ.

Tabela 1: Valores descritivos (média  $\pm$  DP) dos ângulos articulares obtidos no CMJ no instante de transição das fases excêntrica-concêntrica.

	Joelho ( $^\circ$ )	Quadril ( $^\circ$ )	Tornozelo ( $^\circ$ )
CMJ PREF	84,9 $\pm$ 9,81	68,1 $\pm$ 19,35	86,6 $\pm$ 6,73
CMJ $<90^\circ$	73,1 $\pm$ 8,29	50,0 $\pm$ 12,34	86,8 $\pm$ 7,78
CMJ $>90^\circ$	97,4 $\pm$ 4,81	92,0 $\pm$ 14,31	87,7 $\pm$ 6,71

Na tabela 2 estão apresentados os valores descritivos (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) e a comparação do desempenho obtido CMJ em diferentes profundidades de agachamento (PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$ ). Foi observada diferença significativa ( $F=60,686$ ;  $p<0,001$ ) na altura do salto entre as diferentes situações. De acordo análise *post-hoc*, o salto realizado com uma flexão máxima de joelho  $>90^\circ$  apresentou uma altura significativamente menor quando comparado às situações PREF ( $p<0,001$ ) e  $<90^\circ$  ( $p<0,001$ ). Deste modo, aceita-se H1, tendo em vista que as posições PREF e  $<90^\circ$  apresentaram maior desempenho que a posição  $>90^\circ$ . No entanto, não foi encontrada diferença significativa na altura do salto entre as posições PREF e  $<90^\circ$  ( $p=0,204$ ).

Tabela 2: Valores descritivos (média, desvio padrão e coeficiente de variação) e comparação das alturas dos saltos obtidas no CMJ.

	Média	DP	CV (%)
PREF (cm)	37,83 <sup>a</sup>	5,27	13,93
$<90^\circ$ (cm)	38,51 <sup>a</sup>	5,67	14,73
$>90^\circ$ (cm)	33,25 <sup>b</sup>	4,50	13,54

Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Na tabela 3 está apresenta as comparações das variáveis cinéticas entre as três diferentes situações realizadas no CMJ. A PM apresentou diferença significativa ( $F=17,609$ ;  $p<0,001$ ) entre todas as posições analisadas. Os maiores valores foram observados na posição  $>90^\circ$  comparado com as posições PREF ( $p=0,046$ ) e  $<90^\circ$  ( $p<0,001$ ). O PP apresentou diferença significativa ( $F=23,226$ ;  $p<0,001$ ) entre as posições analisadas, sendo observados valores menores na posição  $<90^\circ$  quando comparado às posições PREF ( $p=0,001$ ) e  $>90^\circ$  ( $p<0,001$ ). No entanto, estas duas últimas posições não apresentaram diferença significativa ( $p=0,334$ ). A partir disso, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se a hipótese alternativa H2, pois os saltos em maior profundidade de agachamento não apresentaram os maiores valores de PM e PP.



Ambas,  $F_{MAX}$  normalizada e absoluta apresentaram diferença significativa ( $F=12,601$ ;  $p<0,001$ ;  $F=11,022$ ;  $p<0,001$ , respectivamente) entre as posições testadas no CMJ. Tanto para a  $F_{MAX}$  normalizada quanto absoluta, os maiores valores foram observados na posição  $>90^\circ$  comparada as posições PREF ( $p<0,001$ ;  $p=0,001$ , respectivamente) e  $<90^\circ$  ( $p=0,003$ ;  $p=0,006$ , respectivamente). Porém, não houve diferença entre as posições PREF e  $<90^\circ$ . Tendo em vista que os maiores valores de  $F_{MAX}$  foram obtidos nos saltos menos agachados, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_3$ . A TDF não apresentou diferença significativa ( $F=1,888$ ;  $p=0,173$ ) entre as três situações adotadas para o salto CMJ. Assim, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_4$ , tendo e vista que os saltos realizados em maior profundidade de agachamento não apresentaram os maiores valores.

Tabela 3: Comparação dos parâmetros cinéticos obtidos no CMJ nas diferentes posições de máxima flexão de joelho.

	PREF	$<90^\circ$	$>90^\circ$
PM ( $W.kg^{-1}$ )	$28,11 \pm 5,08^a$	$26,83 \pm 4,47^b$	$29,29 \pm 4,91^c$
PP ( $W.kg^{-1}$ )	$52,81 \pm 9,16^a$	$50,74 \pm 8,71^b$	$53,41 \pm 9,06^a$
$F_{MAX}$ (N)	$1920,68 \pm 285,92^a$	$1909,14 \pm 310,52^a$	$2106,32 \pm 314,50^b$
$F_{MAX}$ ( $N.kg^{-1}$ )	$23,25 \pm 2,43^a$	$23,09 \pm 2,40^a$	$25,51 \pm 2,66^b$
TDF ( $N.s^{-1}$ )	$2590,91 \pm 1563,13^a$	$3107,64 \pm 2286,67^a$	$2236,45 \pm 1348,37^a$

PM: Potência média; PP: Pico de potência;  $F_{MAX}$ : força máxima; TDF: taxa de desenvolvimento de força. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Na tabela 4 está apresentada a comparação do deslocamento angular das articulações do quadril ( $DA_{QUA}$ ), joelho ( $DA_{JOE}$ ) e tornozelo ( $DA_{TOR}$ ) durante a fase concêntrica dos saltos CMJ. Foi encontrada diferença significativa no  $DA_{QUA}$  ( $F=213,344$ ;  $p<0,001$ ), no  $DA_{JOE}$  ( $F=226,489$ ;  $p<0,001$ ) e no  $DA_{TOR}$  ( $F=6,706$ ;  $p=0,003$ ) entre os saltos realizados nas diferentes situações. Quanto ao deslocamento angular do

quadril e joelho, foi encontrada diferença significativa entre todas as posições, observando-se os maiores deslocamentos angulares na posição  $<90^\circ$ , seguido pela posição PREF e posição  $>90^\circ$ . A partir de tais resultados rejeita-se  $H_0$  e confirma-se  $H_5$ , visto que, os saltos realizados nas posições mais agachadas obtiveram os maiores deslocamentos angulares do quadril e joelho. Em relação à articulação do tornozelo, a posição  $>90^\circ$  apresentou menor deslocamento angular comparada as posições PREF ( $p<0,001$ ) e  $<90^\circ$  ( $p=0,05$ ), desse modo, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_6$ .

Tabela 4: Comparação do deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo obtidos durante a fase concêntrica do CMJ.

	PREF	$<90^\circ$	$>90^\circ$
DA <sub>QUA</sub> (°)	112,03 ± 15,67 <sup>a</sup>	127,67 ± 11,19 <sup>b</sup>	90,88 ± 14,14 <sup>c</sup>
DA <sub>JOE</sub> (°)	97,14 ± 9,98 <sup>a</sup>	108,25 ± 8,76 <sup>b</sup>	85,57 ± 6,40 <sup>c</sup>
DA <sub>TOR</sub> (°)	66,03 ± 5,34 <sup>a</sup>	65,36 ± 6,93 <sup>a</sup>	63,91 ± 4,69 <sup>b</sup>

DA: deslocamento angular. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Na tabela 5 estão apresentados os resultados das comparações do pico de velocidade linear do centro de gravidade ( $PV_{CG}$ ) e das velocidades angulares do quadril ( $VA_{QUA}$ ), joelho ( $VA_{JOE}$ ) e tornozelo ( $VA_{TOR}$ ) entre os saltos CMJ. Foi encontrada diferença significativa ( $F=47,503$ ;  $p<0,001$ ) para o PV entre os saltos realizados em diferentes posições. De acordo com análise *post-hoc*, a posição  $>90^\circ$  apresentou os menores valores de PV comparado às posições PREF ( $p<0,001$ ) e  $<90^\circ$  ( $p<0,001$ ), no entanto, as posições PREF e  $<90^\circ$  não apresentaram diferença significativa ( $p=0,087$ ), logo, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_7$ , visto que, os saltos realizados nas maiores profundidades apresentaram os maiores valores de  $PV_{CG}$ .

Quanto às velocidades angulares, foi observado diferença significativa para a  $VA_{QUA}$  ( $F=8,033$ ;  $p=0,001$ ) e  $VA_{JOE}$  ( $F=7,780$ ;  $p=0,002$ ). A  $VA_{QUA}$  foi significativamente menor na posição  $>90^\circ$  quando comparado as posições PREF ( $p=0,006$ ) e  $<90^\circ$  ( $p=0,011$ ). No entanto, as posições PREF e  $<90^\circ$  não apresentaram diferença

significativa ( $p=1,000$ ). Quanto à  $VA_{JOE}$ , os maiores valores foram encontrados na posição PREF comparado as posições  $<90^\circ$  ( $p=0,05$ ) e  $>90^\circ$  ( $p=0,007$ ), mas não foi observada diferença significativa entre as posições  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$  ( $p=0,681$ ), tais resultados levam a rejeitar  $H_0$  e aceitar  $H_8$ , pois os saltos realizados nas posições mais agachadas a velocidade angular do quadril e joelho foi maior que nas posições menos agachadas. A  $VA_{TOR}$  não apresentou diferença significativa ( $F=2,053$ ;  $p=0,141$ ) durante o salto CMJ entre as três posições (PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$ ). Desta forma, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_9$ , pois os saltos realizados em diferentes posições apresentam  $VA_{TOR}$  semelhantes.

Tabela 5: Comparação do pico de velocidade linear do centro de gravidade e das velocidades angulares do quadril, joelho e tornozelo obtidas no instante de impulsão do CMJ entre as diferentes posições de máxima flexão de joelho.

	PREF	$<90^\circ$	$>90^\circ$
$PV_{CG}$ (m/s)	$2,81 \pm 0,18^a$	$2,84 \pm 0,19^a$	$2,68 \pm 0,17^b$
$VA_{QUA}$ ( $^\circ/s$ )	$665,10 \pm 96,18^a$	$651,97 \pm 91,74^a$	$601,10 \pm 83,84^b$
$VA_{JOE}$ ( $^\circ/s$ )	978,69 $\pm 104,19^a$	915,71 $\pm 133,90^b$	894,39 $\pm 113,09^b$
$VA_{TOR}$ ( $^\circ/s$ )	1004,17 $\pm 107,69^a$	975,56 $\pm 101,15^a$	1005,95 $\pm 121,56^a$

$PV_{CG}$ : pico de velocidade; VA: velocidade angular. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

A figura 15 apresenta os valores RMS normalizados (%RMS) referentes aos sinais eletromiográficos dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) obtidos durante a fase concêntrica das três situações testadas no CMJ. O músculo VL apresentou diferença significativa ( $F=6,180$ ;  $p=0,005$ ) nos valores RMS entre as três diferentes posições no CMJ. Os maiores valores foram observados na posição  $>90^\circ$  quando comparado as posições PREF ( $p=0,018$ ) e  $<90^\circ$  ( $p=0,05$ ), deste modo, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_{10}$ . Não houve diferença significativa nos valores RMS entre as posições

PREF,  $<90$  e  $>90^\circ$  para os músculos RF ( $F=0,026$ ;  $p=0,971$ ) e BF ( $F=1,932$ ;  $p=0,162$ ), conseqüentemente rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_{11}$ .

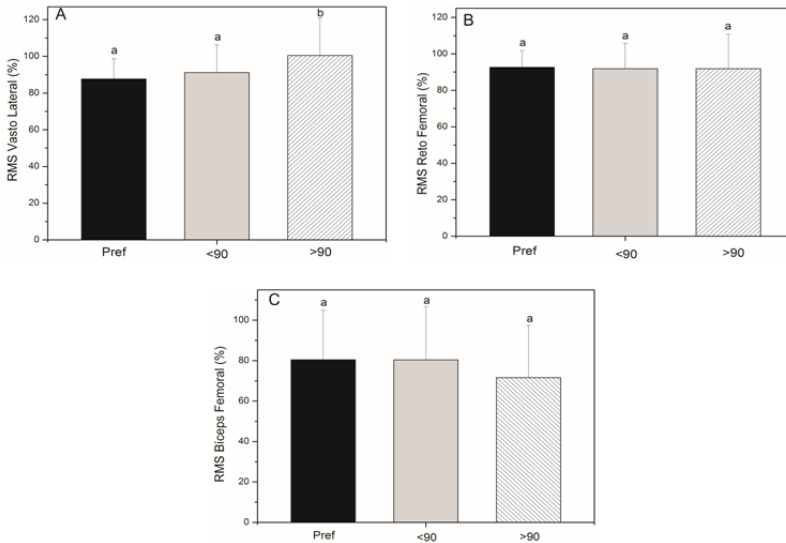


Figura 15: Comparação da ativação muscular (%RMS) dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral e Bíceps Femoral obtido durante a fase concêntrica do CMJ nas posições PREF,  $<90$  e  $>90$ . Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Na figura 16 estão apresentados os valores da ativação EMG (%RMS) obtidos durante a fase excêntrica das três situações do salto CMJ. O músculo RF não apresentou diferença significativa ( $F=0,714$ ;  $p=0,482$ ) para os valores RMS entre as três posições analisadas. Foi encontrada diferença significativa para os músculos VL ( $F=5,789$ ;  $p=0,008$ ) e BF ( $F=5,534$ ;  $p=0,012$ ) entre as três situações de salto. Para o músculo VL a posição  $>90^\circ$  apresentou os maiores valores RMS quando comparado com as posições PREF ( $p=0,035$ ) e  $<90^\circ$  ( $p=0,029$ ). Desta forma, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_{12}$ . Quanto ao músculo BF, os saltos realizados na posição  $<90^\circ$  apresentaram os menores valores RMS comparado aos saltos realizados nas posições PREF ( $p=0,013$ ) e  $>90^\circ$  ( $p=0,024$ ), o que leva a aceitar  $H_0$  e rejeitar  $H_{13}$ , porém, os saltos realizados nas posições PREF e  $>90^\circ$  não apresentaram diferença ( $p=1,000$ ).

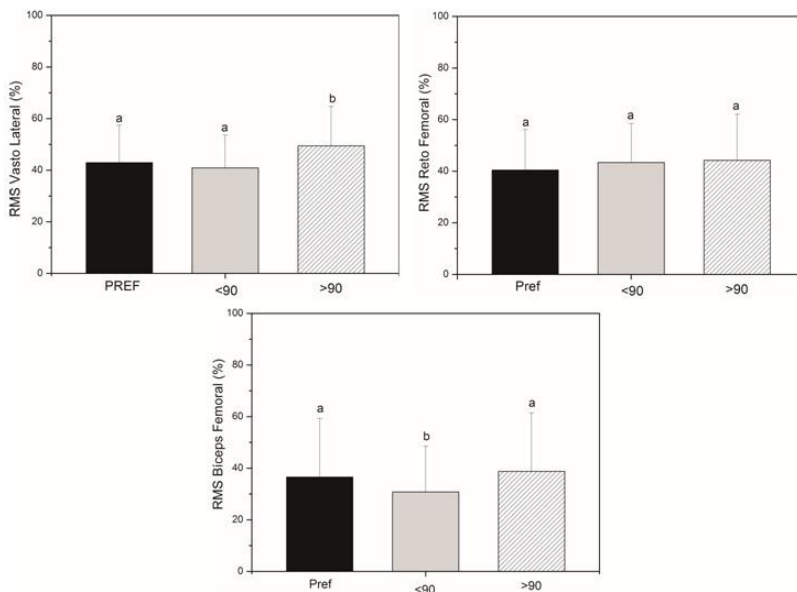


Figura 16: Comparação da ativação muscular (%RMS) dos músculos Vasto Lateral, Reto Femoral e Bíceps Femoral obtido durante a fase excêntrica do CMJ nas posições PREF, <90 e >90. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Na tabela 6 estão apresentados os resultados da regressão de todas as variáveis com o desempenho no salto CMJ em cada situação de máxima flexão de joelho.

Tabela 6: Regressão múltipla entre as variáveis cinéticas e cinemáticas com o desempenho no CMJ em cada situação de máxima flexão de joelho.

Situação	Modelos	Variáveis independentes	R <sup>2</sup> (%)	R <sup>2</sup> change
PREF	1	PV	92,4	0,011
<90°	1	PV	93,2	-----
	2	PV + PP	94,2	0,011
>90°	1	PV	91,1	-----
	2	PV + VA <sub>TOR</sub>	91,8	0,008
	3	PV + VA <sub>TOR</sub> + PP	92,7	0,010
	4	PV + VA <sub>TOR</sub> + PP + DA <sub>JOE</sub>	93,1	0,005
	5	PV + VA <sub>TOR</sub> + PP + DA <sub>JOE</sub> + F <sub>MAX</sub> (N.kg <sup>-1</sup> )	93,6	0,006

Para os saltos realizados na posição PREF foi apresentado apenas um modelo, no qual verificou-se que o PV, sozinho, explicou 92,4% da variação do desempenho no teste. Para o desempenho obtido nos saltos realizados na posição <90°, a análise de regressão mostrou dois modelos. O primeiro modelo contendo apenas o PV, o qual explicou 93,2% da variação do desempenho. O segundo modelo adicionou o PP ao PV e o coeficiente de explicação aumentou para 94,2%. Quanto ao desempenho dos saltos realizados na posição >90° foram formados cinco modelos de explicação. O primeiro modelo apenas com o PV, explicando 91,1% da variação do desempenho. No segundo modelo foi adicionado a velocidade angular do tornozelo (VA<sub>TOR</sub>), o coeficiente de explicação subiu para 91,8%. O terceiro modelo, além do PV e da VA<sub>TOR</sub> foi adicionado o PP, desta forma, o coeficiente de explicação aumentou para 92,7%. O quarto modelo de explicação computou as três variáveis do modelo anterior e adicionou o deslocamento angular do

joelho ( $DA_{JOE}$ ), assim, o grau de explicação desse modelo subiu para 93,1%. O quinto e último modelo apresentado pela análise de regressão para os saltos na posição  $>90^\circ$ , possui cinco variáveis, além das quatro variáveis já citadas, foi adicionado a esse modelo a  $F_{MAX}$  normalizada, esse modelo explicou 93,6% da variação do desempenho.

## 4.2 Análise das variáveis obtidas no salto SJ

Atendendo aos objetivos específicos estabelecidos para o SJ, foram comparadas as variáveis entre os saltos realizados em quatro posições de máxima flexão de joelho (PREF, 70, 90 e  $110^\circ$ ). Na tabela 7 estão apresentados os valores médios dos ângulos obtidos a partir da análise cinemática, analisados no instante em que o indivíduo estava agachado e estático, considerada posição inicial do salto. Como se pode observar, a angulação do joelho determinada a *priori* pelo método goniométrico (que determinava a profundidade do agachamento) ficou bastante similar dos ângulos calculados posteriormente às coletas via cinemática. Para o quadril, verifica-se que ocorre uma tendência de flexão à medida que aumenta a profundidade do agachamento, enquanto que a articulação do tornozelo tende a permanecer sempre com a mesma angulação em todas as situações testadas do SJ.

Tabela 7: Valores descritivos dos ângulos obtidos do SJ.

	Joelho ( $^\circ$ )	Quadril ( $^\circ$ )	Tornozelo ( $^\circ$ )
SJ PREF	$96,1 \pm 11,11$	$72,0 \pm 13,75$	$93,0 \pm 6,89$
SJ $70^\circ$	$73,2 \pm 3,67$	$46,4 \pm 9,69$	$91,0 \pm 7,53$
SJ $90^\circ$	$89,2 \pm 3,71$	$64,5 \pm 10,69$	$91,8 \pm 6,66$
SJ $110^\circ$	$107,5 \pm 3,75$	$88,1 \pm 11,75$	$93,8 \pm 6,57$

Na tabela 8 estão apresentados os valores descritivos (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) e a comparação do desempenho nos saltos realizados a partir de diferentes ângulos de flexão de joelho. Verificou-se diferença significativa ( $F=23,548$ ;  $p<0,001$ ) no desempenho entre as quatro posições testadas no SJ. Os saltos realizados pelos sujeitos com ângulo de flexão de joelho de  $110^\circ$  apresentaram as menores alturas quando comparado com as demais posições, PREF ( $p<0,001$ ),  $70^\circ$  ( $p<0,001$ ) e  $90^\circ$  ( $p=0,001$ ). A altura do salto obtida na

posição PREF não apresentou diferença para as posições 70 ( $p=0,984$ ) e 90° ( $p=1,000$ ), no entanto, o desempenho obtido na posição 70° foi maior que na posição 90° ( $p=0,043$ ). A partir destes dados, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_1$ , visto que os saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento obtiveram melhor desempenho que os saltos realizados nas menores profundidades de agachamento.

Tabela 8: Valores descritivos (média, desvio padrão e coeficiente de variação) e comparação das alturas obtidas no SJ, em diferentes condições de execução.

	Média	DP	CV (%)
PREF (cm)	33,76 <sup>a,b</sup>	4,31	12,76
70° (cm)	34,36 <sup>b</sup>	5,17	15,04
90° (cm)	33,24 <sup>a</sup>	4,75	14,28
110° (cm)	30,61 <sup>c</sup>	3,36	10,97

Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Os resultados referentes à comparação dos parâmetros cinéticos obtidos no SJ estão apresentados na tabela 9. A potência média (PM) apresentou diferença significativa ( $F=34,228$ ;  $p<0,001$ ) entre os saltos partindo de diferentes posições de flexão de joelho. Os maiores valores de PM foram observados nas posições PREF e 110° não havendo diferença significativa ( $p=0,325$ ) entre estas duas situações. No entanto, as posições PREF e 110° foram significativamente maiores que os valores obtidos nas posições 70 ( $p<0,001$ ;  $p<0,001$ , respectivamente) e 90° ( $p=0,004$ ;  $p<0,001$ , respectivamente). Quanto ao pico de potência (PP), os saltos realizados em diferentes posições de flexão de joelho apresentaram diferença significativa ( $F=37,607$ ;  $p<0,001$ ). A posição 70° apresentou os menores valores quando comparados as demais posições. A posição PREF não apresentou diferença significativa para as posições 90 ( $p=0,138$ ) e 110° ( $p=0,113$ ), no entanto, houve diferença significativa entre as posições 90 e 110° ( $p<0,001$ ). Desse modo, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_2$ , visto que a PM e PP foram maiores nos saltos realizados em menores profundidades de agachamento.

A  $F_{MAX}$  absoluta e normalizada apresentaram diferença significativa ( $F=93,959$ ;  $p<0,001$ ;  $F=86,692$ ;  $p<0,001$ , respectivamente) entre os saltos quatro situações do SJ, sendo que os maiores valores foram observados nos saltos realizados na posição 110°. Por outro lado,



a posição 70° apresentou os menores valores de  $F_{MAX}$  absoluta e normalizada comparada as demais posições. Não houve diferença nos valores de  $F_{MAX}$  absoluta e normalizada entre as posições PREF e 90° ( $p=0,261$ ;  $p=0,268$ , respectivamente). A partir disso, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_3$ , tendo em vista que as posições mais agachadas apresentaram os menores valores de  $F_{MAX}$ .

A TDF apresentou diferença significativa ( $F=19,700$ ;  $p<0,001$ ) entre todas as posições analisadas, sendo encontrados os maiores valores na posição 110°, seguido pelas posições PREF, 90° e 70°. Neste caso, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_4$ , pois, a TDF diminuiu conforme aumentou a profundidade do agachamento.

Tabela 9: Comparação dos parâmetros cinéticos obtidos no SJ nas diferentes posições de máxima flexão de joelho.

	PREF	70°	90°	110°
PM ( $W.kg^{-1}$ )	23,24 ± 4,17 <sup>a</sup>	19,57 ± 3,84 <sup>b</sup>	20,59 ± 3,89 <sup>b</sup>	24,33 ± 4,11 <sup>a</sup>
PP ( $W.kg^{-1}$ )	50,93 ± 8,89 <sup>a,b</sup>	47,64 ± 8,97 <sup>c</sup>	49,86 ± 8,74 <sup>a</sup>	52,09 ± 8,61 <sup>b</sup>
$F_{MAX}$ (N)	1917,48 ± 281,73 <sup>a</sup>	1712,10 ± 242,41 <sup>b</sup>	1864,29 ± 258,47 <sup>a</sup>	2123,38 ± 303,29 <sup>c</sup>
$F_{MAX}$ ( $N.kg^{-1}$ )	23,28 ± 2,36 <sup>a</sup>	20,75 ± 1,54 <sup>b</sup>	22,61 ± 1,74 <sup>a</sup>	25,78 ± 2,56 <sup>c</sup>
TDF ( $N.s^{-1}$ )	5572,38 ± 2780,85 <sup>a</sup>	3383,81 ± 1526,30 <sup>b</sup>	4099,05 ± 1637,71 <sup>b</sup>	7818,10 ± 33,91 <sup>c</sup>

PM: Potência média; PP: pico de potência;  $F_{MAX}$ : força máxima; TDF: taxa de desenvolvimento de força. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Na tabela 10 estão apresentados e comparados os resultados do deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o SJ. Foi encontrada diferença significativa para o deslocamento angular do quadril ( $F=245,273$ ;  $p<0,001$ ) e joelho ( $F=379,798$ ;  $p<0,001$ ) entre todas as posições analisadas do SJ. Os maiores deslocamentos

angulares foram observados nos saltos realizados com maior profundidade de agachamento ( $70^\circ > 90^\circ > \text{PREF} > 110^\circ$ ), isso leva a rejeitar  $H_0$  e aceitar a hipótese cinco. Quanto ao deslocamento angular do tornozelo, apenas a posição  $110^\circ$  apresentou diferença significativa comparada às demais posições. Desse modo, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_6$ , pois a posição  $110^\circ$  apresentou os maiores valores de deslocamento angular.

Tabela 10: Comparação do deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo obtidos durante o SJ.

	PREF	$70^\circ$	$90^\circ$	$110^\circ$
$DA_{\text{QUA}} (^\circ)$	102,73 $\pm 14,77^a$	128,18 $\pm 11,36^b$	110,62 $\pm 12,30^c$	87,62 $\pm 11,13^d$
$DA_{\text{JOE}} (^\circ)$	85,59 $\pm 11,08^a$	106,91 $\pm 5,75^b$	92,23 $\pm 5,47^c$	74,59 $\pm 4,79^d$
$DA_{\text{TOR}} (^\circ)$	59,91 $\pm 4,28^a$	61,27 $\pm 5,91^a$	60,71 $\pm 5,41^a$	57,82 $\pm 4,64^b$

DA: deslocamento angular.

Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Na tabela 11 estão apresentadas as comparações do pico de velocidade do centro de gravidade ( $PV_{\text{CG}}$ ) e das velocidades angulares do quadril, joelho e tornozelo entre os SJ. Para o  $PV_{\text{CG}}$ , foi encontrada diferença significativa ( $F=11,652$ ;  $p < 0,001$ ) entre os saltos partindo de diferentes profundidades de agachamento. A posição  $110^\circ$  apresentou os menores valores de  $PV_{\text{CG}}$  comparado as posições PREF ( $p=0,01$ ),  $70^\circ$  ( $p=0,008$ ) e  $90^\circ$  ( $p=0,002$ ). Os saltos realizados nas demais posições não apresentaram diferença significativa. Desse modo, rejeita-se  $H_0$  e aceita-se  $H_7$  tendo em vista que os saltos na posição  $110^\circ$  apresentou os menores valores.

As velocidades angulares do quadril e joelho não apresentaram diferença ( $F=0,466$ ;  $p=0,636$ ;  $F=0,090$ ;  $p=0,930$ ) entre os SJ realizados nas diferentes profundidades de agachamento. Isto leva a rejeitar a hipótese oito e aceitar a hipótese nula. A velocidade angular do tornozelo apresentou diferença entre as situações testadas do SJ ( $F=11,704$ ;  $p=0,026$ ), sendo obtidos menores valores na posição  $70^\circ$

comparada à posição PREF ( $p=0,013$ ), no entanto, não apresentou diferença para as posições  $90^\circ$  ( $p=0,205$ ) e  $110^\circ$  ( $p=0,330$ ). Desta forma, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_9$ , pois as posições apresentaram valores semelhantes.

Tabela 11: Comparação do pico de velocidade linear do centro de gravidade e das velocidades angulares do quadril, joelho e tornozelo obtidas no instante de impulsão do SJ nas diferentes posições de máxima flexão de joelho.

	PREF	$70^\circ$	$90^\circ$	$110^\circ$
$PV_{CG}$ (m/s)	2,63 $\pm 0,16^a$	2,64 $\pm 0,20^a$	2,62 $\pm 0,16^a$	2,55 $\pm 0,12^b$
$VA_{QUA}$ ( $^\circ/s$ )	597,66 $\pm 72,45^a$	615,26 $\pm 85,21^a$	612,87 $\pm 72,60^a$	604,30 $\pm 93,72^a$
$VA_{JOE}$ ( $^\circ/s$ )	875,05 $\pm 81,06^a$	872,35 $\pm 84,39^a$	881,17 $\pm 89,15^a$	874,44 $\pm 101,07^a$
$VA_{TOR}$ ( $^\circ/s$ )	991,38 $\pm 116,22^a$	934,52 $\pm 98,07^b$	974,14 $\pm 132,74^{ab}$	981,56 $\pm 120,60^{ab}$

$PV_{CG}$ : pico de velocidade; VA: velocidade angular. Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p<0,05$ ).

Os valores RMS referentes à ativação EMG dos músculos VL, RF e BF obtidas durante o SJ são apresentados na figura 17. Não foram observadas diferenças significativas nos valores RMS dos músculos VL ( $F=0,709$ ;  $p=0,470$ ) e RF ( $F=2,661$ ;  $p=0,081$ ) entre os saltos partindo em diferentes ângulos de flexão de joelho. Tal resultado leva a aceitar a hipótese nula e rejeitar a hipótese alternativa 10. Para o músculo BF foi encontrada diferença significativa ( $F=3,513$ ;  $p=0,029$ ), porém, essa diferença foi observada apenas entre as posições  $70^\circ$  e  $90^\circ$  ( $p=0,028$ ). O SJ partindo do ângulo de  $70^\circ$  de flexão do joelho não apresentou diferença significativa comparado as posições PREF ( $p=0,084$ ) e  $110^\circ$  ( $p=1,000$ ), assim como o SJ partindo de um ângulo de  $90^\circ$  não

apresentou diferença para as posições PREF ( $p=1,000$ ) e  $110^\circ$  ( $p=0,325$ ). Desta forma, aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_{11}$ .

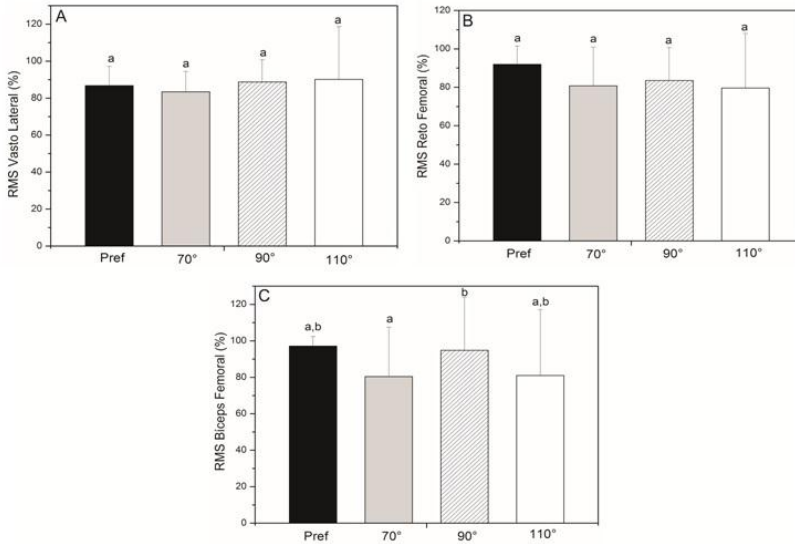


Figura 17: Comparação da ativação muscular (%RMS) dos músculos vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral obtido durante o SJ nas posições PREF, 70, 90 e  $110^\circ$ . Nota: Letras diferentes representam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Na tabela 12 estão apresentados os resultados da regressão múltipla das variáveis cinéticas e cinemáticas com o desempenho no salto SJ para cada posição (PREF, 70, 90 e  $110^\circ$ ).

Tabela 12: Regressão múltipla entre as variáveis cinéticas e cinemáticas com o desempenho em cada posição testada no SJ.

Situação	Modelos	Variáveis independentes	R <sup>2</sup> (%)	R <sup>2</sup> <i>change</i>
70°	1	PV	83,5	-----
	2	PV + DA <sub>TOR</sub>	89,2	-----
	3	PV + DA <sub>TOR</sub> + DA <sub>JOE</sub>	90,9	0,018
90°	1	PV	85,6	-----
	2	PV + DA <sub>TOR</sub>	87,1	0,016
	3	PV + DA <sub>TOR</sub> + F <sub>MAX</sub> (N)	87,7	0,008
	4	PV + DA <sub>TOR</sub> + F <sub>MAX</sub> (N) + PM	88,8	0,012
	5	PV + DA <sub>TOR</sub> + F <sub>MAX</sub> (N) + PM + TDF	89,6	0,010
110°	1	PV	85,4	-----
	2	PV + F <sub>MAX</sub> (N)	86,6	0,014

Para os saltos realizados na posição PREF apenas um modelo de explicação foi apresentado pela regressão, no qual verificou-se que o PV é capaz de explicar 83,5% da variação do desempenho nessa posição. Quanto ao desempenho nos saltos realizados na posição 70°, foram obtidos três modelos de explicação. O primeiro modelo contém apenas com o PV, explicando 89,2% da variação no desempenho. O segundo modelo foi adicionado ao PV o deslocamento angular do tornozelo (DA<sub>TOR</sub>), esse segundo modelo o coeficiente de explicação aumento para 90,9%. O terceiro modelo para o desempenho na posição 70° apresentou três variáveis, além das já citadas foi incluído o deslocamento angular do joelho (DA<sub>JOE</sub>), dessa maneira o coeficiente de explicação aumento para 91,7%.

A análise de regressão apresentou cinco modelos de explicação para os saltos realizados na posição 90°. O primeiro modelo apenas com PV explicou 85,6% da variação do desempenho. O segundo modelo contendo além do PV o DA<sub>TOR</sub>, a explicação aumentou para 87,1%. No terceiro modelo, além do PV e do DA<sub>TOR</sub> uma terceira variável foi selecionada, a F<sub>MAX</sub> absoluta, aumentando para 87,7% a explicação. O quarto modelo foi formado pelas três variáveis do modelo anterior e adicionada a potência média, esse modelo explicou 88,8% da variação

do desempenho. O último modelo contemplou além das variáveis do quarto modelo, foi incluído a TDF, dessa forma, o coeficiente de explicação aumentou para 89,6% da variação do desempenho.

Para os saltos realizados na posição 110° são apresentados dois modelos de regressão. O primeiro modelo possui apenas o PV, com coeficiente de explicação de 85,4%. O segundo modelo formado pelo PV e pela  $F_{MAX}$  absoluta, o coeficiente de explicação de variação do desempenho foi de 86,6%.

## 5. DISCUSSÃO

### 5.1 Quanto ao desempenho, parâmetros cinéticos, cinemáticos e ativação EMG no CMJ

O principal objetivo do presente estudo foi comparar o desempenho (altura) nos saltos verticais realizados em diferentes profundidades de agachamento (PREF,  $<90^\circ$  e  $>90^\circ$ ), situações estas determinadas pela máxima flexão do joelho no início da fase de impulsão do CMJ (na transição entre as fases excêntrica e concêntrica). Além disso, este estudo buscou comparar algumas variáveis cinéticas, cinemáticas e eletromiográficas entre os saltos realizados nestas diferentes situações.

Os resultados mostraram que a altura obtida nos saltos realizados com uma flexão máxima de joelho  $<90^\circ$  e PREF são maiores quando comparadas aos saltos realizados com flexão de joelho  $>90^\circ$  (situação menos agachado). Tais resultados corroboram os encontrados em outras investigações realizadas previamente (MCBRIDE et al., 2010; KIRBY et al., 2011; SALLES et al., 2011).

McBride et al. (2010) e Kirby et al. (2011) compararam a altura do CMJ realizado em seis diferentes profundidades de agachamento (auto selecionado; 0,15; 0,30; 0,45; 0,60 e 0,75 m da posição do CG em relação à posição em pé), em atletas de voleibol e basquetebol. Ambos os estudos demonstraram que à medida que aumenta a profundidade do agachamento aumenta a altura obtida (desempenho) no CMJ. Assim, os saltos realizados com um menor ângulo de flexão de joelho ou maior agachamento (0,75 m) proporcionou as maiores alturas, sem haver diferença de desempenho para a posição auto selecionada.

Em outro estudo, Salles et al. (2011) compararam a altura do salto CMJ realizado em três ângulos de flexão máxima de joelho ( $50^\circ$ ,  $70^\circ$  e  $90^\circ$ , em que  $0^\circ$  correspondia a extensão total da articulação referida). De acordo com os autores, a maior altura do salto foi obtida na posição mais agachada ( $90^\circ$ ) e a menor altura na posição menos agachada ( $50^\circ$  de flexão de joelho). Adicionalmente, Moran e Wallace (2007) observaram que o desempenho no CMJ melhora 17% quando o salto é realizado com um ângulo de flexão de joelho de  $90^\circ$  comparado ao salto realizado com ângulo de joelho a  $70^\circ$  ( $0^\circ$  correspondia à extensão total).

Buscando compreender e encontrar as possíveis causas que determinem as diferenças no desempenho no CMJ quando realizado em

diferentes profundidades de agachamento, foram então analisadas variáveis cinemáticas e cinéticas e envolvidas no movimento.

Quanto à análise das variáveis cinemáticas, verificou-se maiores deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo nos saltos realizados nas posições de maior profundidade de agachamento. Apesar de no presente estudo ter sido manipulada e controlado apenas o nível de flexão do joelho em três diferentes angulações, as articulações do quadril e tornozelo acabam se modulando em função das diferentes posições flexão do joelho. De acordo com Clansy e Lees (2010) há uma forte relação ( $r=0,83$ ) entre a flexão do joelho e do quadril durante a execução do CMJ. Segundo os autores, a maior flexão do joelho é acompanhada de uma maior flexão do quadril para manter o equilíbrio do centro de gravidade durante o salto, sendo desta forma inevitável a inclinação do tronco a frente nos saltos mais agachados.

No estudo realizado por Moran e Wallace (2007) realizado com atletas de voleibol, no qual os autores controlaram o ângulo de máxima flexão do joelho (70 e 90°) durante a realização do CMJ, os resultados revelaram haver um aumento natural da flexão do quadril (46 e 75°, respectivamente; onde 0° corresponde à extensão total) na posição de maior flexão de joelho (maior agachamento). Domire e Challis (2007) também observam que os saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento além de apresentarem os maiores ângulos de flexão de joelho, também mostram os maiores ângulos de flexão do quadril. Para Lees et al. (2004) o maior ângulo de flexão do joelho durante o contramovimento provoca uma maior inclinação do tronco para a frente e, conseqüentemente, requer um aumento do torque e potência dos músculos do quadril.

De acordo com Bobbert et al. (1996), nos CMJ realizados com maior profundidade de agachamento (<90° e PREF no presente estudo) em que ocorre um maior deslocamento angular da articulação do joelho, há um aumento na duração do contramovimento. De acordo com os autores, isso possibilita aplicação de força durante maior tempo, ou seja, aumentando o impulso, o que pode explicar o maior desempenho nestas situações (BOBBERT et al., 1996). Adicionalmente, segundo Moran e Wallace (2007) o aumento da amplitude de movimento articular pode facilitar a maior produção de trabalho mecânico ao redor das articulações e assim aumentar a altura do salto.

De acordo com estudos realizados (FUKASHIRO; KOMI, 1987; VANRENTERGHEN et al., 2004), nos saltos executados com maior



amplitude de movimento, o desempenho nos mesmos vai depender principalmente da contribuição da energia gerada pelos músculos que envolvem as articulações do quadril e do joelho. Já nos saltos realizados com menor amplitude de movimento, a energia depende primariamente dos músculos que realizam a flexão plantar do tornozelo, sendo menor a participação dos músculos que envolvem os movimentos do quadril.

Um fator neuromuscular que possui grande importância no desempenho do salto CMJ é o CAE. Esse fenômeno é caracterizado por um pré-alongamento das fibras musculares (fase excêntrica), assim, são ativados os reflexos de estiramento e os elementos elásticos alongados, obtendo um armazenamento de energia elástica que é reutilizada na ação concêntrica subsequente (KOMI, 2000). Quando o salto é realizado a partir de posições mais agachadas verifica-se um maior deslocamento das principais articulações envolvidas no salto, o que levará a aumentar o tempo de duração do CAE. Esse fator poderia maximizar a capacidade músculo-tendínea em armazenar e utilizar a energia elástica em função dos músculos da coxa (principalmente os uni-articulares) estar em uma posição mais alongada no momento de transição entre as fases excêntrica-concêntrica. Isso poderia proporcionar um melhor desempenho nos saltos CMJ PREF e  $<90^\circ$  observados no presente estudo. No entanto, deve-se atentar que para um bom desempenho no CMJ deverá ocorrer uma rápida transição de fases (excêntrica para concêntrica) (NIKOL; KOMI, 1998), visto que a energia elástica acumulada na fase excêntrica pode ser dissipada caso esta transição não seja rápida. Assim, este mecanismo poderia ocorrer em um CMJ quando realizado com um agachamento demasiadamente grande.

O pico de velocidade do centro de gravidade ( $PV_{CG}$ ) aumentou à medida que os saltos foram realizados em maior profundidade de agachamento. Investigações prévias (KIRBY et al., 2011, SALLES et al., 2011) já haviam evidenciado que os maiores valores de  $PV_{CG}$  obtidos durante o CMJ ocorrem nas situações realizadas com maior flexão de joelho. O  $PV_{CG}$  atingido no momento da em que o pé abandona o solo é considerado um dos, se não o principal determinante da altura do salto vertical (DAL PUPO et al., 2012; YAMAUCHI; ISHII, 2007). Isso pode ser confirmado no presente estudo, pois os saltos realizados com ângulo de flexão de joelho  $<90^\circ$  obtiveram o melhor desempenho e também expressaram os maiores valores de PV.

Além disso, a análise de regressão mostrou que o PV é a variável que melhor pode explicar a variação do desempenho nos saltos verticais, independentemente da profundidade de agachamento em que é realizado

o salto. Desta forma, é elementar abandonar o solo na instante impulsão em alta velocidade para obter um bom desempenho. Conforme mencionado anteriormente, o maior curso ou amplitude de deslocamento angular nas condições de salto mais agachado possibilitam a otimização do CAE, o que reflete na velocidade da impulsão. Além disso, a maior velocidade na saída do solo é refletida pelo maior tempo de contato com o solo e maior aceleração gerada ( $V = V_0 + a \times t$ ) nos saltos realizados nas posições mais agachadas (KIRBY et al., 2011).

O mesmo raciocínio pode também ser estendido às velocidades angulares, visto que foram encontrados os maiores valores no presente estudo nas situações em que o CMJ foi realizado a partir de condições de maior agachamento. A velocidade do tornozelo, no entanto, não apresentou diferença entre as posições. A velocidade angular dos segmentos isolados irão gerar momentos angulares que contribuirão na translação do corpo todo. Segundo Vanrenterghem et al. (2004), a velocidade angular dos segmentos é um fator determinante para a velocidade de translação do centro de massa. Assim, a maior velocidade angular do joelho e quadril obtida nos saltos realizados em maiores profundidades de agachamento pode ser um fator que contribui para o melhor desempenho nessas posições. De acordo com Bobbert e Casius (2005), uma combinação ótima entre o nível adequado de flexão das articulações ao final da fase excêntrica, e elevadas velocidades angulares das mesmas articulações durante a fase concêntrica poderiam maximizar a velocidade do centro de massa do sujeito durante a decolagem do salto. As velocidades angulares das articulações atingem um valor pico aproximadamente 30 ms antes do pé abandonar o solo e diminui depois disso (BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1988).

Segundo alguns autores (BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1988; VIITASALO et al., 1993), as velocidades angulares do joelho e tornozelo durante a fase concêntrica do salto vertical podem atingir valores entre 700 e 1000 %/s. No presente estudo todos saltos realizados nas diferentes condições apresentaram valores de velocidade angular do joelho e tornozelo próximas aos valores citados pelos autores acima referidos. Ainda, segundo Vanrenterghem et al. (2004) a rotação de segmentos proximais exige maiores taxas de energia para poder desenvolver a rotação dos segmentos se comparado aos segmentos distais, desta forma, os segmentos distais apresentam maiores velocidades que os segmentos proximais, conforme evidenciado no presente estudo.

Além dos descritores cinemáticos, é importante conhecer as causas que originam o movimento (cinética) que possam explicar as diferenças de desempenho nos saltos realizados em diferentes profundidades de agachamento. Nos esportes que envolvem saltos verticais, um dos principais pré-requisitos para o desempenho é que os atletas possuam altos níveis de potência (KOMI, 2006). A potência é caracterizada como a taxa de realização de trabalho em determinado período de tempo, ou seja, é o produto da força pela velocidade, sendo a força derivada do torque máximo que um músculo ou um grupo muscular pode gerar em uma determinada velocidade (KOMI, 2006). Isto foi comprovado por Hill (1938), o qual observou que havia uma relação hiperbólica entre a velocidade de contração e força muscular produzida. Desta forma, para obter-se níveis ótimos de potência são necessárias cargas e velocidades intermediárias, pois, quanto mais elevada a carga, mais força deverá ser exercida pelos músculos e menor será a velocidade de encurtamento dos componentes contráteis dos músculos e do segmento a ser movido.

No presente estudo a potência, tanto média como pico, apresentaram os menores valores nos saltos realizados com maior profundidade de agachamento ( $<90^\circ$ ). Por outro lado, os saltos realizados com os maiores ângulos de flexão de joelho ( $>90^\circ$ ) obtiveram os maiores valores para tais variáveis. Tais resultados estão corroborando os resultados encontrados por McBride et al. (2010) e Kirby et al. (2011), em que os CMJ realizados nas menores profundidades de agachamento foram os que resultaram nos maiores níveis de potência e força. Da mesma forma, a força máxima (absoluta e normalizada), que é um dos determinantes da potência, apresentou os maiores valores no CMJ realizado com menor agachamento. Este fator pode explicar os menores valores de potência nestas condições.

Vários estudos (DOWLING; VAMOS, 1993; YAMAUCHI; ISHII, 2007; KRASKA et al., 2009; DAL PUPO et al., 2012) mostraram uma relação positiva da força e potência com a altura do salto vertical (valores de  $r$  entre 0,50 e 0,80). Portanto, poderia ser esperado no presente estudo que nos saltos que apresentassem as maiores alturas também apresentassem os maiores valores de força e potência. No entanto, isso não ocorreu, pois, os saltos realizados nas situações de flexão de joelho  $<90^\circ$  e PREF apresentaram as maiores alturas de salto, e a posição  $>90^\circ$  foi a que apresentou os maiores valores de potência média e pico e de  $F_{MAX}$  absoluta e normalizada. Neste sentido, parece que em situações onde ocorre menor amplitude de

agachamento há menor tempo para romper a inércia, necessitando aplicar força e aceleração, compensando a menor velocidade angular e do centro de massa no momento da impulsão quando comparado as situações mais agachadas.

Quanto aos valores da taxa de desenvolvimento de força (TDF) encontrada no presente estudo, não houve diferença significativa entre os saltos realizados em diferentes posições. A TDF é obtida através da razão entre a variação da força num determinado período de tempo. Em muitos esportes a capacidade de produzir força rapidamente pode ser mais importante do que a produção máxima de força. Os componentes técnicos de muitas modalidades esportivas não utilizam em seus movimentos todo o potencial de força (força pico) existente nos músculos. Estas são atividades compostas de movimentos muito rápidos, não existindo tempo necessário para se obter o pico de força, sendo assim, a taxa de variação da força é considerada mais importante para o desempenho (CORVINO et al., 2009). Segundo Wilson et al. (1995) os maiores valores de TDF no salto vertical durante a fase concêntrica são esperados nas condições de menor produção de força.

Conforme verificado neste estudo, a modulação dos ângulos articulares, que refletirão conseqüentemente no comprimento muscular, parece não alterar a TDF no salto vertical. No entanto, sabe-se que a TDF pode ser influenciada por diversos aspectos principalmente por fatores neurais, como a magnitude de produção eferente do motoneurônio na fase inicial de contração, a frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios (HARRIDGE et al., 1996; AAGAARD, 2003). Além destes, o nível de complacência das estruturas relacionadas com a transmissão da força também pode influenciar a TDF (JENSEN; EBBEN, 2007).

Em relação aos valores referentes à amplitude do sinal eletromiográfico, expresso em valores RMS normalizado (RMS%), verificou-se que durante a fase concêntrica do salto, o músculo vasto lateral apresenta maiores valores no salto realizado com ângulo de flexão de joelho  $>90^\circ$ , comparado as outras duas situações (PREF e  $<90^\circ$ ). Para os músculos biarticulares reto femoral e bíceps femoral os valores RMS foram similares nas três situações de salto.

Os estudos realizados têm mostrado resultados inconsistentes quanto ao comportamento da atividade EMG nos CMJ realizados em diferentes ângulos de flexão de joelho. Salles et al. (2011) analisaram a atividade EMG dos músculos gastrocnêmio, vasto lateral, glúteo máximo e eretores da espinha durante a realização do CMJ em três

diferentes ângulos de joelho (50, 70 e 90°, 0° corresponde a extensão total). De acordo com os autores, independentemente do músculo analisado, a magnitude do contramovimento foi positivamente relacionado com o nível de excitação neuromuscular, ou seja, todos os músculos apresentaram os maiores valores de atividade EMG nos saltos realizados no ângulo de 90° de flexão de joelho e as menores ativações no ângulo de 50°. Os resultados do presente estudo contrapõem-se aos observados na investigação acima citada, visto que o VL apresentou maior ativação na situação menos agachada.

De acordo com Lees et al. (2004) o aumento do ângulo de flexão do joelho durante o contramovimento provoca uma maior inclinação do tronco para frente, conseqüentemente, requer um aumento do torque e potência dos músculos extensores do quadril. De acordo com os autores, isso pode levar a um aumento da atividade EMG dos músculos extensores do quadril, enquanto que a atividade EMG dos músculos extensores do joelho e do tornozelo permanecem praticamente inalterada. Em outro estudo, Jensen e Ebben (2000) analisaram a atividade EMG dos músculos isquiotibiais durante as fases excêntrica e concêntrica no exercício de agachamento realizado em diferentes ângulos de flexão de joelho. Os resultados revelaram que na ação concêntrica não há alterações na atividade EMG para os referidos músculos quando o exercício é realizado em diferentes ângulos de flexão de joelho.

No presente estudo, a menor ativação EMG observada para o músculo vasto lateral nos saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento (tanto para a fase excêntrica quanto a concêntrica) pode ser em função do aumento da participação dos elementos elásticos na produção de força, que aumentaria a participação do CAE no desempenho salto. Desta forma, necessitaria de uma menor ativação muscular durante o salto CMJ nas posições PREF e <90°. De acordo com Herzog et al. (1988), em ações dinâmicas a produção total de força que um músculo pode exercer sofre influência dos elementos elásticos, além dos contráteis, sendo observada uma redução curvilínea na fase descendente da curva força-comprimento, e não linear como verificado na produção de força isométrica nas fibras isoladas. Desta forma, em maiores comprimentos musculares se espera uma maior contribuição dos elementos elásticos, enquanto, que em comprimentos menores há uma maior contribuição dos elementos contráteis (HERZOG et al., 1988).

Ainda, Svantesson e Grimby (1995) relataram que as atividades eletromiográficas durante exercícios que envolvem o CAE diminuem ou permanecem constante, em comparação com aqueles exercícios que utilizam apenas a ação concêntrica pura. Sugerindo que o aumento da atividade EMG não contribui para o aumento do desempenho em exercícios que envolvem o ciclo alongamento-encurtamento. Adicionalmente, Escamilla et al. (1998) relatam que quando a flexão de joelho é realizada abaixo de 90° proporciona redução do potencial de recrutamento com menor ativação dos músculos do quadríceps.

Outro fator que pode contribuir para uma menor ativação nos saltos realizados em maior profundidade de agachamento pode estar ligado ao fato que nessas situações, os fusos neuromusculares e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) possam estar agindo como mecanismos de proteção contra lesões. Os primeiros são responsáveis pela detecção do grau de alongamento muscular, no qual, a partir de alongamento excessivo, há uma ação muscular reflexa concêntrica ou isométrica como forma de proteção ao alongamento excessivo e rápido. Os OTG detectam o grau de tensão muscular e sua resposta reflexa causa o relaxamento do músculo ou dos grupos musculares envolvidos na tarefa (BAECHLE; EARLE, 2008; UGRINOWITSCH ; BARBANTI, 1998). Desta forma, os saltos realizados nas situações mais agachadas (CAE longo), a produção de força durante a fase concêntrica pode ser menor devido a um relaxamento do músculo resultando em menores valores de força que o salto realizado numa menor profundidade de agachamento (CAE curto).

Os valores RMS dos músculos bi-articulares (reto femoral e bíceps femoral) analisados nesse estudo, não mostraram diferença entre as situações de salto, conforme hipotetizado. O fato de não haver alterações na atividade EMG nestes músculos ao modular-se o grau de flexão do joelho pode estar relacionado às suas funções também no quadril.

De acordo com o paradoxo de *Lombard*, durante ações como agachamento ou nos saltos verticais ocorre uma co-contração dos músculos bi-articulares da coxa (reto femoral e isquiotibiais) fazendo com que tais músculos atuem de forma concêntrica simultaneamente, o primeiro fazendo a extensão do joelho e o segundo a extensão do quadril (ZATSIORSKY, 2000). Durante a realização do salto vertical ocorre à extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Desta forma, o torque do músculo RF na articulação do joelho deve ser maior que torque do BF, pois, possuem funções opostas na articulação do joelho.

Por outro lado, o torque do BF na articulação do quadril deve ser maior que o torque do RF, pois, este último faz a flexão do quadril e no salto vertical há uma extensão de tal articulação.

Segundo Escamilla (2001), os músculos isquiotibiais (exceto bíceps cabeça curta) e o reto femoral, por serem bi-articulares é difícil de determinar se agem excêntrica durante a descida e concêntrica durante a subida, como comumente se acredita. Na realidade, eles podem estar trabalhando isometricamente durante quase todo salto, tanto na fase descendente quanto na ascendente, pois são concorrentemente encurtados no joelho e alongados no quadril durante a descida, e alongados no joelho e encurtados no quadril durante a subida. Devido a isso, tais músculos pode não apresentar uma mudança substancial no seu comprimento e dessa forma, não modificar o padrão da atividade EMG nos saltos realizados em diferentes ângulos de flexão de joelho.

No entanto, um dos músculos biarticulares monitorados, o bíceps femoral, apresentou maior ativação durante o CMJ realizado na situação menos agachado, em sua fase excêntrica. Isto poderia ser atribuído ao fato de nos saltos realizados com ângulo de flexão do joelho  $>90^\circ$  há uma menor amplitude de movimento, portanto, o menor tempo de duração da fase excêntrica poderia manter o músculo por mais tempo ativado no sentido de controlar a flexão do tronco a frente. Jensen e Ebben (2000) analisaram a atividade EMG dos músculos isquiotibiais durante a fase excêntrica no exercício de agachamento realizado em diferentes ângulos de flexão de joelho. Foi observada na fase excêntrica uma maior atividade EMG apenas na angulação de  $120^\circ$  ou menor nível de flexão de joelho. Apesar de serem exercícios distintos o padrão de movimento do exercício de agachamento é semelhante ao do salto vertical, de certa forma os resultados do acima citado são semelhantes aos observados no presente estudo.

## **5.2 Quanto ao desempenho, parâmetros cinéticos, cinemáticos e ativação EMG no SJ**

Para o SJ foi comparado o desempenho e as demais variáveis (cinemáticas e cinéticas) entre os saltos realizados a partir de quatro ângulos de flexão de joelho (PREF, 70, 90 e  $110^\circ$ ). Diferentemente do CMJ, no SJ não há um contramovimento antes de ação concêntrica, ou seja, o mesmo é realizado a partir de uma posição estática e semi-

agachada utilizando somente a ação concêntrica dos músculos envolvidos no movimento (fase de subida). No entanto, grande parte das explicações atribuídas ao CMJ também podem ser estendidas ao SJ, que estão apresentadas em um capítulo separado para melhor entendimento e organização.

No presente estudo foi observado que, iniciando o movimento do SJ a partir de diferentes ângulos de flexão do joelho, o desempenho (altura do salto) varia. As modulações nos ângulos articulares do joelho acarretam em modificações no comprimento muscular, considerado um dos fatores responsáveis pelas alterações na capacidade de produção de força e torque de um músculo ou grupo muscular e consequentemente no desempenho final (PINCIVERO et al., 2004).

A maior altura do salto foi obtida na posição em que o ângulo do joelho correspondia a 70° de flexão (ou seja, posição mais agachada) e o menor desempenho no ângulo de flexão de joelho de 110° (posição menos agachada). Assim, verifica-se que a amplitude do movimento parece afetar diretamente o desempenho no SJ. Esses resultados confirmam os encontrados em investigações prévias (BOBBERT et al., 2008; LA TORRE et al., 2010; MCBRIDE et al., 2010; KIRBY et al., 2011).

Bobbert et al. (2008) investigaram em ginastas o desempenho durante o salto vertical SJ, realizados a partir de cinco posições diferentes, sendo elas: posição preferida utilizada como de referência (P3); P1 e P2, com deslocamento do centro de massa (CM) acima da P3 (+13 e +7 cm) e; P4 e P5, com deslocamento do CM abaixo da P3 (-7 e -14 cm). De acordo com os autores, o desempenho variou de 36 cm na P1 até 43 cm na P5, além disso, a altura obtida na P4 (42 cm) e P5 (43 cm) são maiores que a posição preferida (41 cm). Isso indica que no SJ as posições em que há uma maior flexão de joelho, há um melhor desempenho no salto em comparação com aqueles realizados em menores profundidades de agachamento.

Interessante notar no presente estudo, que a altura foi maior (embora não significativamente) na posição 70° que na posição PREF. Estes resultados estão de acordo aos relatados por Bobbert et al. (2008), que observaram que quando os indivíduos saltavam a partir de profundidades maiores que sua profundidade auto-selecionada, eles foram capazes de igualar ou exceder as alturas de salto de sua profundidade auto-selecionada.

Nos estudos de McBride et al. (2010) e Kirby et al. (2011), os quais utilizaram uma metodologia semelhantes para a realização do SJ



em diferentes posições (profundidades de agachamento de 0,15; 0,30; 0,45; 0,60; 0,75 m e auto selecionado), os resultados foram semelhantes aos encontrados no presente estudo. Ambos os estudos demonstraram que, à medida que aumenta a profundidade do agachamento, aumenta o desempenho no SJ.

Por outro lado, Domire e Challis (2007) relataram que os SJ realizados a partir de uma profundidade maior que o agachamento auto-selecionado não resultam em melhor desempenho. Segundo os autores, isso é atribuído a má coordenação durante os saltos realizados em maior profundidade de agachamento. Bobbert et al. (1996) também não observaram diferença no desempenho do SJ realizado em diferentes posições de flexão de joelho, sugerindo que o aumento da profundidade de agachamento não faz aumentar a altura do salto nem diminuir. Uma razão para a discrepância entre os resultados pode ser em razão das diferenças de profundidade do agachamento analisadas em cada estudo.

Considerando os aspectos cinemáticos envolvidos no movimento, no presente estudo foi encontrado um aumento significativo dos deslocamentos angulares, tanto para a articulação do joelho quanto para o quadril à medida que os saltos eram realizados em maiores profundidades de agachamento, assim como observado no CMJ, discutido na sessão anterior. Este pode ser um dos fatores que mais contribuem para um melhor desempenho observado nos saltos realizados com ângulo de flexão de joelho a  $70^\circ$ , quando comparado aos saltos realizados em menores profundidades de agachamento. Segundo Moran e Wallace (2007) o aumento da amplitude de movimento pode facilitar a maior produção de trabalho mecânico e momento angular das articulações e assim aumentar a altura do salto. Bobbert et al. (2008) atribuem o pior desempenho nos saltos realizados nas posições com menor profundidade de agachamento, principalmente devido ao curto tempo *push-off* (tempo decorrente entre o início do movimento e o instante de impulsão). Portanto, nos saltos realizados em maior amplitude de movimento há um maior tempo para os músculos “empurrarem” o solo e dessa forma aumentar a velocidade do CM no instante de impulsão.

Embora no SJ tenha sido controlado o ângulo de máxima flexão do joelho, as articulações do quadril e tornozelo também sofreram influência das modulações realizadas no joelho. A maior flexão do joelho é acompanhada de uma maior flexão do quadril para manter o equilíbrio do centro de gravidade durante o salto (CLANSEY; LEES, 2010), sendo um comportamento que pode ser observado tanto no CMJ

(MORAN; WALLACE, 2007) quanto no SJ (DOMIRE; CHALLIS, 2007).

Analisando a o pico de velocidade do centro de gravidade ( $PV_{CG}$ ) no instante de impulsão, o mesmo apresentou-se maior nas situações do SJ realizado com maior profundidade do agachamento, situação em que também foi verificado o melhor desempenho no salto. Estes resultados corroboram com os observados em outros estudos (LA TORRE et al., 2010; KIRBY et al., 2011). Segundo alguns autores (YAMAUCHI; ISHII, 2007; DAL PUPO et al., 2012) o pico de velocidade linear no instante de impulsão é a variável com melhor capacidade de prever o desempenho no salto vertical. Assim como ocorreu para o CMJ, o SJ realizado a partir de menores ângulos de flexão de joelho possibilita maior tempo de contato com o solo, o que pode ser um fator decisivo para que um maior PV seja alcançado (KIRBY et al., 2011).

Quanto às velocidades angulares, não foram observadas diferenças nesta variável nas articulações do quadril e do joelho entre os saltos realizados a partir de diferentes ângulos de flexão do joelho. Apenas a velocidade do tornozelo apresentou diferença entre as posições 70° e PREF. Apesar de verificar-se maiores deslocamentos angulares no joelho e quadril nas posições mais agachadas, este maior tempo de movimento parece não ter permitido provocar maior aceleração e consequentemente maior velocidade angular. Segundo Vanrenterghem et al. (2004), a velocidade angular dos segmentos é um fator determinante para a velocidade de translação do centro de massa. No entanto, conforme os resultados deste estudo, esta velocidade parece não estar sendo uma variável capaz de diferenciar o melhor desempenho nas situações mais agachadas.

Um fator que está ligado ao *push-off* e que também poderia explicar o melhor desempenho nos saltos mais agachados é a maior produção de trabalho positivo durante a realização do salto nas posições mais agachadas (ZAMPARO et al., 1997). Além disso, assim como ocorre para os saltos CMJ, nos saltos executados com maior amplitude de movimento no SJ, o desempenho depende principalmente da contribuição da energia gerada pelos músculos que envolvem as articulações do quadril e do joelho. Já nos saltos realizados com menor amplitude de movimento, a energia depende primariamente dos músculos que realizam a flexão plantar do tornozelo, sendo menor a participação dos músculos que envolvem os movimentos do quadril (FUKASHIRO; KOMI, 1987; VANRENTERGHEM et al., 2004).

Quanto à análise das variáveis cinéticas, potência (PM e PP) e força (absoluta e normalizada) foi observado que quanto maior a profundidade do agachamento durante o salto, menores são os valores para ambas as variáveis. Investigações prévias demonstraram resultados semelhantes tanto para a potência (ZAMPARO et al., 1997; KIRBY et al., 2011) quanto para a força (MCBRIDE et al., 2010; LA TORRE et al., 2010).

A mesma explicação direcionada ao CMJ pode também ser utilizada para explicar os menores valores de força e potência encontrados nos saltos com maior profundidade de agachamento durante o SJ. Parece que em situações onde ocorre menor amplitude de agachamento há menor tempo para romper a inércia, necessitando aplicar força e aceleração, compensando a menor velocidade angular e do centro de massa no momento da impulsão quando comparado as situações mais agachadas.

Alguns estudos revelam uma associação positiva entre a altura do salto SJ com a potência e força (KRASKA et al., 2009; DAL PUPO et al., 2012). No entanto, esta relação pode ser modificada em função dos saltos serem realizados em diferentes posições de flexão de joelho, visto que nos saltos com as maiores alturas não foram observados os maiores valores de força ou potência.

De acordo com McBride et al. (2010), a aplicação adicional de carga durante o SJ causa diminuição da potência, bem como há uma leve diminuição da força produzida durante o salto, independente do ângulo de joelho que for adotado para o salto. Segundo os autores, quanto maior a carga a ser vencida ou maior a profundidade de agachamento, maior é o tempo que leva para completar o movimento, desde o início da extensão das articulações até o instante que o pé abandona o solo. Esse poderia ser um dos motivos pelo qual os saltos realizados com maiores profundidades de agachamento apresentar os menores valores de força e potência.

Em relação à TDF, foram encontrados os maiores valores nas situações menos agachadas. Assim, foi possível observar maior variação da força num dado intervalo de tempo nos saltos realizados com menor profundidade de agachamento. O curto tempo de contato com o solo observado nos saltos realizados com menor profundidade de agachamento demandou uma rápida força explosiva, ou seja, ocorreu uma rápida inclinação da curva de força, obtendo-se os maiores valores de TDF.

Quanto à ativação EMG dos músculos VL, RF e BF obtidas no SJ, foi observado que os músculos VL e RF apresentam valores RMS semelhantes nas quatro posições adotadas para a realização dos saltos SJ. Apenas o músculo BF apresentou menores valores RMS na posição 70° comparado à posição 90°.

Algumas investigações (DOMIRE; CHALLIS, 2007; BOBBERT et al., 2008) têm demonstrado que a variação do ângulo do joelho durante a execução do SJ não altera o padrão de ativação muscular. No estudo realizado por Bobbert et al. (2008), o pico do sinal EMG dos músculos (sóleo, gastrocnêmio, VL, RF, BF e glúteo máximo) não apresentaram diferença nos saltos SJ realizados em cinco diferentes posições de agachamento. Apenas o início da ativação foi diferente entre os músculos e entre algumas posições. Desta forma, o SJ, quando realizado em diferentes profundidades de agachamento, parece não modificar a ativação muscular.

No estudo realizado por Maior et al. (2011) foi comparado o valor RMS dos músculos do quadríceps durante a contração voluntária máxima (CVM) realizada no exercício de agachamento em duas angulações diferentes (70 e 90° de flexão de joelho). Os resultados não mostraram diferença nos valores RMS durante a CVM realizada em 70° e 90° de flexão de joelho.

De acordo com Escamilla et al. (1998), quando a flexão de joelho é realizada abaixo de 90° proporciona redução do potencial de recrutamento com menor ativação dos músculos do quadríceps. O mesmo poderia ser esperado para o músculo bíceps femoral, pois, quando os saltos foram realizados no ângulo de 90° ou próximos a esse (PREF - 96,1°) a ativação EMG foi maior que em ângulos menores (70°) e teve uma tendência ser maior que a posição menos agachada (110°). Além disso, conforme previamente discutido para o CMJ, a menor ativação do BF nas situações mais agachadas pode ser advinda de uma maior contribuição dos elementos elásticos nesta situação em que ocorrem maiores comprimentos musculares. Por outro lado, em comprimentos musculares menores (o que poderia ser esperado nos saltos menos agachados) há uma maior contribuição dos elementos contráteis (HERZOG et al., 1988) e possivelmente maior ativação EMG.

Entretanto, a modulação ou modificação dos comprimentos musculares nas diferentes condições de saltos testadas, principalmente para os músculos biarticulares, só poderia ser realmente confirmada por meio de outras técnicas biomecânicas, a exemplo da ecografia. Assim, esta seria sugestão para uma futura investigação.

## 6. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos no presente estudo pode-se concluir que:

- a) O desempenho no salto vertical é influenciado pela profundidade de agachamento (modulado pela flexão do joelho). O melhor desempenho em ambos os saltos, CMJ e SJ, foram obtidos quando os mesmos foram realizados a partir de uma maior profundidade de agachamento ou maior flexão do joelho;
- b) as variáveis cinéticas (força, potência e TDF) apresentaram maiores valores quando os saltos foram realizados a partir de uma menor profundidade de agachamento, situação esta em que foram verificadas as menores alturas dos saltos, tanto SJ quanto CMJ;
- c) os saltos realizados nas maiores profundidades de agachamento apresentaram maiores valores de deslocamento angular, principalmente para as articulações do quadril e joelho;
- d) no CMJ as velocidades angulares do quadril e joelho na fase concêntrica do salto foram influenciadas pelo nível de flexão de tais articulações, sendo que nas maiores profundidades foram obtidas as maiores velocidades angulares e os melhores desempenhos nos saltos. Por outro lado, nos SJ a profundidade do agachamento não altera a velocidade angular, portanto parece não influenciar no desempenho nesse tipo de salto;
- e) a velocidade do centro de massa no instante de impulsão apresentou-se maior nos saltos realizados a partir das posições mais agachadas, tanto para o CMJ quanto o SJ;
- f) em relação à atividade EMG, o reto femoral não apresentou nenhuma diferença dentre todas as situações testadas do CMJ e SJ. Já o músculo vasto lateral apresentou maior ativação no CMJ realizado com menor agachamento (fases excêntrica e concêntrica). Da mesma forma, o músculo bíceps femoral apresentou maior ativação em condições de salto partindo de posições menos agachadas, porém tanto para o CMJ (somente fase excêntrica) quanto no SJ;

g) em relação à regressão linear, de modo geral verificou-se que o pico de velocidade do centro de gravidade no instante de impulsão parece ser a variável que mais está explicando o desempenho, tanto no CMJ quanto no SJ. Essa variável sozinha explicou entre 83,5 e 93,2% da variação do desempenho nos saltos verticais CMJ e SJ realizados em diferentes profundidades de agachamento.

### **Aplicações práticas**

Inúmeras pesquisas têm sido realizadas com intuito de aprimorar os métodos e programas de treinamento, visando a especificidade do desporto, com objetivo de maximizar os treinamentos e levar o atleta ao seu desempenho máximo. A partir dos resultados do presente estudo, é possível observar que independente do tipo de salto (CMJ ou SJ) é necessário que o nível de flexão de joelho esteja abaixo de  $90^\circ$ , ou seja, o salto deve partir de uma grande profundidade de agachamento para se obter maiores alturas. Esta é uma importante informação que o treinador ou preparador físico deve conhecer para poder assim otimizar o desempenho dos atletas no salto vertical quando realizado, por exemplo, no bloqueio e ataque no voleibol, ou durante o rebote no basquetebol.

Além disso, em treinamentos pliométricos os atletas podem aumentar deslocamento das principais articulações envolvidas no salto e assim maximizar a utilização do CAE. A partir dos resultados da regressão múltipla deste estudo sugere-se que utilize-se nos treinamentos exercícios que preconizem e empreguem a máxima velocidade durante a realização de multi-saltos e pliometria.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD P. Training-induced changes in neural function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 31, p. 61 – 67, 2003.

BAECHLE, T. R.; EARLE, R. W. **Essential of strength training and conditioning**, NSCA, 3ª ed., Human Kinetics, 2008.

ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 12, p. 1413 - 1427, 1993.

BAKER, D.; NANCE, S.; MOORE, M. The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n. 1, p. 20 – 24, 2001.

BERRIEL, G.P.; FONTOURA, A.; FOPPA, G. Avaliação quantitativa de saltos verticais em atletas de voleibol masculino na Superliga 2002/2003. Revista **Digital: Buenos Aires**, ano 10, n. 73, 2004. <http://www.efdeportes.com>

BOBBERT, M. F.; MACKAY, M.; SCHINKELSHOEK, D.; HUIJING, P. A.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. **European Journal of Applied Physiology**, v. 54, p. 566 – 573, 1986.

BOBBERT, M. F.; G. J. VAN INGEN SCHENAU. Co-ordination in vertical jumping. **Journal of Biomechanics**, v. 21, p. 249 - 262, 1988.

BOBBERT, M. F. Drop jumping as a training method for jumping ability. **Sports Medicine**, v.9, n.1, p.7- 22, 1990.

BOBBERT, M. F.; GERRITSEN, K. G. M.; LITJENS, M. C. A.; VAN SOEST, A. J. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 28, p. 1402 – 1412, 1996.

BOBBERT, M. F.; CASIUS, L. J. R. Is the Effect of a countermovement on Jump Height due to Active State Development?

**Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.37, n.3, p.440-446, 2005.

BOBBERT, M. F.; CASIUS, L. J. R.; SIJKENS, I. W. T.; JASPERS, R. T. Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. **Journal of Applied Physiology**, v. 105, p. 1428 - 1440, 2008.

BOMPA, T. O. **Treinando Atletas de Deporto Coletivos**. São Paulo: Phorte, 2004.

BOSCO, C.; KOMI, P.V. Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 41, p. 275 - 284, 1979.

BOSCO, C.; KOMI, P.V.; ITO, A. Pre-stretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.111, n.2, p.135 - 140, 1981.

BOSCO, C.; ITO, A.; KOMI, P. V.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H.; VIITASALO, J. T. Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 114, p. 543 - 550, 1982.

BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **European Journal of Applied Physiology**, v. 50, p. 273 - 282, 1983.

BOSCO, C. **Strength assessment with the Bosco's test**. Italian Society of Sport Science, Rome, 1999.

BRANDÃO, E. Caracterização estrutural dos parâmetros de esforço no jovem basquetebolista. **Revista Horizonte**, v. 52, p. 135 - 140, 1992.

BUCHTHAL, F.; SCHMALBRUCH, H. Contraction times and fiber types in intact human muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.79, n.4, p.435 - 452, 1970.

CARVALHO, C.; CARVALHO, A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações



entre ambas. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.6, n.2, p. 241-248, 2006.

CAVAGNA, G.A. Storage utilization of elastic energy in skeletal muscle. **Exercise and Sports Sciences Review**, v.5, p.89-129, 1977.

CLANSEY, A.; LEES, A. Changes in lower limb joint range of motion on countermovement vertical jumping. **International Symposium on Biomechanics in Sports**, v. 28, 2010.

CRONIN, J.; SLEIVERT, G. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. **Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 213 – 234, 2005.

DAL PUPO, J.; DETANICO, D.; SANTOS, S. G. Parâmetros cinéticos determinantes do desempenho nos saltos verticais. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 1, p. 41 – 51, 2012.

DA ROCHA, C. M.; UGRINOWITSH, C.; BARBANTI, V. J. A especificidade do treinamento e a habilidade de saltar verticalmente. Um estudo com jogadores de basquetebol e voleibol de diferentes categorias. **Lecturas EF y Deportes**, v. 10, n. 84, 2005.

DOWLING, J. J.; VAMOS, L. Identification of kinetic and temporal factor related to vertical jump performance. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 9, p. 95 - 110, 1993.

ELENO, T. G.; BARELA, J. A.; KOKUBUN, E. Tipos de esforço e qualidades físicas do handebol. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 24, n. 1, p. 83 - 98, 2002.

ENOKA, R.M. Neural adaptations with chronic physical activity. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 447-455, 1997.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª ed. Barueri/SP: Manole, 2000.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R.. Biomechanics of the knee during

closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, p. 556 -569, 1998.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 1, p. 127 – 141, 2001.

FARLEY, C.T. Role of the stretch-shortening in jumping. **Journal Applied Biomechanics**, v.3, p. 436-9, 1997.

FUKASHIRO S.; KOMI, P. V. Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. **International Journal of Sports Medicine**, v. 8, p. 15 - 21, 1987.

FELTNER, M.E.; FRASCHETTI, D.J.; CRISP, R.J. Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. **Journal of Sports Sciences**, v.7, p.449 – 466, 1999.

GOUBEL, F. Series elastic behavior during the stretch-shortening cycle. **Journal Applied Biomechanics**, v.3, p. 439-443, 1997.

GORDON, A. M., A. F. HUXLEY, AND F. J. JULIAN. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal of Physiology**, n. 184, p. 170 - 192, 1966.

HÄKKINEN, H. Changes in physical fitness profile in female volleyball players during the competitive season. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.33, p. 223 - 232, 1993.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2 ed. Barueri-SP: Manole, 2008.

HARRIDGE, S.D.; BOTTINELLI, R.; CANEPARI, M.; PELLEGRINO, M. A.; REGGIANI, C.; ESBJÖRNSSON, M.; SALTIN, B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. **Pflugers Arch**, n. 432, v. 5, p. 913 – 920, 1996.

HESPANHOL, J. D. **Mudanças do desempenho da força explosiva durante um ciclo anual em voleibolistas na puberdade**. 2008. Tese

(Ciência do Desporto). Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361 – 374, 2000.

HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of the muscle. **Proceedings of the Royal Society**, v. 126, n. 843, p. 136-195, 1938.

HUBLEY, C. L.; WELLS, R. P. A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 50, p. 247 – 254, 1983.

IGLESIAS, F. Analisis del esfuerzo en el voleibol. **Stadium Argentina**, v. 28, p. 17 - 23 , 1994.

JENSEN, R. L.; EBBEN, W. P. Hamstring electromyographic response of the back squat at different knee angles during concentric and eccentric phases. 18° **International Symposium on Biomechanics in Sports**, 2000.

JENSEN, R. L.; EBBEN, W. P. Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint, and ground reaction forces. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, p. 763 - 767, 2007.

KAPANDJI, A. I. Fisiologia Articular. 5 ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana S. A. 2000.

KANDEL, E. R.; SCHAWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Principles of neural science**. 3° ed. New York, Elsevier, 1991.

KIRBY, T. J.; MCBRIDE, J. M.; HAINES, T. L.; DAYNE, A. M. Relative net vertical impulse determines jumping performance. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 27, p. 207 - 214, 2011.

KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics**. 2 ed. New York: Springer, 2007.

KOMI, P.V.; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and woman. **Medicine and Science in Sports**, v.10, n.4, p. 261-265, 1978.

KOMI, P. V.; GOLLHOFER, A. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC exercise. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 451 – 459, 1997.

KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1197-1206, 2000.

KOMI, P.V. **Força e Potência no Esporte**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**. Noraxon INC. USA. 2005.

KRASKA, J.M.; RAMSEY, M.W.; HAFF, G.G.; FETHKE, N.; SANDS, W.A.; STONE, M.E.; STONE, M.H. Relationship between strength characteristics and unweighted and weighted vertical jump height. **International Journal Sports Physiology Performance**, v.4, p.461-473, 2009.

KUBO, K.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. **Journal of Applied Physiology**, v.87, p.2090-2096, 1999.

KUBO, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, p. 349 – 352, 2004.

KUBO, K.; MORIMOTO, M.; KOMURO, T.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic

activity on jump performances using single joint. **European Journal of Applied Physiology**, v.99, p.235-243, 2007.

LAFFAYE, G.; BARDY, B. G.; DUREY, A. Leg stiffness and expertise in men jumping. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.37, p.536-43, 2005.

LA TORRE, A.; CASTAGNA, C.; GERVASONI, E.; CÈ, E.; RAMPICHINI, S.; FERRARIN, M.; MERATI, G. Acute effects of static stretching on squat jump performance at different knee starting angles. **Journal of Strength and Condition Research**, v. 24, n. 3, p. 687 - 694, 2010.

LEES, A.; VANRENTERGHEM, J.; DE CLERCQ, D. The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. **Journal of Strength and Condition Research**, v. 18, p. 787 – 791, 2004.

LOBIETTI, R. A review of blocking in volleyball: from the notational analysis to biomechanics. **Journal of Human Sport & Exercise**, v.4, n.2, p.93-99, 2009.

MASCI, I.; VANNOZZI, G.; GIZZI, L.; BELLOTTI, P.; FELICI, F. Neuromechanical evidence of improved neuromuscular control around knee joint in volleyball players. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, p. 443 – 450, 2010.

MCBRIDE, J. M.; MCCAULLEY, G. O.; CORMIE, P. Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 3, p. 750 – 757, 2008.

MCBRIDE, J. M.; KIRBY, T. J.; HAINES, T. L.; SKINNER, J. Relationship between relative net vertical impulse and jump height in jump squats performed to various squat depths and with various loads. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 5, p. 484 – 496, 2010.

MOIR, G. L. Three different methods of calculating vertical jump height from force platform data in man and women. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**, v. 12, p. 207 - 218, 2008.

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, 2007.

MORITANI, T. Excitabilidade da unidade motora e do motoneurônio no movimento explosivo. In: KOMI, P. V. **Força e potência no esporte**. Porto Alegre: Artmed, 2006, p.41-64.

NIKOL, C.; KOMI, P.V. Significance of passively induced stretch reflexes on Achilles tendon force enhancement. **Muscle and Nerve**, v. 21, p.1546-1548, 1998.

PINCIVERO, D. M.; SALFETNIKOV, Y.; CAMPY, R. M.; COELHO, A. J. Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1689 – 1697, 2004.

RASSIER, D. E.; MACINTOSH, B. R.; HERZOG, W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. **Journal of Applied Physiology**, v.86, n.5, p. 1445–1457, 1999.

READ, M.; CISAR, C. The influence of varied rest interval lengths on depth jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, p. 279 – 283, 2001.

RIGGS, M. P.; SHEPPARD, J. M. The relative importance of strength and power qualities to vertical jump height of elite beach volleyball players during the counter-movement and squat jump. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 4, n. 3, p. 221 – 236, 2009.

ROCHA, M. A.; BARBANTI, V. J. Análise das ações de saltos de ataque, bloqueio e levantamento no voleibol feminino. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 9, n. 3, p. 284 – 290, 2007.

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

SALE, D.; Neural Adaptation to strength training. In: **Strength and power in sport**. Edited by P. Komi; Blackwell Scientific Publication. London, 1992.

SALLES, A. S.; BALZOPoulos, V.; RITTWEGER, J. Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping. **European Journal Applied Physiology**, v. 111, p. 441 – 448, 2011.

SILVA, S. G.; MINATTO, G.; FARES, D.; SANTOS, S. G. Caracterização da pesquisa. In: SANTOS, S. G. (org.) **Métodos e técnicas de pesquisa quantitativa aplicada a Educação Física**. Florianópolis, Tribo da Ilha, 2011.

SLEIVERT, G.G.; BACKUS, R.D.; WENGER, H.A. Neuromuscular differences between volleyball players, middle distance runners and untrained controls. **International Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 6, p.390 - 398, 1995.

SLEIVERT, G.; TAINGAHUE, M. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, p. 46 - 52, 2004.

STONE, M.H.; O'BRYANT, H.S.; MCCOY, L.; COGLIANESE, R.; LEHMKUHL, M.; SCHILLING, B. Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.17, n.1, p.140 - 147, 2003.

SVANTESSON, U.; GRIMBY, G. Stretch-shortening cycle during plantar flexion in young and elderly women and men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 71, p. 381 – 385, 1995.

THISSEN-MILDER, M.; MAYHEW, J. L. Selection and classification of high school volleyball players from performance tests. **Journal Sports Medicine Physical Fitness**, v. 31, p. 380 – 384, 1990.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

UGRINOWITSCH, C.; BARBANTI, V. J. O ciclo de alongamento-encurtamento e a “performance” no salto vertical. **Revista Paulista de Educação Física**, v.12, n.1, p.85-94, 1998.

VANDEWALLE, H.; PERES, G.; HELLER, J.; PANEL, J.; MONOD, H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56, p. 650 – 656, 1987.

VANRENTERGHEM, J.; LEES, A.; LENOIR, M.; AERTS, P.; CLERCQ, D. Performing the vertical jump: Movement adaptations for submaximal jumping. **Human Movement Science**, v. 22, p. 713 – 727, 2004.

VIITASALO, J.T.; BOSCO, C. Electromechanical behavior of human muscles in vertical jumps. **European Journal of Applied Physiology**, v. 48, n. 2, p. 253-61, 1982.

VIITASALO, J. T.; HAMALAINEN, K.; MONONEN, H.; SALO, A.; LAHTINEN, J. Biomechanical effects of fatigue during continuous hurdle jumping. **Journal of Sports Science**, v. 11, p. 503 - 509, 1993.

WILSON, G. J.; LYTTLE, A. D.; OSTROWSKI, K. J.; MURPHY, A. J. Assessing dynamic performance: a comparison of rate of force development tests. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 9, p. 176 – 181, 1995.

YAMAUCHI, J.; ISHII, N. Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.3, p.703-9, 2007.



ZAMPARO, P.; ANTONUTTO, G.; CAPELLI, C.; GIRARDIS, M.; SEPULCRI, L.; DI PRAMPERO, P.E. Effects of elastic recoil on maximal explosive power of the lower limbs. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, p. 289 – 297, 1997.

ZATSIORSKY, V. M. **Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention**. John Wiley & Sons, 2000.



## Anexo 1



Universidade Federal de Santa Catarina  
Centro de Desportos  
**Termo de Consentimento Livre e esclarecido**

Convido-o para participar como voluntário desta pesquisa intitulada: “Fatores biomecânicos relacionados com o desempenho no salto vertical”. Esta pesquisa tem por objetivo analisar o desempenho (altura), bem como a atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores, algumas variáveis cinéticas e cinemáticas durante os saltos verticais CMJ e SJ realizados a partir de diferentes ângulos de máxima flexão de joelho.

As avaliações serão realizadas junto ao Laboratório de Biomecânica, vinculado ao Centro de Desportos (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), e estão organizadas da seguinte maneira:

As avaliações serão realizadas em dois dias. No primeiro dia será realizada avaliação antropométrica para determinar o % de gordura. Em seguida serão realizados alguns saltos verticais CMJ e SJ em diferentes profundidades de agachamento com objetivo de familiarização com o teste. No segundo dia serão realizados os testes para a coleta de dados. Para o CMJ serão realizados no total nove saltos verticais, três em cada uma das posições ( $<90^\circ$ ,  $>90^\circ$  e posição preferida), e para os SJ 12 saltos, três em cada um dos diferentes ângulos de flexão do joelho (70, 90,  $110^\circ$  e posição preferida). Os saltos serão executados sobre a plataforma de força, ao mesmo tempo em que será filmado o movimento (análise cinemática) e monitorado a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos dos músculos da coxa.

Para a análise cinemática, será realizada uma videografia bidimensional, por meio de uma câmera digital de 120 Hz, a fim de determinar os ângulos articulares do joelho e quadril durante os saltos. Marcações retro-reflexivas serão fixadas nas seguintes referências anatômicas: maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e acrômio.

A análise da atividade EMG de superfície será realizada nos músculos vasto lateral, reto femoral e bíceps femoral. Inicialmente será

realizada a preparação da pele e na sequência a fixação de eletrodos de superfície nos músculos acima referidos.

Ao final das avaliações será fornecido a cada participante um relatório com os resultados individuais. Os testes que serão realizados na pesquisa, servirão de diagnóstico da sua potência muscular de membros inferiores, além disso, esses escores poderão ajudá-lo na montagem de um programa de treinamento mais específico de saltos verticais. Também será fornecido os valores de % de gordura, % de massa magra.

As avaliações as quais o Sr. será submetido não oferecem nenhum risco a sua saúde, e não representarão um esforço muito intenso a ponto de lhe causar qualquer tipo de desconforto.

Os participantes terão o direito de interromper, a qualquer momento a sua participação no projeto se assim o desejarem.

Garantimos que as informações fornecidas serão confidenciais e serão utilizadas apenas neste trabalho. Colocamo-nos a sua inteira disposição para responder oralmente ou via e-mail a demais questionamentos a respeito da pesquisa e sua participação na mesma.

E-mail para contato: [rodrigo.gheller@gmail.com](mailto:rodrigo.gheller@gmail.com)  
[senseisaray@hotmail.com](mailto:senseisaray@hotmail.com)

Telefone: (48) 3721-8530

Desde já agradecemos sua participação.

---

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Saray Giovana dos Santos

Universidade Federal de Santa Catarina  
Centro de Desportos – Campus Universitário da Trindade s/n  
88040-900 Florianópolis /SC

**TERMO DE CONSENTIMENTO**

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.