

LORENA MARQUES VIEIRA

**Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol: uma
análise cinemática e eletromiográfica**

Uberlândia - MG
2016

LORENA MARQUES VIEIRA

**Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol: uma
análise cinemática e eletromiográfica**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós – Graduação em Engenharia
Biomédica da Universidade Federal de
Uberlândia, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Engenharia
Biomédica.

Orientador: Profº Dr Adriano Alves Pereira

Co-Orientador: Profº Dr Sílvio Soares dos
Santos

Uberlândia - MG
2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

V658v Vieira, Lorena Marques, 1991-
2016 Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol:
uma análise cinemática e eletromiográfica / Lorena Marques Vieira. -
2016.
66 f. : il.

Orientador: Adriano de Oliveira Andrade.
Coorientador: Sílvio Soares dos Santos.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Voleibol - Teses. 3.
Biomecânica - Teses. I. Andrade, Adriano de Oliveira. II. Santos, Sílvio
Soares dos. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

LORENA MARQUES VIEIRA

**Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol: uma
análise cinemática e eletromiográfica**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira (Orientador)
Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Prof. Dr. Edgard A. Lamounier Júnior (Coordenador do Programa)
Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

LORENA MARQUES VIEIRA

Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol: uma análise cinemática e eletromiográfica

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira (Orientador)

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos (Co-orientador)

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade (UFU)

Prof. Dr. Alexandre Gonçalves (IMEPAC)

Aprovada em: 29 de novembro de 2016.

Local de defesa: Anfiteatro “A” do Bloco 50, campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia.

Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre incentivaram e apoiaram os meus estudos e que sem os quais não seria possível a conclusão de mais esta etapa na minha vida acadêmica.

AGRADECIMENTOS

À Deus por me amparar nos momentos difíceis, renovar minhas forças e mostrar os caminhos nas horas incertas e me inspirar a escrever este trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica pela oportunidade de desenvolver uma pesquisa em um curso de mestrado.

Ao Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab – UFU) por disponibilizar a estrutura física para o desenvolvimento da pesquisa teórica e escrita da dissertação, e os equipamentos necessários para a coleta de dados.

Ao Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia por disponibilizar o espaço físico e equipamentos para a coleta de dados.

À FAPEMIG pelo apoio financeiro durante parte da execução deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof Dr. Adriano Alves Pereira, pela paciência e por toda ajuda que possibilitou a conclusão deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof Dr Sílvio Soares dos Santos, que me auxiliou no direcionamento deste trabalho e que contribuiu com ótimas ideias.

À minha colega do Biolab, Iraides Moraes Oliveira que me ajudou na coleta de dados.

Aos meus colegas do Biolab que, de alguma forma, deram sua contribuição para que eu pudesse concluir este trabalho.

Ao meu namorado Eberton, pelo apoio, amor, carinho, compreensão e paciência que me foi dedicado durante este período de mestrado que foi fundamental para que eu pudesse concluir-lo.

Aos meus pais, por todo apoio, incentivo e amor que, sem os quais, não teria se quer cursado uma graduação.

À minha vó Marly, a quem todos chamavam de “Dinda”, que sempre torcia pelo meu sucesso e me apoiava em meus estudos, e que recentemente se mudou para junto dos anjos.

“Agradeço todas as dificuldades que enfrentei; não fosse por elas, eu não teria saído do lugar. As facilidades nos impedem de caminhar. Mesmo as críticas nos auxiliam muito.”

(CHICO XAVIER)

VIEIRA, L.M. Variáveis determinantes da altura do salto de ataque do voleibol: uma análise cinemática e eletromiográfica. 2016. 78 (Mestrado). Programa de Pós-Graduação da Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Nos estudos de análise de jogo a respeito do voleibol atual, o ataque é considerado uma ação decisiva para a obtenção de ponto, da vitória na partida e da conquista do campeonato. Assim, a execução correta do ataque, pode determinar o sucesso da equipe e/ou indivíduo. Para otimizar o desempenho do salto de ataque no voleibol há vários fatores que devem ser levados em conta. Devido à escassez de pesquisas nesta área, tornou-se necessário investigar quais as variáveis biomecânicas são determinantes para o salto de ataque do voleibol por meio da correlação e regressão destas variáveis. Participaram deste estudo 8 atletas saudáveis. Para aquisição das variáveis cinemáticas, foi utilizado três câmeras, sendo duas modelos Sony DCR-SR68 (60 quadros por segundo) e uma Go-pro (120 quadros por segundo). Para análise das filmagens, foi utilizado o software Kinovea. Para coletar os dados EMG foi utilizado um sistema de eletromiografia (EMG) sem fio da marca Shimmer, com uma taxa de amostragem de 1024 amostras por segundo. Os dados EMG foram coletados por meio do software Labview e processados no Matlab. Os participantes compareceram ao laboratório em apenas uma visita. Após assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), foi aplicado o questionário PAR Q. Em seguida foi realizado a caracterização antropométrica dos voluntários (massa corporal e estatura) e a familiarização com o salto de ataque. Por último, foi feita a filmagem do salto e, simultaneamente, foi coletado os dados EMG. Para análise estatística foi utilizado os testes: Correlação múltipla de Pearson, Shapiro-Wilk, Durbin-Watson e teste F. Foi admitido um nível de significância de 5% ($p<0,05$) para todas as análises. Os resultados deste estudo apontam para uma forte correlação entre as variáveis “velocidade horizontal final, velocidade horizontal média, velocidade vertical inicial, velocidade vertical média, aceleração horizontal média, área do sinal EMG para os músculos bíceps femoral esquerdo e vasto lateral direito” e a “altura do salto”. Além disso, foi apresentado um modelo de equação explicativa da altura do salto compostos pelas variáveis: velocidade horizontal final, velocidade vertical inicial e aceleração vertical inicial. Estas correlações sugerem a importância da corrida de aproximação bem executada para a melhora do salto. Do ponto de vista prático, a presente pesquisa pode contribuir para o direcionamento dos treinamentos em equipe e individual.

VIEIRA, L.M. Determining variables of volleyball spike jump height: a kinematic and electromyographic analysis. 2016. 78 (Master). Postgraduate Programme in Biomedical Engineering, Federal University of Uberlandia, Uberlandia.

Abstract

In studies about the current volleyball game analysis, the spike is considered a decisive action to obtain point, victory in the game and the league title. Thus, the correct execution of the spike, can determine the success of the team and / or individual. To optimize the spike jump performance in volleyball there are several factors that must be taken into account. Due to the lack of research in this area, it became necessary to investigate the biomechanical variables which are decisive for the volleyball attack jump through correlation and regression of these variables. The study included eight healthy athletes. For acquisition of the kinematic variables were arranged three cameras, two Sony DCR-SR68 model (60 frames per second) and one Go-Pro (120 frames per second). Kinovea software was used for video analysis. To collect the EMG data we used a wireless electromyography (EMG) system (Shimmer), at a sampling rate of 1024 samples per second. The EMG data were collected through the Labview software and processed in Matlab. Participants attended the laboratory in just one visit. After signing the free and informed consent, we applied the PAR Q questionnaire. Then was performed the anthropometric characteristics of the volunteers (body weight and height) and familiarization with the attack jump was applied. Finally, the jump filming was done and was simultaneously collected the EMG data. Statistical analysis was performed using the tests: Multiple Correlation Pearson, Shapiro-Wilk, Durbin-Watson and F test. Was admitted a significance level of 5% ($p > 0.05$) for all analyzes. The results of this study point to a strong correlation between the variables "final horizontal velocity, horizontal average velocity, initial vertical velocity, average vertical velocity, horizontal average acceleration, EMG signal area of the left biceps femoris and right vastus lateralis" and "jump height". It was also presented an explanatory equation model of the jump height made up of the variables: Final airspeed, vertical speed and initial initial vertical acceleration. These correlations suggest the importance of the approach run well executed to improve the jump. From a practical point of view, this research may contribute to the direction of the team and individual training.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1. Diagrama de blocos do método biomecânico utilizado para análise do salto de ataque no voleibol.

Figura 3.2. Fases do salto de ataque do voleibol com suas respectivas porcentagens de tempo.

Figura 3.3. a) Retângulo para padronizar o local de execução do salto, b) Adaptação da bola utilizada nesta pesquisa.

Figura 3.4. Sistema de cordas para suspensão da bola.

Figura 3.5. Esquema do cenário de coleta mostrando os posicionamentos das câmeras, o retângulo demarcado para referência de execução do salto, o posição da bola suspensa, o local onde foi posicionado a mesa com o notebook utilizado para a coleta de EMG e o posicionamento dos dois celulares utilizados para o sistema simplificado de sincronismo.

Figura 3.6. A) Kit Shimmer – vista externa; B) Componentes do kit Shimmer: 1) módulos de aquisição de sinal, 2) cartões de memória, 3) cabos para conectar os módulos nos eletrodos, 4) plataforma para comunicação via cabo USB entre o computador e o modulo, 5) pen drive, 6) cintas com velcro para fixação dos módulos e 7) cabos USB.

Figura 3.7. Módulo de aquisição de sinal do sistema de eletromiografia sem fio da marca Shimmer, utilizado nesta pesquisa.

Figura 3.8. Posicionamento dos eletrodos. a) Anterior da coxa, 1. Eletrodos posicionados sobre o músculo vasto lateral esquerdo, 2. Eletrodo referência posicionado sobre a tuberosidade da tíbia; b) Posterior da coxa, 1. Eletrodos posicionados sobre o músculo bíceps femoral esquerdo, 2. Eletrodo referência posicionado sobre a cabeça da fíbula.

Figura 3.9. Frame do vídeo de sincronismo entre os sistemas de filmagem e de EMG, com a lanterna ao fundo ligada. Os dados do tempo de cada módulo Shimmer foram destacados para melhor visualização.

Figura 4.1. Diagramas de dispersão ajustados por uma reta das variáveis cinemáticas que apresentaram correlação forte com a HSM ($p < 0,001$). a) Velocidade horizontal máxima; b) Velocidade horizontal final; c) Velocidade vertical inicial; d) Velocidade vertical média; e) Aceleração horizontal média; f) Aceleração vertical média e g) Altura do salto – centro de gravidade.

Figura 4.2. Gráficos do sinal EMG. a) Sinal cru (sem processamento); b) Área do sinal EMG. As linhas vermelhas representam o ponto de sincronismo entre a EMG e a filmagem; as linhas verdes marcam os pontos inicial e final da área do sinal calculada para este estudo.

Figura 4.3. Gráfico da regressão quadrática entre o valor da área do sinal da EMG do VLD e a altura do salto.

Figura 4.4. Gráfico da regressão quadrática entre o valor da área do sinal EMG do BFE e a altura do salto.

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1. Características da amostra que participou efetivamente da análise de dados (n=7).

Tabela 4.2 Média e desvio padrão (DP) das variáveis cinemáticas.

Tabela 4.3. Coeficiente de correlação de Pearson (r) entre as variáveis cinemáticas e o desempenho do salto (altura do salto - HSM) e seus respectivos p valores (p).

Tabela 4.4. Teste t para as variáveis do modelo ajustado.

Tabela 4.5. Análise das pressuposições acerca dos resíduos do modelo.

Tabela 4.6. Correlação entre as variáveis EMG e a altura HSM.

LISTA DE SIGLAS

- AAO - Amplitude de amplitude do ombro
- ACG - Ângulo do centro de gravidade do corpo no início da fase de voo
- ACM - Associação Cristã de Moços
- ADFMT - Ângulo de dorsiflexão máxima do tornozelo
- AFMJ - Ângulo de flexão máxima do joelho
- AFMQ - Ângulo de flexão máxima do quadril
- AHM - Aceleração horizontal média
- AVI - Aceleração vertical inicial
- AVM - Aceleração vertical média
- BFD - Bíceps femoral direito
- BFE - Bíceps femoral esquerdo
- BIOLAB - Laboratório de Engenharia Biomédica
- CEP/UFU - Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia
- CG - centro de gravidade
- CIVM - Contração isométrica voluntária máxima
- CMJ - countermovement jump / salto vertical em contramovimento
- EMG - eletromiografia
- FAEFI - Faculdade de Educação Física e Fisioterapia
- FIVB - Fédération Internationale de Volleyball / Federação Internacional de Voleibol
- G5 - Ginásio 5
- HCG - Altura do salto - centro de gravidade
- HSM - Altura do salto - marcador

L5 - quinta vértebra lombar

MG - Minas Gerais

PAR Q - Questionário de Prontidão para Atividade Física

RMS - Root mean square

S1 - primeira vértebra sacral

SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido

TQ - Trajetória do quadril durante a execução do salto

VAJ - Velocidade angular média da articulação do joelho

VAO - Velocidade angular média da articulação do ombro

VAQ - Velocidade angular média da articulação do quadril

VAT - Velocidade angular média da articulação do tornozelo

VHF - Velocidade horizontal final

VHM - Velocidade horizontal média

VHMáx - Velocidade horizontal máxima

VLD - Vasto lateral direito

VLE - Vasto lateral esquerdo

VVI - Velocidade vertical inicial

VVM - Velocidade vertical média

LISTA DE SÍMBOLOS

H_0 - hipótese nula

β_j - parâmetros analisados

SQ_{REG}^C - soma de quadrados de regressão do modelo completo

SQ_{REG}^R - soma de quadrados de regressão do modelo reduzido

α - valor de significância

σ^2 - quadrado médio do erro do modelo completo

$F_{(\alpha,1,n-p)}$ - valor F com significância α

\bar{X} - média

DP - desvio padrão

n - número da amostra

r - correlação linear de Pearson

R^2 - coeficiente de determinação

Vxs - volts vezes segundo

Hz - Hertz

m/s - metros por segundo

m/s² - metros por segundo ao quadrado

rad/s - radianos por segundo

m - metros

cm - centímetros

Kg - kilos

mm - milímetros

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 3.1. Teste F parcial

Equação 4.1. Modelo de equação explicativa para o salto – variáveis cinemáticas

Equação 4.2. Modelo de equação explicativa para o salto 1 – variáveis eletromiográficas

Equação 4.3. Modelo de equação explicativa para o salto 2 – variáveis eletromiográficas

SUMÁRIO

Resumo	vii
Abstract	viii
Lista de figuras	ix
Lista de tabelas	xi
Lista de siglas	xii
Lista de símbolos	xiv
Lista de equações	xv
1. Capítulo I - Introdução	18
1.1. Assunto e Problema	18
1.2. Justificativa	21
1.3. Objetivos	23
1.3.1. Objetivo Principal	23
1.3.2. Objetivos Secundários	23
1.4. Organização do Trabalho	24
2. Capítulo II – Revisão Bibliográfica	25
2.1. Voleibol	25
2.1.1. História do voleibol	25
2.1.2. Características do voleibol	26
2.1.3. Fundamentos e elementos técnicos do voleibol	27
2.1.3.1. O ataque	28
2.2. Biomecânica	31
2.2.1. Áreas de estudo da biomecânica	32
2.2.1.1. Eletromiografia	33
2.2.1.2. Cinemetria	33
2.3. Trabalhos realizados na área	34

3.	Capítulo III – Material e Método	38
3.1.	Amostra	38
3.2.	Caracterização da pesquisa	39
3.3.	Procedimentos gerais	39
3.4.	Procedimentos de coleta de dados	40
3.4.1.	Protocolo de execução do salto de ataque	41
3.4.2.	Preparação da quadra	42
3.5.	Cinemetria	44
3.5.1.	Câmera filmadora e <i>software</i>	44
3.5.2.	Variáveis cinemáticas	45
3.6.	Eletromiografia	48
3.6.1.	<i>Software</i>	50
3.6.2.	Preparação dos voluntários	50
3.6.3.	Testes de CIVM	51
3.6.4.	Processamento do sinal EMG	52
3.7.	Sincronismo	52
3.8.	Análise estatística	53
4.	Capítulo IV – Resultados e Discussão	55
4.1.	Correlação linear das variáveis cinemáticas	56
4.2.	Análise de regressão das variáveis cinemáticas	60
4.3.	Análise de regressão das variáveis eletromiográficas	62
5.	Capítulo V - Conclusão	66
6.	Referências	67
7.	Anexos	76
8.	Apêndices	78

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1. Assunto e Problema

Criado em 1895 por William George Morgan, o voleibol é um jogo praticado por duas equipes com seis jogadores cada. Uma característica marcante deste esporte é que as duas equipes não tem contato físico direto, pois as mesmas são separadas por uma rede no meio da quadra. O objetivo do jogo é fazer com que a bola passe por cima da rede e caia dentro dos limites da quadra adversária. Para isto, os jogadores devem realizar no máximo três toques, isto é, a bola pode passar somente por três jogadores do mesmo time antes de ser passada para a quadra adversária (Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008).

Com a implementação de campeonatos a partir de 1948 e as diversas modificações nas regras, a necessidade de evolução técnico-tática tornou-se imprescindível para o sucesso das equipes no voleibol (Ribeiro, 2008). Na década de 60, era o terceiro esporte coletivo mais praticado no mundo, com mais de 60 milhões de praticantes (Bizzocchi, 2008). Com isto, o voleibol passa a ser tratado com mais profissionalismo, a competitividade dentro do esporte cresce e, consequentemente, aumenta a preocupação com a formação do jovem atleta (Arruda e Hespanhol, 2008).

O desempenho do atleta pode ser influenciado por três fatores: fisiológico, psicológico e biomecânico. Este último, interfere diretamente no modo como o indivíduo controla e compensa uma ação durante a execução de um movimento ou uma série de movimentos. Muitas vezes estas compensações resultam em falhas no padrão de movimentos, que, por sua vez, diminuem o desempenho desportivo (Aritan, 2012).

A Biomecânica Esportiva estuda as forças e seus efeitos sobre os seres humanos nos esportes, e tem como objetivo primário melhorar o desempenho dos atletas. Além disso, proporciona as bases necessárias para a prevenção de lesões e reabilitação, que estão intimamente relacionadas ao primeiro objetivo, já que um atleta não-lesionado terá um desempenho melhor que um atleta lesionado (Mcginnis, 2002).

Uma das estratégias utilizadas pelos treinadores para a melhora do desempenho do atleta é a melhora da técnica por meio da análise qualitativa do movimento. Ou seja, o treinador observa a execução de determinado movimento do atleta e utiliza seus conhecimentos de mecânica para corrigir as falhas técnicas da ação (Carr, 1998; Mcginnis, 2002). Contudo, alguns detalhes importantes da técnica podem passar despercebidos com a simples observação instantânea (a “olho nú”) do movimento pelo treinador, sendo necessário recorrer aos métodos de medição biomecânicos, como por exemplo a filmagem (cinemetría) e análise da atividade muscular (eletromiografia). Além disso, o conhecimento das variáveis determinantes no desempenho do salto é favorável para otimizar e direcionar o treino da melhor forma.

O salto vertical faz parte de ações motoras complexas no voleibol, como os ataques, bloqueios e levantamentos (Ugrinowitsch e Barbanti, 1998; Hrysomallis, 2012; Gheller *et al.*, 2014). Além disto, é considerado um meio de preparação para o desenvolvimento de força e potência muscular (Ugrinowitsch *et al.*, 2007; Marques *et al.*, 2015), e é muito utilizado pelos treinadores e pesquisadores como um teste para avaliar estas valências físicas, que são importantes para um bom desempenho no esporte (Bosco *et al.*, 1983; Yamauchi e Ishii, 2007).

O ataque do voleibol, uma das ações que mais utilizam o salto vertical, é o momento mais esperado no jogo; pois o mesmo, em geral, encerra um rali e, como consequência, confere um ponto à equipe que o realizou. Pode-se dizer que o sucesso de um ataque está intimamente relacionado com um bom desempenho no salto

vertical, já que quanto mais alto o salto melhor será a execução do ataque (Wagner *et al.*, 2009).

Neste cenário, devido ao número crescente de adeptos neste esporte no Brasil e no mundo e, principalmente na cidade de Uberlândia, já que a mesma conta com times profissionais masculino e feminino com títulos nacionais e estaduais, e no intuito de melhorar a avaliação técnica realizada pelo treinador, optou-se pelo estudo de atletas do voleibol.

1.2. Justificativa

Nos estudos de análise de jogo a respeito do voleibol atual, o ataque é considerado uma ação decisiva para a obtenção de ponto, da vitória na partida e da conquista do campeonato (Resende, 1995; Moutinho *et al.*, 2003; Palao *et al.*, 2005). Apesar das diversas características que dão destaque à esse fundamento, o técnico deve saber planejar adequadamente o treino de ataque e corrigir o movimento quando necessário, pois o atacante pode ter graves lesões de joelhos e coluna devido às altas cargas de saltos a que é submetido (Arruda e Hespanhol, 2008). Assim, a execução correta do salto pode determinar o sucesso da equipe e/ou indivíduo e, além disso, pode evitar a ocorrência ou reincidência de lesões devido à execução incorreta do mesmo.

Os estudos realizados com atletas de voleibol, de modo geral, são direcionados quanto: as lesões musculoesqueléticas (Aagaard *et al.*, 1997; Bahr e Bahr, 1997; Lajtai *et al.*, 2009); a nutrição e suplementação esportiva (Papadopoulou *et al.*, 2002; Zapolkska *et al.*, 2014); aos aspectos biomecânicos do movimento (Suda *et al.*, 2009; Hughes *et al.*, 2010; West *et al.*, 2014); às adaptações fisiológicas e esforço percebido durante o jogo (Bonetti *et al.*, 1988; Chamari *et al.*, 2001; Moreira *et al.*, 2013); e as características técnico-táticas e índices de ações ocorridas nos jogos de voleibol (Rocha, 2000; Castro e Mesquita, 2008).

Atualmente há estudos sobre a melhor forma de executar determinados movimentos do voleibol de forma menos lesiva e mais eficiente (Ficklin *et al.*, 2014; Gheller *et al.*, 2014; Kabacinski *et al.*, 2015; Kabacinski *et al.*, 2016). No entanto, foram encontrados apenas dois estudos recentes que buscaram determinar as variáveis biomecânicas que mais influenciam no desempenho: do salto de ataque do voleibol (Wagner *et al.*, 2009) e do salto vertical em contramovimento (Mcclain-Naylor *et al.*, 2014). Contudo, estes estudos utilizam métodos diferentes ao proposto por este trabalho.

Devido à escassez de pesquisas nesta área, tornou-se necessário investigar quais as variáveis biomecânicas mais influenciam o salto de ataque do voleibol por meio da correlação e regressão destas variáveis. A análise detalhada e precisa da biomecânica do movimento pode auxiliar o treinador e/ou professor a identificar com mais facilidade

e fidedignidade as falhas técnicas e, portanto, prescrever um treinamento mais específico de acordo com que o atleta requer para melhorar o desempenho e/ou prevenir a ocorrência (ou reincidência) de lesões (Mcginnis, 2002).

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo Principal

- Determinar quais as variáveis cinemáticas e eletromiográficas mais contribuem para o desempenho do salto de ataque do voleibol.

1.3.2. Objetivos Secundários

- Correlacionar e hierarquizar a contribuição de cada variável cinemática e eletromiográfica para o aumento do desempenho do salto;
- Propor um modelo de equação explicativa para o salto de ataque do voleibol por meio de análise de regressão;
- Verificar o padrão de ativação dos músculos durante o salto vertical por meio da eletromiografia.

1.4. Organização do trabalho

Para melhor compreensão deste trabalho, o mesmo foi dividido em mais quatro capítulos organizados do seguinte modo:

- O capítulo segundo trata da revisão bibliográfica, que busca inteirar o leitor com o tema desta pesquisa por meio da abordagem de conceitos importantes e da apresentação do estado da arte deste tema, ou seja, o que a literatura científica vem pesquisando sobre este assunto nos últimos anos.
- No capítulo terceiro é apresentado os materiais e métodos que foram utilizados para o desenvolvimento deste trabalho, tais como o tamanho e as características gerais da amostra, os procedimentos da coleta, os procedimentos de análise dos dados e tratamento estatístico dos mesmos.
- No capítulo quarto são apresentados e discutidos os resultados obtidos nesta pesquisa.
- O capítulo quinto trás as conclusões do estudo e as sugestões para trabalho futuros.
- Nos anexos estão disponíveis o modelo do questionário utilizado e o parecer consubstanciado do CEP/UFU;
- Nos apêndices foi incluído um modelo da ficha de avaliação fisioterapêutica.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Voleibol

2.1.1. História do voleibol

O voleibol foi criado em 1895 na cidade de Holyoke, no estado de Massachusetts, Estados Unidos, por William George Morgan, diretor do Departamento de Atividades Físicas da ACM (Associação Cristã de Moços) local (Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008). De acordo com estes mesmos autores, esta modalidade, inicialmente chamada de minonette (ou mintonette), foi desenvolvida como uma atividade recreativa adaptada para os associados de meia-idade que consideravam outros esportes de contato muito violentos, como o basquete, criado três anos antes.

Este novo jogo criado por Morgan era estruturado em dez regras básicas e consistia em conservar uma bola em movimento sobre uma rede, de um lado para o outro (Guilherme, 2001). Apesar desta essência inicial ter sido conservada, muitas regras foram acrescentadas no voleibol atual e várias técnicas e táticas foram desenvolvidas. Até mesmo para que o jogo se torne mais interessante e atrativo aos espectadores, e, deste modo, aumentando o número de fãs e adeptos da modalidade (Fédération Internationale de Volleyball - FIVB, 2015).

Nas primeiras décadas do século XX, o voleibol foi difundido em outros países, tais como, Canadá (1900), China (1905), Cuba (1906), Japão (1908), entre outros (Bizzocchi, 2008). No Brasil, alguns autores indicam que o voleibol foi trazido em 1915 pelo colégio Marista de Pernambuco; já nos registros da Federação Internacional de Voleibol (FIVB), apontam que a introdução do mesmo foi em 1916, por intermédio da ACM de São Paulo (Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008).

Com esta difusão pelo mundo e o crescente aumento no número de adeptos, o voleibol, até então praticado como uma atividade recreativa, passou a ser considerado um esporte competitivo. Estima-se que o número de praticantes de voleibol pelo mundo supera a marca de 500 milhões, sendo que, destes, mais de 160 milhões o jogam de forma competitiva (Bizzocchi, 2008).

A FIVB foi fundada em 1947 por 14 países; em 2015 já contava com 221 federações afiliadas. O primeiro Campeonato Mundial masculino organizado por esta Federação Internacional aconteceu em 1949 e a primeira disputa feminina foi em 1952. Em 1964 o voleibol, tanto masculino quanto feminino, foi incluído nos Jogos Olímpicos em Tóquio (Fédération Internationale de Volleyball - FIVB, 2015).

2.1.2. Características do Voleibol

O voleibol possui uma dinâmica diferente dentre os outros esportes coletivos mais conhecidos, pois as duas equipes não tem contato físico direto entre elas. A quadra de voleibol é um retângulo dividido ao meio por uma rede em dois quadrados iguais, sendo que cada um pertence a uma das equipes. O objetivo do jogo é passar a bola por cima da rede de modo que a mesma caia no solo adversário e, ao mesmo tempo, evitar que a bola caia na sua própria metade da quadra (Guilherme, 2001; Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008).

O saque dá início a uma sequência de ações denominada rali, que é encerrado quando uma das equipes atinge o objetivo do jogo, ganhando assim, um ponto e o direito de saque. O jogo de voleibol é disputado em sets de 25 pontos (exceto o quinto set, que é de 15 pontos), e ganha a partida a equipe que vencer três sets. Para vencer

efetivamente um set, a equipe deve manter um mínimo de 2 pontos de vantagem sobre o adversário (Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008).

2.1.3. Fundamentos e elementos técnicos do voleibol

Os fundamentos do voleibol são um conjunto de habilidades específicas, que, quando somadas, compõem o jogo como um todo; são eles: saque, recepção, levantamento, ataque, bloqueio e defesa (Bizzocchi, 2008). De acordo com o objetivo de cada fundamento, os mesmos são divididos entre ofensivos (saque, levantamento e ataque) e defensivos (recepção, bloqueio e defesa) (Ribeiro, 2008); ou ainda em ações terminais, que são aquelas que podem se converter diretamente em pontos (saque, ataque e bloqueio) e ações de continuidade, que são intermediárias das ações terminais e não resultam em pontos diretamente (recepção, levantamento e defesa) (Coleman, 2002; Campos *et al.*, 2015).

O saque é definido como o ato de colocar a bola em jogo. Para sua execução, o jogador deve posicionar-se atrás da linha de fundo de sua quadra, desferir o golpe na bola (de acordo com a técnica escolhida – saque por baixo, por cima ou tipo tênis, japonês, em suspensão ou viagem) de modo que a mesma passe para a quadra adversária com o objetivo de marcar ponto ou simplesmente pôr a bola em jogo (Ribeiro, 2008).

A recepção, também chamada de passe, é o primeiro contato da bola por parte do time adversário, e pode ser realizada basicamente pelos elementos técnicos toque ou manchete (Ribeiro, 2008). O toque deve ser realizado na altura da cabeça ou acima dela, com os cotovelos flexionados um pouco acima da linha dos ombros e as mãos estendidas para trás posicionadas de modo que forme um triângulo entre os dedos polegares e indicadores, e é mais utilizado na recepção de bolas altas e com menos potência (Bizzocchi, 2008). A manchete é realizada com as mãos superpostas e unidas com os polegares no prolongamento dos antebraços e os braços completamente estendidos (Ribeiro, 2008), e é considerada o principal elemento técnico para a recepção de saques, principalmente os mais potentes (Bizzocchi, 2008). O objetivo da manchete, nestas condições, é receber e passar a bola para um lugar pré-fixado, visando

posicioná-la em boas condições para o levantamento (Barefo, 1996; Ribeiro, 2008), e, ao mesmo tempo, evitar que a bola toque no lado da quadra correspondente à equipe de recepção do saque.

O levantamento é o ato de posicionar a bola nas melhores condições para o ataque, normalmente é o segundo contato do time com a bola após o mesmo a receber do adversário (Ribeiro, 2008). O elemento técnico mais seguro, no qual o atleta obtém maior precisão para a colocação da bola, é o toque por cima, já descrito anteriormente (Ribeiro, 2008).

O ataque é o ato que pode ser decisivo no rali e, em geral, é o terceiro contato do time com a bola (Ribeiro, 2008). O objetivo deste fundamento é fazer a bola aterrissar na quadra adversária, e seu sucesso confere um ponto à equipe que o executou (Ribeiro, 2008). Nesta pesquisa, o ataque foi o fundamento selecionado para execução e análise, por isto, este será abordado com mais detalhes no próximo tópico.

O bloqueio tem a finalidade de impedir ou dificultar o ataque da equipe adversária (Ribeiro, 2008). De acordo com o efeito desejado, o bloqueio pode ser classificado em defensivo, utilizado para amortecer o ataque adversário e facilitar a recepção do seu próprio time; e ofensivo, que tem como objetivo interceptar a trajetória da bola de ataque com a invasão do espaço adversário sobre a rede, sendo assim, realizado de modo mais agressivo (Bizzocchi, 2008; Ribeiro, 2008).

O sexto fundamento que normalmente se segue na sequência de um rali, a defesa, é considerada uma ação com finalidade de impedir que a bola caia na quadra da equipe defensora após o ataque adversário (Ribeiro, 2008).

2.1.3.1. O ataque

O ataque geralmente decide o rali do voleibol e consiste no golpe decisivo da partida (Ribeiro, 2008); além disso, é visto como elemento determinante no desempenho de uma equipe de Voleibol (Gouvêa e Lopes, 2008; Marcelino *et al.*, 2010). O principal golpe de ataque é a cortada, contudo, quando o objetivo é enganar o adversário, pode ser utilizado a “largada”, que é um golpe de ataque mais suave.

A cortada é o tipo de técnica de ataque considerada mais eficiente, potente e espetacular (Bizzocchi, 2008); e consiste na coordenação de movimentos que objetivam desferir um golpe violento na bola de modo que a mesma aterrisse na quadra adversária para obtenção de ponto (Ribeiro, 2008). De modo genérico, neste estudo, o termo “ataque” será utilizado exclusivamente para referenciar a técnica da cortada. De acordo com Bizzocchi (2008, p. 136), as capacidades físicas que determinam uma boa execução do ataque são:

coordenação dinâmica geral; agilidade; equilíbrio; velocidade de reação; coordenação visual motora; velocidade específica de deslocamento; potência de membros inferiores e dorsal e velocidade de membros superiores e cintura escapular (salto); força de sustentação dorsal, flexibilidade abdominal e de cintura escapular (preparação do ataque); flexibilidade dorsal, potência de membros superiores, peitorais, cintura escapular, abdominal, mãos e punhos (ataque); e força excêntrica da cadeia muscular do salto (queda).

Segundo Ribeiro (2008), o ataque é classificado de acordo com a direção, altura e velocidade; e a escolha destas variáveis depende da situação de jogo. Quanto à direção, o ataque pode ser na diagonal aberta ou fechada (a bola segue uma trajetória diagonal em relação às linhas laterais da quadra) ou na paralela (também chamada de corredor, no qual o ataque é paralelo às linhas laterais da quadra) (Ribeiro, 2008). Com relação às variáveis altura e velocidade, o ataque pode ser classificado como normal (bola alta), meia altura (meia bola), rápido (chutada) ou de tempo. No ataque normal, com bolas altas, a estruturação do bloqueio pelo adversário torna-se mais fácil. Os outros tipos de ataques (meia altura, rápido e tempo) dificultam o posicionamento do bloqueio adversário e a chance de fazer ponto aumenta.

Para esta pesquisa, foi recomendado que os atletas voluntários realizassem apenas um tipo de ataque durante a coleta de dados, para que todos os movimentos de ataque pudessem ser analisados e comparados posteriormente. Foi selecionado o ataque tipo cortada com corrida de aproximação.

Para a execução de um ataque, o indivíduo deve realizar um salto vertical em contramovimento (*countermovement jump* - CMJ). O CMJ é caracterizado por um movimento na direção oposta ao objetivo, ou seja, o salto é iniciado em pé e, em

seguida, é realizado um movimento para baixo por meio da flexão do quadril, joelhos e tornozelos e, imediatamente após, é realizado uma extensão completa e vigorosa dos mesmos para saltar vertical (Bobbert *et al.*, 1996; Linthorne, 2001; Gheller *et al.*, 2014).

Além do CMJ, há registros na literatura de mais dois saltos verticais diferentes: o *squat jump* (Radenkovic e Stankovic, 2012) e o *drop jump* (Kopper *et al.*, 2014). Contudo, a escolha do CMJ para a realização do ataque se deve ao melhor desempenho na altura do salto em relação aos outros tipos de saltos verticais (Bobbert *et al.*, 1996; Harrison e Gaffney, 2001; Radenkovic e Stankovic, 2012), o que é desejável para o sucesso do ataque.

O CMJ é um exemplo de movimento que se beneficia de um mecanismo chamado “ciclo alonga-encurta”, uma ação muscular excêntrica seguida de uma concêntrica, mais especificamente, primeiro o músculo é alongado no movimento excêntrico e, em seguida, o mesmo é encurtado durante o movimento concêntrico (Linthorne, 2001). O ciclo alonga-encurta tem um propósito reconhecido cientificamente: melhorar o desempenho durante a fase final (ação concêntrica) quando comparada com ações concêntricas isoladas (Komi, 2003). A literatura científica demonstra que o pré-alongamento aumenta o desenvolvimento da força e a produção de trabalho do músculo no movimento subsequente (Cavagna *et al.*, 1968; Edman *et al.*, 1978; Komi, 2003). Uma possível explicação para este aumento é o uso da energia elástica estocada nos componentes elásticos do músculo durante o alongamento (Cavagna *et al.*, 1968; Edman *et al.*, 1978; Bosco e Komi, 1979; Bosco *et al.*, 1981; Anderson e Pandy, 1993). Em outras palavras, no ciclo alonga-encurta, há a produção de trabalho negativo durante a fase excêntrica do movimento, o qual tem parte de sua energia mecânica absorvida e armazenada na forma de energia potencial elástica (Farley, 1997; Linthorne, 2001). No final da fase excêntrica e início da fase concêntrica (ou seja, na passagem da fase de estiramento para a de encurtamento), os músculos podem utilizar parte dessa energia rapidamente e com isso aumentar sua produção de força subsequente, com menor gasto metabólico e maior eficiência muscular (Kubo *et al.*, 1999).

2.2. Biomecânica

A biomecânica é a ciência que estuda a estrutura e a função dos sistemas biológicos por meio dos conhecimentos da mecânica (Hatze, 1974; McGinnis, 2002; Hall, 2005). A mecânica, por sua vez, é um ramo da física que estuda o comportamento de sistemas submetidos à ações de forças, e dois sub-ramos desta, importantes para as análises biomecânicas, são a estática e a dinâmica (Hall, 2005). A estática preocupa-se com o estudo de sistemas que se encontram em um estado de movimento constante (em repouso ou em velocidade constante, sem aceleração); já a dinâmica é o estudo dos sistemas submetidos à aceleração (Hall, 2005).

De acordo com Amadio *et al.* (1999, p. 42), “o corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo de segmentos articulados que está em equilíbrio estático ou dinâmico”, influenciado por forças internas e externas ao corpo. Assim, a biomecânica do movimento humano pode ser definida como uma área interdisciplinar que busca explicar, a partir de parâmetros biomecânicos, como as formas de movimento dos corpos de seres vivos acontecem na natureza (Amadio *et al.*, 1999; Winter, 2009).

Uma vez que o movimento é causado por forças internas e externas (Amadio e Serrão, 2007), a biomecânica pode ser dividida em “Biomecânica interna” e “Biomecânica externa” (Carpenter, 2005). A Biomecânica interna preocupa-se com a determinação das forças internas, que atuam fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e são compostas pelas forças musculares, força nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagens articulares, isto é, são as forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo (Amadio e Serrão, 2007). Enquanto que a Biomecânica externa representa as forças externas, que constituem-se da força da gravidade, da força de reação no solo e outras (Amadio, 1986), representando os parâmetros de determinação quantitativa e/ou qualitativa referente às mudanças de lugar e posição do corpo humano em movimentos esportivos (Amadio e Serrão, 2007).

2.2.1. Áreas de estudo da biomecânica

A antropometria, a dinamometria, a cinemetria e a eletromiografia são áreas de estudo que pertencem à biomecânica do movimento (Winter, 1979; Carpenter, 2005). A antropometria tem como objetivo determinar as características e propriedades do aparelho locomotor, por meio do uso de equipamentos como a fita métrica (circunferência dos segmentos), a balança (massa corporal), o plicômetro (porcentual de gordura), o estadiômetro (altura) e o antropômetro (altura, comprimento dos segmentos) (Amadio *et al.*, 1999; Carpenter, 2005). Este método de medição de biomecânica é utilizado para a caracterização de amostras e normalização de dados, permitindo a comparação entre sujeitos.

A dinamometria consiste na avaliação da quantidade de força que atua sobre um corpo com o auxílio de equipamentos como a plataforma de força, célula de carga, dinamômetro, aparelhos que avaliam deformações devidas à pressão e quaisquer outros transdutores de carga. Com isto, é possível obter, por exemplo, informações quanto a força de reação do solo (forças externas) e as pressões dinâmicas exercidas por parte do corpo na sua interação com o meio ambiente. (Amadio *et al.*, 2002).

Na cinemetria, os sistemas são orientados para medir os parâmetros cinemáticos do movimento sem se preocupar com as causas, ou seja, o movimento é descrito a partir de variáveis cinemáticas (tempo, deslocamento, velocidade e aceleração) e não se tem o interesse em explicar o que o causou (Amadio *et al.*, 2002; Carpenter, 2005).

Por fim, a eletromiografia se preocupa em registrar a atividade elétrica do músculo, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos (Carpenter, 2005).

A integração dessas áreas possibilita a complexa análise do movimento, permitindo melhor compreensão dos mecanismos internos e externos que exercem influência no mesmo (Mochizuki e Amadio, 2003). Deste modo, o movimento pode ser modelado pelos treinadores com o objetivo de aprimorar o desempenho de seus atletas e evitar lesão.

2.2.1.1. Eletromiografia

O cientista italiano Galvani fez duas grandes descobertas sobre o músculo esquelético no século XVIII, mas foi somente no século XX que estas descobertas tornaram-se relevantes em termos práticos, com o desenvolvimento da tecnologia necessária. A primeira descoberta refere-se à capacidade do músculo desenvolver tensão quando estimulado eletricamente; a segunda diz respeito à produção de corrente ou voltagem identificável quando o músculo desenvolve tensão, até mesmo quando o estímulo é um impulso nervoso (Hall, 2005).

A técnica desenvolvida no século XX, capaz de registrar a atividade elétrica produzida pelo músculo, é conhecida atualmente como eletromiografia (EMG) (Hall, 2005). Para Basmajian e De Luca (1985), a EMG é o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico proveniente do músculo. Já para Portney *et al.* (2010), a EMG é essencialmente o estudo da atividade da Unidade Motora que, por sua vez, é o conjunto de fibras musculares inervadas por um neurônio motor.

A eletromiografia é uma excelente ferramenta para a investigação científica, fornecendo informações relevantes sobre a intensidade e a duração da ativação da musculatura envolvida no movimento e a variabilidade ciclo a ciclo em diferentes tipos de problemas, tais como: a função muscular em diferentes tipos de movimento e postura; a atividade muscular nos gestos desportivos, profissionais e de reabilitação; estudos de coordenação muscular; estudos entre trabalho mecânico e sinal elétrico; avaliação dos métodos de treinamento; estudos sobre fadiga e estudos ergonômicos (Carpenter, 2005; Marchetti e Duarte, 2006).

2.2.1.2. Cinemetria

Na cinemetria, como já foi mencionado, os sistemas são orientados para medir os parâmetros cinemáticos do movimento sem se preocupar com as causas. A cinemática é o ramo da mecânica que descreve os componentes espaciais e temporais do movimento, e sua análise pode ser tanto qualitativa como quantitativa. A análise qualitativa é uma descrição não-numérica do movimento, geralmente feita pelos treinadores para avaliar o desempenho de um atleta por meio de uma observação

direta. Na análise quantitativa, o movimento é avaliado com base em dados numéricos coletados durante a realização do mesmo. Desde modo, o movimento pode ser descrito com maior precisão e de modo mais completo e objetivo, podendo assim, ser comparado em termos aritméticos com desempenhos precedentes ou subsequentes (Hamill e Knutzen, 2012).

Com o avanço da tecnologia e a melhora de sua acessibilidade, muitos profissionais que baseavam suas conclusões apenas em dados qualitativos, uniram-se aos pesquisadores no uso de análises quantitativas a fim de melhorar o resultado de suas avaliações.

Para a coleta dos dados cinematográficos, o método mais comum é o de sistema de vídeos, por meio da aquisição de imagens com câmeras de alta velocidade (digitalização da imagem) ou de captura optoeletrônica de movimentos (rastreamento de marcadores retroreflexivos) (Carpenter, 2005; Hamill e Knutzen, 2012).

2.3. Trabalhos realizados na área

Nas últimas décadas, notou-se um desenvolvimento exponencial do voleibol devido à criação de campeonatos e às alterações nas regras, o que tornou o jogo cada vez mais competitivo, dinâmico e veloz (Ribeiro, 2008). Deste modo, o aperfeiçoamento da técnica e a aquisição de novas habilidades pelos atletas torna-se essencial para um bom rendimento da equipe. O ataque é o fundamento que melhor define o sucesso da equipe em uma partida de voleibol (Mesquita e Marcelino, 2008; Campos *et al.*, 2014; Campos *et al.*, 2015), e o seu desempenho está diretamente relacionado com a altura do salto (Forthomme *et al.*, 2005; Stanganelli *et al.*, 2008; Sattler *et al.*, 2015).

Em vista disto, investigações têm sido conduzidas a fim de determinar a maneira mais eficiente e correta de se executar o movimento de ataque do voleibol e, consequentemente, minimizar os riscos de lesão. No estudo de Wagner *et al.* (2009), 16 jogadores de voleibol experientes foram filmados por meio de um sistema de câmeras tridimensionais durante a execução de um ataque. O objetivo da pesquisa foi identificar os parâmetros cinematográficos que mais contribuem para a altura do salto de ataque do

voleibol. Os autores concluíram que a velocidade horizontal máxima do centro de massa, a altura mínima que o centro de massa atinge no momento precedente ao salto e a velocidade angular da articulação do ombro são parâmetros que contribuem de forma significativa para o aumento da altura do salto de ataque.

Em contrapartida, no estudo de Mcerlain-Naylor *et al.* (2014), 74% da variação do desempenho do salto em contramovimento pode ser explicado com os parâmetros: pico da potência do joelho, ângulo do ombro no início da fase de voo e pico da potência do tornozelo. E ainda, dois parâmetros cinemáticos explicaram 58% da variação de altura do salto: ângulo do ombro no início da fase de voo e ângulo do tornozelo no início da fase de voo.

Apesar do salto de ataque do voleibol ser caracterizado por um contramovimento, ou seja, antes do salto propriamente dito (fase de voo), é realizado um movimento na direção oposta (para baixo), os parâmetros que contribuem para o melhor desempenho deste salto e do salto vertical em contramovimento podem ser diferentes, como os encontrados nos estudos dos autores supracitados Wagner *et al.* (2009) e Mcerlain-Naylor *et al.* (2014). Esta diferença pode se dar pelo fato de que o salto em contramovimento é iniciado a partir de uma posição estática e o salto de ataque inicia-se com uma corrida de aproximação.

Embora estes estudos apresentem resultados relevantes para o conhecimento científico sobre as variáveis cinemáticas e dinâmicas determinantes no desempenho do salto, não há contribuições no que diz respeito à influência da atividade eletromiográfica para uma melhor performance.

Estudos sobre o salto vertical em contramovimento discutem a influência da magnitude da flexão do joelho e da inclinação do tronco no início da fase concêntrica do salto (fase ascendente) (Vanrenterghem *et al.*, 2008; Gheller *et al.*, 2014; Mandic *et al.*, 2015). Gheller *et al.* (2014) estudaram o efeito da profundidade do agachamento no desempenho e em parâmetros biomecânicos do salto vertical em contramovimento em 22 atletas de vôlei e basquete em três condições diferentes: flexão máxima do joelho menor que 90°; maior que 90° e grau de flexão preferida do atleta. De acordo com o

resultado da pesquisa, o desempenho do salto foi melhor nas condições “menor que 90°” e “grau de flexão preferida” do que nos saltos executados com menor magnitude de agachamento (flexão máxima do joelho maior que 90°). Já na pesquisa de Mandic *et al.* (2015), aponta que embora possa existir o valor ideal da profundidade do agachamento, o seu papel no desempenho máximo do salto poderia ser relativamente pequeno.

Vanrenterghem *et al.* (2008) analisaram o salto vertical em contramovimento com inclinação do tronco à frente e com o tronco na vertical em 20 atletas. Os achados deste estudo afirmam que o desempenho do salto realizado com o tronco na vertical sofreu uma redução de 10%, além de induzir o aumento da flexão do joelho em 8% e, consequentemente, aumentar 19% no torque máximo e 13% na potência máxima do joelho durante a fase propulsiva.

Apesar da vasta pesquisa sobre o salto vertical a partir de uma posição estática, sendo algumas delas citadas e descritas acima, ainda há poucos estudos sobre o salto de ataque no voleibol no que diz respeito às variáveis mais importantes para o melhor desempenho na altura do salto e, além disso, não foram encontrados estudos sobre a eletromiografia durante este tipo de salto nas bases de dados consultadas para esta revisão. O possível motivo para isto, pode ser devido à dificuldade de coletar os dados de eletromiografia em um movimento dinâmico como o salto de ataque do voleibol.

Gheller *et al.* (2014), além de estudarem a influência da profundidade do agachamento no salto em contramovimento no que diz respeito aos aspectos cinemáticos, também analisaram os valores de RMS (*Root mean square*) da atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral, bíceps femoral e vasto lateral nas diferentes magnitudes de agachamento proposto pelo estudo. Os autores não acharam diferença significativa na ativação muscular entre as três condições analisadas. Ou seja, de acordo com os resultados, os músculos ativam de maneira semelhante independentemente da quantidade de agachamento realizado. Este estudo não fornece informações quanto ao comportamento da ativação muscular ao longo do movimento, o que poderia ser uma análise enriquecedora para o conhecimento do salto.

Mackenzie *et al.* (2014) analisaram a envoltória do sinal eletromiográfico durante a execução do três saltos executados em condições diferentes: *squat jump*, salto vertical e *power clean*. Neste estudo, os autores descrevem o comportamento da atividade de cada músculo analisado (vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, glúteo médio e gastrocnêmio medial). Contudo, não está claro na literatura se os músculos se comportam da mesma forma durante a execução do salto de ataque.

CAPÍTULO III

MATERIAL E MÉTODO

3.1. Amostra

Os voluntários foram recrutados de modo não-probabilístico pelo método de amostra por conveniência. A amostra foi constituída por 8 atletas de voleibol do sexo masculino com idade entre 18 e 22 anos, $191,9 \pm 7,5$ cm de altura e massa corporal de $83,3 \pm 8,7$ Kg. Todos os voluntários fazem parte do time da categoria profissional da cidade de Uberlândia – MG, treinam nesta categoria há pelo menos 1 ano com frequência de treino de 5 vezes por semana e possuem no total $6,9 \pm 3,2$ anos de prática no voleibol.

Somente os atletas que jogam nas posições de ponteiro, meio, oposto e levantador participaram do estudo. De acordo com as Regras Oficiais do Voleibol 2015 – 2016 (Fivb, 2014), o líbero “não poderá completar um golpe de ataque, de qualquer parte da quadra ou da zona livre, se, no momento do contato com a bola, esta esteja totalmente acima do bordo superior da rede”, além disso, ele “não pode sacar, bloquear ou tentar bloquear”. Deste modo, o líbero não se enquadra no perfil de atacante e foram excluídos desta pesquisa. Os levantadores, por sua vez, podem atacar mas não o fazem com frequência, já que sua função é levantar a bola em condições ideais para que outro

jogador realize o ataque, mas podem ser bons saltadores, por isto os voluntários que jogam nesta posição foram mantidos neste estudo.

Foram selecionados apenas os indivíduos sem histórico de cirurgia, dor ou lesão musculoesquelética e/ou articular nos membros inferiores nos 6 meses anteriores ao dia da coleta; não-amputados de membro superior e/ou inferior; sem problemas cardíacos e/ou respiratórios e não-usuários de medicamentos que provoquem alterações do controle motor e da sensibilidade periférica (benzodiazepínicos, narcóticos opióides, anti-histamínicos, anticonvulsivos e antidepressivos).

3.2. Caracterização da pesquisa

Trata-se de um estudo de caráter observacional transversal, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 1.585.330) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB) e no Laboratório de Biomecânica da UFU.

3.3. Procedimentos gerais

Após assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), foi aplicado o Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR Q) para identificar a necessidade de avaliação clínica antes do início da atividade física e, para complementar, foi realizado uma avaliação física por um fisioterapeuta para assegurar que o indivíduo esteja livre de lesões no instante da coleta. Em seguida os voluntários foram submetidos ao teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e à caracterização antropométrica (estatura e massa corporal). A estatura e massa corporal foram obtidas por meio de uma balança digital com estadiômetro (Marte Balanças e Aparelhos de Precisão LTDA, modelo LC200).

Para a filmagem dos saltos, o indivíduo realizou um aquecimento (alongamento e movimentações em torno do eixo articular) de aproximadamente 5 minutos, e a familiarização com o salto de ataque a ser executado. Após estes procedimentos, foi realizado a filmagem da realização do salto de ataque com coleta simultânea dos dados eletromiográficos (EMG).

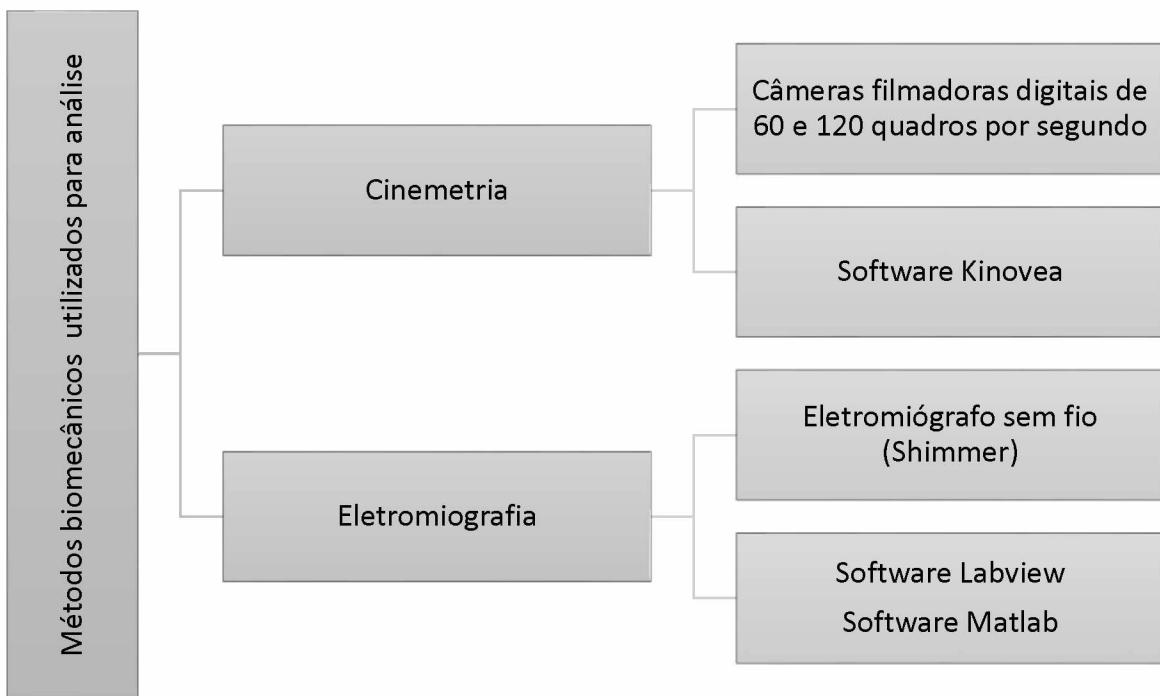


Figura 3.1. Diagrama de blocos do método biomecânico utilizado para análise do salto de ataque no voleibol.

3.4. Procedimentos de coleta de dados

Para o início das coletas propriamente ditas (filmagem do salto e EMG), foi solicitado aos voluntários realizarem um aquecimento livre, composto por alongamento e movimentações em torno dos eixos articulares até os mesmos se sentirem prontos para a execução do salto de ataque. Não foi permitido um aquecimento dinâmico e muito intenso para evitar a transpiração dos atletas; evitando assim, que os eletrodos descoleem da pele, além de evitar a impedância que o suor provoca e, consequentemente, diminuir o ruído no sinal eletromiográfico.

Logo após o aquecimento, os voluntários realizaram a familiarização com o salto, que consistiu na execução do salto de ataque nas condições do estudo quantas vezes fosse necessário até o atleta se sentir confortável para a realização do teste. Foi dado um intervalo de pelo menos 30 segundos entre um salto e outro.

Para a filmagem, cada voluntário executou três saltos de ataque com corrida de aproximação.

3.4.1. Protocolo de execução do salto de ataque

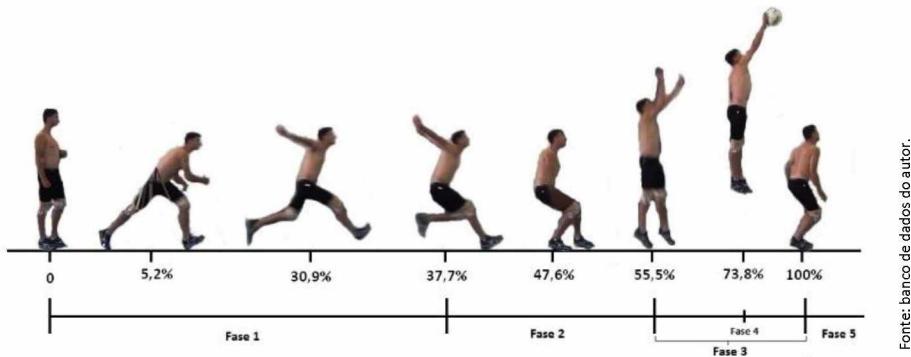
Para fins didáticos o salto de ataque foi dividido em 5 fases (ver figura 3.2):

- Fase 1 – Corrida de aproximação: são os passos realizados pelo atleta até o local do salto. O número de passos pode variar dependendo do atleta e da técnica utilizada. Para que o salto pudesse ser avaliado e comparado posteriormente, foi instruído aos atletas realizarem duas passadas. A primeira consiste em um passo normal e a segunda passada deve ser mais larga e a finalização deve ser feita com o pé contrário à mão que vai golpear a bola estando ligeiramente à frente.
- Fase 2 – Preparação ou ajuste (contramovimento): É o último contato do corpo com o solo antes do início do voo. Os membros inferiores se flexionam, o tronco é inclinado um pouco para frente e os membros superiores são estendidos atrás do corpo. Nesta fase ainda é realizado um balanço com os braços, que passam de trás para frente e para cima rapidamente afim de transferir velocidade vertical ao corpo. Os membros inferiores se estendem, assim como o tronco. Parte da velocidade horizontal da corrida é convertida em impulsão vertical.
- Fase 3 – Fase aérea: Após sair do chão há toda uma preparação para o ataque. O tronco faz uma leve hiperextensão, os joelhos são flexionados, o braço que vai golpear a bola vai para trás da cabeça.
- Fase 4 – Golpe na bola: O corpo se fecha sobre a bola, por meio de uma flexão do tronco e da volta das pernas que estavam flexionadas para trás. O braço de ataque vem para frente até o encontro com a bola, no ponto de maior alcance possível. Deve ser feita ainda uma flexão de punho, para imprimir rotação à bola.
- Fase 5 – Aterrissagem: Os membros inferiores devem flexionar-se, para recuperação do equilíbrio e preservação das articulações. O atleta deve voltar ao solo em condições que lhe permita dar sequência ao jogo.

Para padronizar a execução dos saltos, foi dado as mesmas instruções a todos os voluntários: todos iniciaram a corrida de aproximação atrás da linha de ataque, a corrida de aproximação foi realizada em linha reta, paralela às linhas laterais na quadra e em direção ao retângulo demarcado no chão da quadra para padronizar o início do salto. Não foi determinado o local exato de aterrissagem do salto, assim, os atletas poderiam

aterrissar do modo que se sentirem mais confortáveis, apenas foi solicitado para que o atleta ficasse no lugar após a aterrissagem até os pesquisadores derem o comando verbal de teste finalizado. Além disso, foi instruído aos atletas executarem o salto de ataque como se fosse em uma situação real de jogo, com o máximo de esforço.

Cada voluntário executou o mesmo salto três vezes com um tempo de descanso de pelo menos 2 minutos entre os saltos. Foi instruído aos mesmos para iniciar o salto só após a autorização dos pesquisadores.



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.2. Fases do salto de ataque do voleibol com suas respectivas porcentagens de tempo.

3.4.2. Preparação da quadra

A filmagem dos saltos foi realizada na quadra de voleibol (Ginásio 5 – G5) do campus da Faculdade de Educação Física (FAEFI).

A altura da rede foi determinada de acordo com as regras oficiais de voleibol: 2,43 metros para o masculino. Para padronizar o local de execução do salto (início da fase de voo), foi marcado no chão da quadra com fita crepe um retângulo (75x45cm) com um “X” no centro (figura 3.3). A distância do centro do retângulo (“X”) foi de 1 metro da rede e de 1,5 metros da linha lateral do lado esquerdo da quadra.



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.3. a) Retângulo para padronizar o local de execução do salto, b) Adaptação da bola utilizada nesta pesquisa.

Com o objetivo de estimular o indivíduo a saltar com o máximo desempenho, foi posicionado uma bola em suspensão por meio de uma corda presa de um lado ao outro da quadra, a 3 metros do chão e a 30 cm de distância da rede. Nesta corda foi fixado um mosquetão, de modo que o mesmo não se movesse lateralmente, no ponto que coincide com a marcação em "X" no centro do retângulo no chão da quadra (figura 3.3-a). Dentro deste mosquetão foi passado uma outra corda que foi amarrada no poste da rede por uma das pontas de modo que fosse possível controlar a altura da bola que foi enganchada em outro mosquetão preso na outra ponta desta mesma corda (figura 3.4). A bola, por sua vez, foi adaptada com uma argola presa por duas fitas de velcro (figura 3.3 - b).



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.4. Sistema de cordas para suspensão da bola.

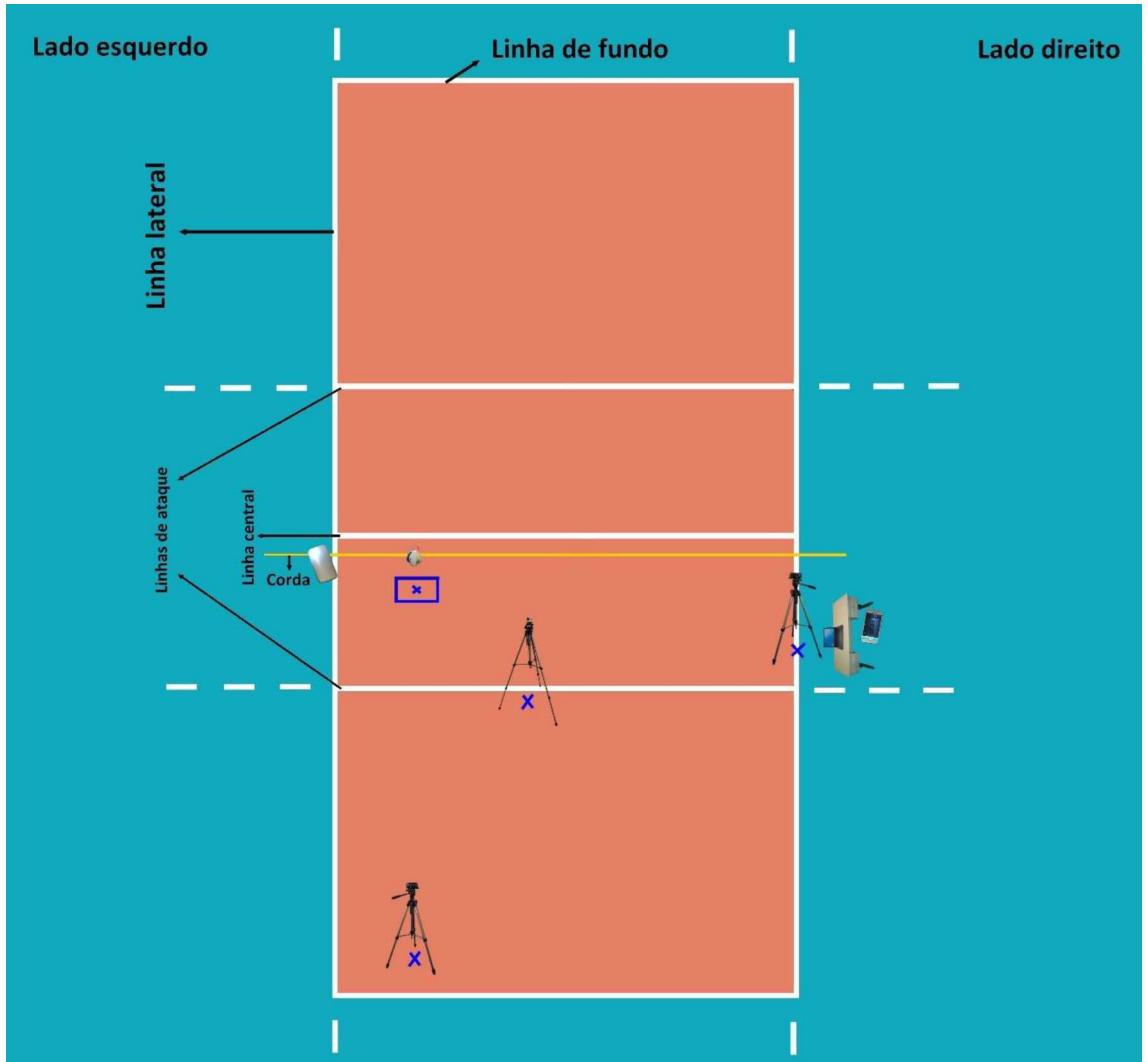
3.5. Cinemetria

3.5.1. Câmera filmadora e software

Foram utilizadas três câmeras de alta definição, sendo duas com uma frequência de gravação de 60 quadros por segundo e qualidade de imagem de 1080p (Sony HDR-CX160) e uma de 120 quadros por segundo e qualidade de imagem de 720p (Go-pro Hero 3+). Uma das câmeras Sony (câmera 1) foi posicionada com seu eixo óptico perpendicular ao plano da rede e aproximadamente 8,3 metros de distância da linha central (próximo à linha de fundo da quadra), atrás do atleta. O vídeo desta câmera foi utilizado para digitalizar o marcador colocado na altura da vértebra L5-S1 do voluntário para obter a altura do salto.

A outra câmera Sony (câmera 2) foi posicionada com seu eixo óptico paralelo à rede, na linha lateral direita da quadra, a 2,2 metros de distância da linha central. As imagens desta câmera foram utilizadas para capturar a trajetória do quadril durante a movimentação do salto de ataque (desde a corrida de aproximação até a aterrissagem do mesmo), os ângulos de flexão máxima das articulações do quadril durante a fase excêntrica do salto e do joelho no final da fase excêntrica e na aterrissagem, a amplitude da articulação do ombro (amplitude da remada realizada com os braços para a execução do salto) e o ângulo de saída do centro de gravidade no início da fase de voo em relação ao eixo y.

A Go-pro (câmera 3) foi posicionada de modo que seu eixo óptico ficasse perpendicular com o plano sagital da articulação do tornozelo do lado direito do corpo do voluntário no momento em que o mesmo inicia o agachamento para logo em seguida começar a fase de voo. Esta câmera foi posicionada com seu eixo óptico na diagonal em relação à rede, em um ângulo de aproximadamente 45°, logo atrás da linha de ataque (a 3,24 metros de distância da linha central) e a 3,85 metros de distância da linha lateral esquerda da quadra. O foco da câmera Go-pro foi direcionado para o retângulo demarcado no chão, que foi determinado ser o local de início do salto. Cada câmera filmadora foi fixada em um tripé a uma altura de 1,15m para as câmeras da marca Sony e 1,36m para a Go-pro.



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.5. Esquema do cenário de coleta mostrando os posicionamentos das câmeras, o retângulo demarcado para referência de execução do salto, o posição da bola suspensa, o local onde foi posicionado a mesa com o notebook utilizado para a coleta de EMG e o posicionamento dos dois celulares utilizados para o sistema simplificado de sincronismo.

Marcadores, com cerca de 19mm de diâmetro cada, foram posicionados em pontos anatômicos estratégicos: cabeça do quinto osso metatarsal, maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur e processo espinal da L5-S1.

Os dados coletados foram analisados por meio do software Kinovea[©], versão 0.8.24.

3.5.2. Variáveis cinemáticas

As variáveis cinemáticas analisadas foram:

1. Velocidade horizontal máxima (VHM_{áx}) – velocidade horizontal máxima atingida pelo atleta;
2. Velocidade horizontal final (VHF) – velocidade horizontal do corpo no momento do primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada;
3. Velocidade horizontal média (VHM) – velocidade horizontal média do corpo do instante que o atleta inicia a corrida de aproximação até o primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada;
4. Velocidade vertical inicial (VVI) – velocidade vertical do corpo no momento que o indivíduo inicia a fase de voo do salto (quando perde o contato do pé no chão);
5. Velocidade vertical média (VVM) – velocidade vertical média do corpo do instante que o atleta inicia a fase de voo até o ponto mais alto que o mesmo atinge;
6. Aceleração horizontal média (AHM) – aceleração horizontal média do corpo do instante que o atleta inicia a corrida de aproximação até o primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada;
7. Aceleração vertical inicial (AVI) – aceleração vertical do corpo no momento que o atleta inicia a fase de voo do salto (quando perde o contato do pé no chão);
8. Aceleração vertical média (AVM) – aceleração vertical média do corpo do instante que o atleta inicia a fase de voo até o ponto mais alto que o mesmo atinge;
9. Velocidade angular média da articulação do quadril (VAQ) – velocidade angular média do quadril do instante de máxima flexão na fase excêntrica até a máxima extensão no final da fase concêntrica do salto, no momento que o pé perde contato com o chão para o início da fase de voo;
10. Velocidade angular média da articulação do joelho (VAJ) – velocidade angular média do joelho do momento do primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada até o momento que o pé perde contato com o chão para o início da fase de voo;

11. Velocidade angular média da articulação do tornozelo (VAT) – velocidade angular média do tornozelo do instante de máxima dorsiflexão no final da fase excêntrica e início da concêntrica até a máxima flexão plantar no final da fase concêntrica do salto, no momento que o pé perde contato com o chão para o início da fase de voo;
12. Velocidade angular média da articulação do ombro (VAO) – velocidade angular média do ombro desde o momento do primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada até o último contato do pé no chão para início da fase de voo (balanço do braço);
13. Ângulo de flexão máxima do quadril (AFMQ) – ângulo de flexão máxima da articulação do quadril (inclinação do tronco à frente) durante a fase excêntrica do salto;
14. Ângulo de flexão máxima do joelho (AFMJ) – ângulo de flexão máxima da articulação do joelho no final da fase excêntrica e início da fase concêntrica do salto;
15. Ângulo de dorsiflexão máxima do tornozelo (ADFMT) – ângulo de dorsiflexão máxima da articulação do tornozelo no final da fase excêntrica e início da fase concêntrica do salto;
16. Ângulo do centro de gravidade do corpo no início da fase de voo (ACG) – ângulo entre o centro de gravidade do corpo em relação ao eixo y no momento do último contato do pé no chão para o início da fase de voo com o centro de gravidade do corpo após cinco *frames* do vídeo;
17. Ângulo de amplitude do ombro (AAO) – ângulo da amplitude da articulação do ombro desde o momento do primeiro contato do pé no chão no final da segunda passada até o último contato do pé no chão para início da fase de voo (balanço do braço);
18. Altura do salto - marcador (HSM) – altura do marcador das vértebras L5-S1 do momento do último contato do pé no chão para o início da fase de voo até o ponto mais alto que o marcador atingir. O ponto (0,0) do eixo (x,y) foi posicionado em cima do marcador no momento de início do salto.

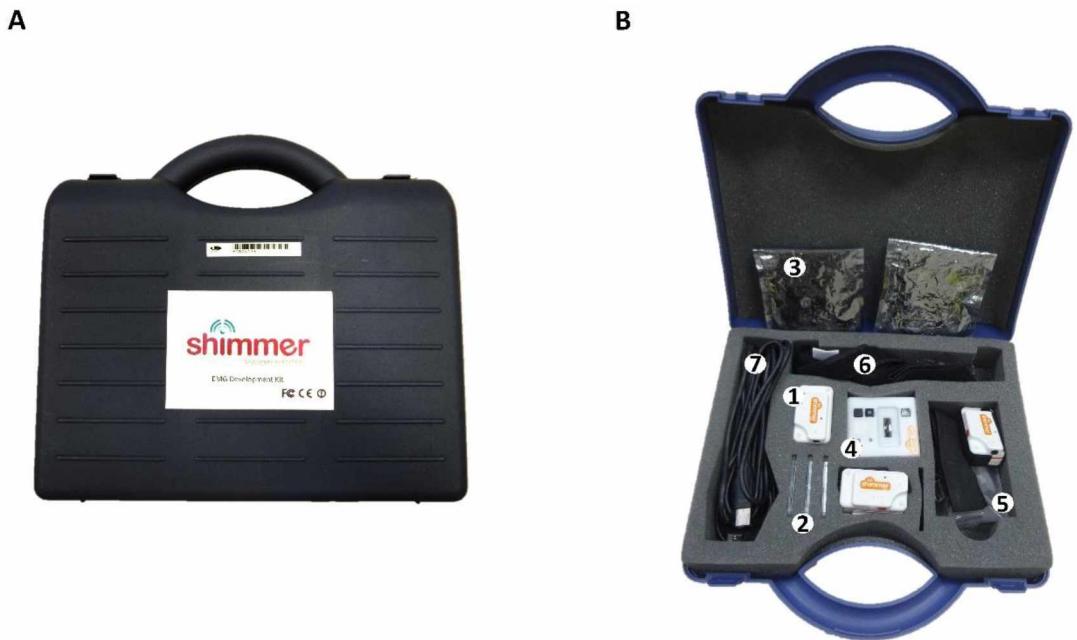
Deste modo, foi possível obter as coordenadas do ponto mais alto do salto de forma mais precisa.

19. Altura do salto - centro de gravidade (HCG) – altura do centro de gravidade (CG) do momento do último contato do pé no chão para o início da fase de voo até o ponto mais alto que o CG atingir. O ponto (0,0) do eixo (x,y) foi posicionado em cima do CG no momento de início do salto. Deste modo, foi possível obter as coordenadas do ponto mais alto do salto de forma mais precisa.
20. Trajetória do quadril durante a execução do salto (TQ) – trajetória do marcador posicionado no quadril.

3.6. Eletromiografia

Neste estudo optou-se pelo uso de um eletromiógrafo sem fio devido às características do movimento selecionado para análise (o salto de ataque do voleibol), uma vez que o eletromiógrafo com fio iria limitá-lo e descaracteriza-lo, além de aumentar os artefatos devido ao deslocamento de cabos. Desde modo, foi utilizado um sistema de eletromiografia (EMG) sem fio da marca Shimmer, que permite a captura do sinal eletromiográfico e a transmissão do mesmo em tempo real utilizando tecnologia Bluetooth.

O sistema de EMG sem fio da marca Shimmer trata-se de um kit composto por três módulos de aquisição de sinal, três cartões de memória para armazenar os dados capturados, nove cabos de 15cm para conectar os módulos nos eletrodos, duas plataformas usadas para a comunicação via cabo USB entre o computador e o módulo e para a gravação do *firmware* utilizado, um pen drive contendo informações do fabricante e dos *firmwares* e cintas com velcro para fixação dos módulos sobre o corpo do sujeito analisado (figura 3.6).



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.6. A) Kit Shimmer – vista externa; B) Componentes do kit Shimmer: 1) módulos de aquisição de sinal, 2) cartões de memória, 3) cabos para conectar os módulos nos eletrodos, 4) plataforma para comunicação via cabo USB entre o computador e o modulo, 5) pen drive, 6) cintas com velcro para fixação dos módulos e 7) cabos USB.



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.7. Módulo de aquisição de sinal do sistema de eletromiografia sem fio da marca Shimmer, utilizado nesta pesquisa.

Os módulos de aquisição de sinal são dispositivos pequenos, leves e portáteis (figura 3.7); e cada um deles representa um canal de aquisição, ou seja, cada módulo é responsável pela detecção do sinal de um único músculo. Para cada módulo são necessários três eletrodos, sendo um positivo e um negativo que são fixados no ventre muscular e um neutro que é fixado em superfície óssea onde o sinal elétrico é nulo. Cada

módulo possui três entradas, sendo que cada uma delas se conecta a um eletrodo por meio de um cabo de 15cm. Na Figura 3. pode-se observar os locais de entrada de cada cabo. Os cabos que estão plugados um ao lado do outro são os que se conectam nos eletrodos positivo e negativo respectivamente, e o cabo que está separado se conecta com o eletrodo de referência (neutro).

3.6.1. Software

A empresa Shimmer oferece bibliotecas necessárias para o desenvolvimento de software, entre eles a plataforma Labview. O software desenvolvido na plataforma Labview para este trabalho tem capacidade para capturar, visualizar e gravar sinais de dados de até quatro dispositivos (módulos) Shimmer simultaneamente.

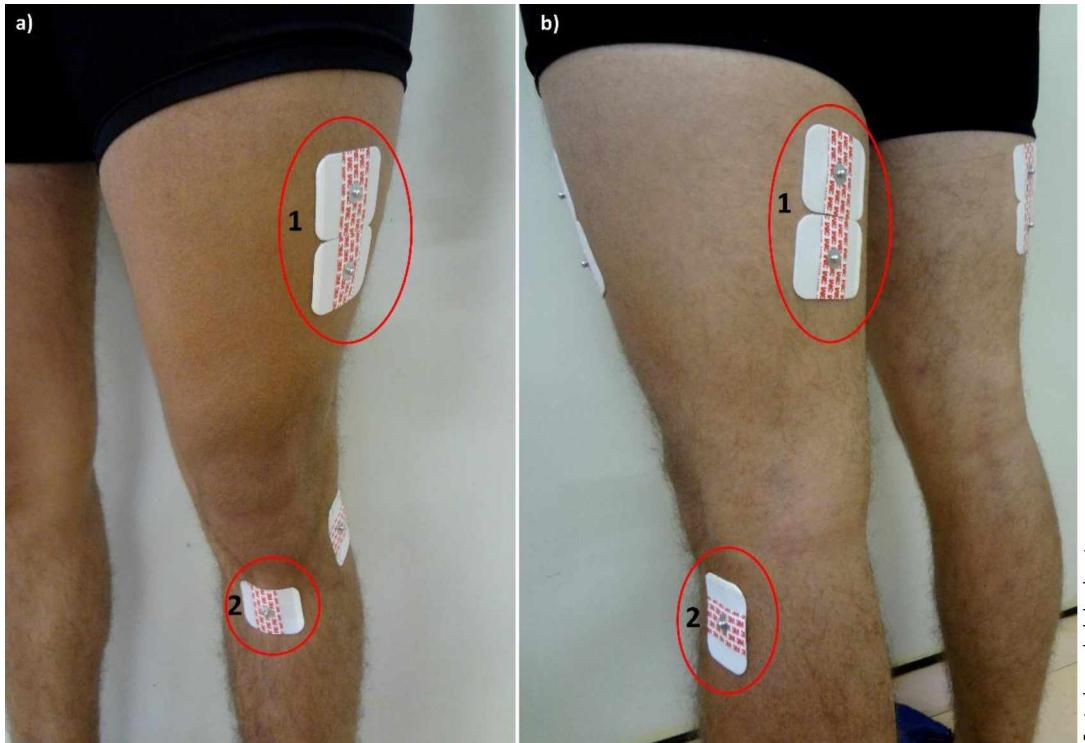
3.6.2. Preparação dos voluntários

A preparação dos voluntários para a colocação dos eletrodos consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%, visando retirar a oleosidade e/ou qualquer elemento que possa interferir nos resultados e, assim, diminuir a impedância elétrica da pele. Foi utilizado eletrodos adesivos (3M) os quais foram fixados na pele sobre os músculos Vasto lateral direito (VLD) e esquerdo (VLE) e Biceps femoral direito (BFD) e esquerdo (BFE). Os eletrodos de referência para os músculos VLD e VLE foram posicionados sobre a tuberosidade da tibia da perna direita e esquerda respectivamente, e para os músculos BFD e BFE os mesmos foram fixados na cabeça da fíbula de seus respectivos antímeros.

Para a colocação dos eletrodos, foi seguido as recomendações do SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (figura 3.8).

- Posicionamento dos eletrodos:

- *Vasto lateral: a 2/3 da linha imaginária traçada da espinha ilíaca ântero-superior até a borda lateral da patela;*
- *Biceps femoral: no ponto médio entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tibia;*



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.8. Posicionamento dos eletrodos. a) Anterior da coxa, 1. Eletrodos posicionados sobre o músculo vasto lateral esquerdo, 2. Eletrodo referência posicionado sobre a tuberosidade da tibia; b) Posterior da coxa, 1. Eletrodos posicionados sobre o músculo bíceps femoral esquerdo, 2. Eletrodo referência posicionado sobre a cabeça da fibula.

3.6.3. Testes de CIVM

Para normalização dos dados EMG, foram coletados, de cada voluntário, os sinais EMG de cada músculo no período de seis segundos durante a execução de três Contrações Isométricas Voluntária Máxima (CIVM). Foi oferecido um minuto de descanso entre cada teste, e para cada voluntário foi realizado o mesmo encorajamento verbal, a fim de garantir o máximo esforço durante todos os seis segundos.

- Protocolo para os testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM), segundo as recomendações do SENIAM:

- **Vasto lateral:** indivíduo sentado em uma maca com o quadril e os joelhos a 90°, foi instruído a realizar uma extensão da perna enquanto uma resistência manual era oferecida na direção de flexão da perna;
- **Bíceps femoral:** indivíduo deitado na maca em decúbito ventral, com o tronco e quadril bem fixados e imobilizados pelos pesquisadores. Foi

instruído uma flexão unilateral do joelho a 20-30° contra uma resistência manual na direção do tronco;

3.6.4. *Processamento do sinal EMG*

O sinal EMG cru passou por uma filtragem de 5 polos do tipo Butterworth, com uma frequência de corte passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz. A taxa de amostragem foi de 1024 amostras por segundo.

A característica extraída do sinal cru EMG foi a área do sinal, que é delimitada pela envoltória do sinal. A área do sinal EMG é interpretada como a magnitude da ativação muscular. Neste estudo foi calculado a área do sinal compreendido entre as fases 2 e 5 do salto de ataque, isto é, foi desprezado a corrida de aproximação e considerado apenas os momentos entre a preparação para o salto e a aterrissagem.

Para o processamento dos dados eletromiográficos e plotagem dos gráficos, foi elaborado uma rotina no Matlab.

3.7. Sincronismo

Para analisar os dados da EMG juntamente com a filmagem é necessário sincronizar o eletromiôgrafo e as câmeras. Deste modo, foi elaborado um sistema de sincronismo simples, que utiliza uma câmera amadora e a lanterna de um celular (figura 3.9). Um dos pesquisadores ficou responsável por apoiar a câmera amadora com foco para a tela do notebook e para a lanterna. Outro pesquisador ficou responsável por manusear a lanterna que, ao sinal do primeiro pesquisador, deveria acende-la. A câmera capturou a imagem da janela de coleta do software Labview, que mostra o tempo e as amostras EMG. A partir do momento que esta câmera começava a filmar, o pesquisador 1 dava o sinal para o pesquisador 2 ligar a lanterna. Assim, o primeiro *frame* do vídeo que aparece a luz da lanterna foi considerado o início das coletas cinematáticas e EMG.



Fonte: banco de dados do autor.

Figura 3.9. Frame do vídeo de sincronismo entre os sistemas de filmagem e de EMG, com a lanterna ao fundo ligada. Os dados do tempo de cada módulo Shimmer foram destacados para melhor visualização.

3.8. Análise estatística

Para o cálculo da média e desvio padrão das variáveis e plotagem dos diagramas de dispersão, foi utilizado o software Excel. Para o cálculo das correlações lineares de Pearson foi utilizado um suplemento do Excel, o Action.

Para predizer a altura do salto (marcador) por meio de variáveis explicativas coletadas durante o experimento, foi ajustado um modelo de regressão linear múltipla utilizando o software R. Para o ajuste deste modelo, os dados cinemáticos coletados foram: y – altura do salto utilizando o marcador como referência, x_1 – velocidade horizontal final (m/s), x_2 – velocidade horizontal média (m/s), x_3 – velocidade vertical inicial (m/s), x_4 – velocidade vertical média (m/s), x_5 – aceleração horizontal média (m/s²), x_6 – aceleração vertical inicial (m/s²), x_7 – aceleração vertical média (m/s²), x_8 – velocidade angular da articulação do quadril na fase concêntrica do salto (rad/s), x_9 – velocidade angular da articulação do joelho na fase concêntrica do salto (rad/s), x_{10} – velocidade angular da articulação do tornozelo na fase concêntrica do salto (rad/s), x_{11} – velocidade angular da articulação do ombro (rad/s), x_{12} – ângulo de flexão máxima da articulação do quadril no final da fase excêntrica, x_{13} – ângulo de flexão máxima da

articulação do joelho no final da fase excêntrica, x_{14} – ângulo de dorsiflexão máxima da articulação do tornozelo no final da fase excêntrica, x_{15} – ângulo do centro de gravidade do corpo no início da fase de voo, x_{16} – amplitude do ombro no período entre o primeiro até o último contato do pé no chão, x_{17} – velocidade horizontal máxima.

O critério utilizado para a seleção das variáveis que fariam parte do modelo foi o critério de *backward* (“passo atrás”) por intermédio da estatística do teste F parcial. Pelo teste F parcial, uma variável deve sair do modelo se, e somente se:

$$\frac{SQ_{REG}^C - SQ_{REG}^R}{\sigma^2} < F_{(\alpha,1,n-p)} \quad (3.1)$$

Sendo SQ_{REG}^C a soma de quadrados de regressão do modelo completo, SQ_{REG}^R a soma de quadrados de regressão do modelo reduzido analisado no momento, σ^2 o quadrado médio do erro do modelo completo e $F_{(\alpha,1,n-p)}$ o valor F com significância α , com 1 grau de liberdade para o numerador e $n - p$ graus de liberdade para o denominador.

Com o modelo resultante do processo explicado, avaliou-se as pressuposições acerca dos resíduos, isto é, normalidade, independência e homogeneidade dos resíduos, por meio dos testes de Shapiro-Wilk, Durbin-Watson e Teste F, respectivamente. Foi realizado o teste t para testar a significância das variáveis.

Para a análise de regressão das variáveis eletromiográficas, foi utilizado a seguinte nomenclatura: y – altura do salto utilizando o marcador como referência, x_1 – vasto lateral direito, x_2 – vasto lateral esquerdo, x_3 – bíceps femoral direito, x_4 – bíceps femoral esquerdo.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a análise das filmagens, foi necessário a exclusão dos dados de um voluntário, pois foi invalidado todas as tentativas de salto do mesmo. Além disso, de acordo com a literatura, quaisquer *outliers* devem ser removidos caso se saiba que são erros (Triola, 2008), como foi o caso neste estudo. A tabela 4.1 apresenta o resultado das características da amostra que participou efetivamente da análise de dados.

Tabela 4.1. Características da amostra que participou efetivamente da análise de dados (n=7).

	Média (\bar{X})	Desvio Padrão (DV)
Idade (anos)	19,57	$\pm 1,27$
Estatura (cm)	192,5	$\pm 7,92$
Massa corporal (Kg)	82,29	$\pm 8,82$
Tempo de prática no voleibol (anos)	6,43	$\pm 3,21$

Os atletas que participaram do estudo atingiram uma altura no salto do ataque de 0,38 - 0,77 m (média de $0,64 \pm 0,11$ m), maior do que as médias apresentadas nos estudos de Mcerlain-Naylor *et al.* (2014) e Forthomme *et al.* (2005) ($\bar{X} = 0,55 \pm 0,09$ m e $\bar{X} = 0,54 \pm 4,6$ m, respectivamente) e semelhante às encontradas nos estudos de Wagner

et al. (2009) e (Coleman *et al.*, 1993) ($\bar{X} = 0,67 \pm 0,07$ e $\bar{X} = 0,62 \pm 0,02$, respectivamente).

A tabela 4.2 mostra a média e desvio padrão das variáveis cinemáticas analisadas.

Tabela 4.2 Média e desvio padrão (DP) das variáveis cinemáticas.

Variáveis cinemáticas	Média ± DP	Variáveis cinemáticas	Média ± DP
VHMáx (m/s)	$3,45 \pm 0,79$	VAT (rad/s)	$8,53 \pm 1,97$
VHF (m/s)	$2,36 \pm 0,37$	VAO (rad/s)	$11,01 \pm 1,69$
VHM (m/s)	$1,73 \pm 0,48$	AFMQ (°)	$84,71 \pm 10,18$
VHI (m/s)	$3,46 \pm 0,67$	AFMJ (°)	$89,67 \pm 7,58$
VVM (m/s)	$2,02 \pm 0,5$	ADFMT (°)	$86,9 \pm 4,15$
AHM (m/s ²)	$2,13 \pm 0,55$	ACG (°)	$17 \pm 5,13$
AVI (m/s ²)	$-4,56 \pm 2,13$	AAO (°)	$258,05 \pm 18,8$
AVM (m/s ²)	$-9,94 \pm 1,97$	AFMJA (°)	$103,62 \pm 15,98$
VAQ (rad/s)	$5,69 \pm 0,59$	HSCG (cm)	$0,57 \pm 0,10$
VAJ (rad/s)	$8,69 \pm 1,37$		

4.1. Correlação linear das variáveis cinemáticas

A tabela 4.3 apresenta o resultado das correlações entre as variáveis cinemáticas e o desempenho do salto. Foi considerado como parâmetro de desempenho a altura do salto. Neste estudo, foi realizado dois métodos diferentes para calcular esta altura: utilizando como referência o CG do corpo, denominada de “Altura do salto - centro de gravidade” (HSCG) e utilizando como referência o marcador posicionado no processo espinal das vértebras L5-S1, a “Altura do salto - marcador” (HSM). O primeiro método é muito utilizado nos artigos da área (Vanrenterghem *et al.*, 2008; Wagner *et al.*, 2009; Ficklin *et al.*, 2014); mas como o uso do marcador é uma forma mais fácil e prática para avaliar o desempenho do salto, foi calculado a correlação entre estas duas variáveis para saber se o uso do marcador para este fim é válido. O resultado aponta uma correlação muito forte entre estas duas variáveis ($r = 0,98$, $p < 0,001$). Ou seja, o uso de uma ou de outra não vai interferir no resultado final das análises. Optou-se por utilizar neste trabalho, o marcador como referência para determinar a altura do salto e correlacioná-lo às outras variáveis analisadas.

Tabela 1.3. Coeficiente de correlação de Pearson (r) entre as variáveis cinemáticas e o desempenho do salto (altura do salto - HSM) e seus respectivos p valores (p).

Variáveis cinemáticas	r	p	Variáveis cinemáticas	r	p
VHMáx (m/s)	0,75 ^b	< 0,001	VAJ (rad/s)	0,26	0,26
VHF (m/s)	0,90 ^a	< 0,001	VAT (rad/s)	-0,08	0,72
VHM (m/s)	0,65 ^c	0,002*	VAO (rad/s)	-0,02	0,92
VVI (m/s)	0,78 ^b	< 0,001	AFMQ (°)	-0,09	0,69
VVM (m/s)	0,75 ^b	< 0,001	AFMJ (°)	-0,18	0,44
AHM (m/s ²)	0,73 ^b	< 0,001	ADFMT (°)	-0,13	0,59
AVI (m/s ²)	0,08	0,71	ACG (°)	0,44	0,44
AVM (m/s ²)	-0,73 ^d	< 0,001	AAO (°)	-0,48	0,03*
VAQ (rad/s)	0,68 ^c	< 0,001	HSCG (cm)	0,98 ^a	< 0,001

^a Correlação muito forte positiva; ^b Correlação forte positiva; ^c Correlação moderada positiva; ^d Correlação forte negativa; ^e Correlação moderada negativa; * Valor significativo a 5%.

Pode-se observar que as variáveis cinemáticas VHF, VHMáx, VVI, VVM e AHM apresentaram forte correlação com a altura do salto ($r = 0,9; 0,75; 0,78; 0,75; 0,73$; respectivamente, para $p < 0,001$). Já as variáveis VHM e VAQ tiveram correlação positiva moderada com o desempenho do salto ($r = 0,65, p = 0,002; r = 0,68, p < 0,001$). O parâmetro AVM obteve correlação forte negativa com o desempenho do salto ($r = -0,73, p < 0,001$).

Os resultados deste estudo corroboram com achados na literatura, como no estudo de Wagner *et al.* (2009), que também encontraram uma correlação forte entre a velocidade horizontal máxima e a altura do salto ($r=0,75, p < 0,001$ para este estudo e $r=0,71, p=0,002$ para o estudo de Wagner e colaboradores), e no estudo de Coleman *et al.* (1993) que encontraram uma forte correlação entre a velocidade vertical inicial e a altura do salto ($r = 0,78, p < 0,001$ para esta pesquisa e $r=0,78, p < 0,01$ para a pesquisa de Coleman e colaboradores). Além disso, a presente pesquisa, ao contrário dos autores supracitados, obteve correlações fortes com outras variáveis de velocidade e aceleração que não foram reportados na literatura. Esta correlação sugere a importância da corrida de aproximação bem executada para a melhora do salto. Para Hay (1981), a velocidade do atleta no momento da impulsão é considerada como a mais importante de todas as variáveis, sendo ela um indicativo do potencial de inércia e de alcance máximo do corpo durante o voo.

Quando algum objeto é lançado para cima o movimento será acelerado negativamente até parar em um ponto (altura máxima), pois a gravidade aponta sempre para baixo (Ramalho Júnior *et al.*, 2007). Neste estudo, a correlação negativa entre a AVM e o HSM significa que quanto menor esta aceleração, melhor será o desempenho no salto. Não foi encontrado na literatura científica artigos que corroboram com este resultado.

A falta de correlação entre as variáveis VAJ e VAT e a altura do salto neste estudo é notável, assim como no estudo de Coleman *et al.* (1993). O autor supõe que a altura do salto depende da combinação sequencial das velocidades angulares dos membros inferiores como um todo (quadril, joelho e tornozelo), e não apenas no valor de cada uma isoladamente.

A literatura aponta que os ângulos das articulações no momento do salto influenciam no desempenho do mesmo. Mandic *et al.* (2015) e Gheller *et al.* (2014) afirmam que a magnitude do agachamento de preferência do atleta e menor que 90° (maior flexão de joelho) são favoráveis para a melhora da altura do salto. Além disso, a menor quantidade de flexão do quadril (inclinação do tronco à frente) pode diminuir cerca de 10% na altura do salto, de acordo com Vanrenterghem *et al.* (2008).

Embora, no presente estudo os atletas tinham realizado a magnitude de agachamento de suas preferências, não foi encontrado correlação entre os ângulos das articulações e a altura do salto (tabela 4.3). No entanto, deve-se considerar que não foi realizado uma correlação do atleta com ele mesmo em diferentes situações. Logo, não foi possível determinar esta melhora no desempenho do salto relatada nos estudos supracitados. Uma sugestão para pesquisas futuras é realizar a análise de diferentes magnitudes de flexão das articulações envolvidas durante o movimento de ataque do voleibol, uma vez que as pesquisas realizadas neste tema analisaram apenas o salto em contramovimento.

A figura 4.1 apresenta os diagramas de dispersão das variáveis que obtiveram forte correlação com o desempenho do salto (HSM), para $p < 0,001$. Pode-se observar

que todos seguem uma tendência linear, portanto, é possível explicar a variável altura por estas variáveis cinemáticas por meio de uma reta.

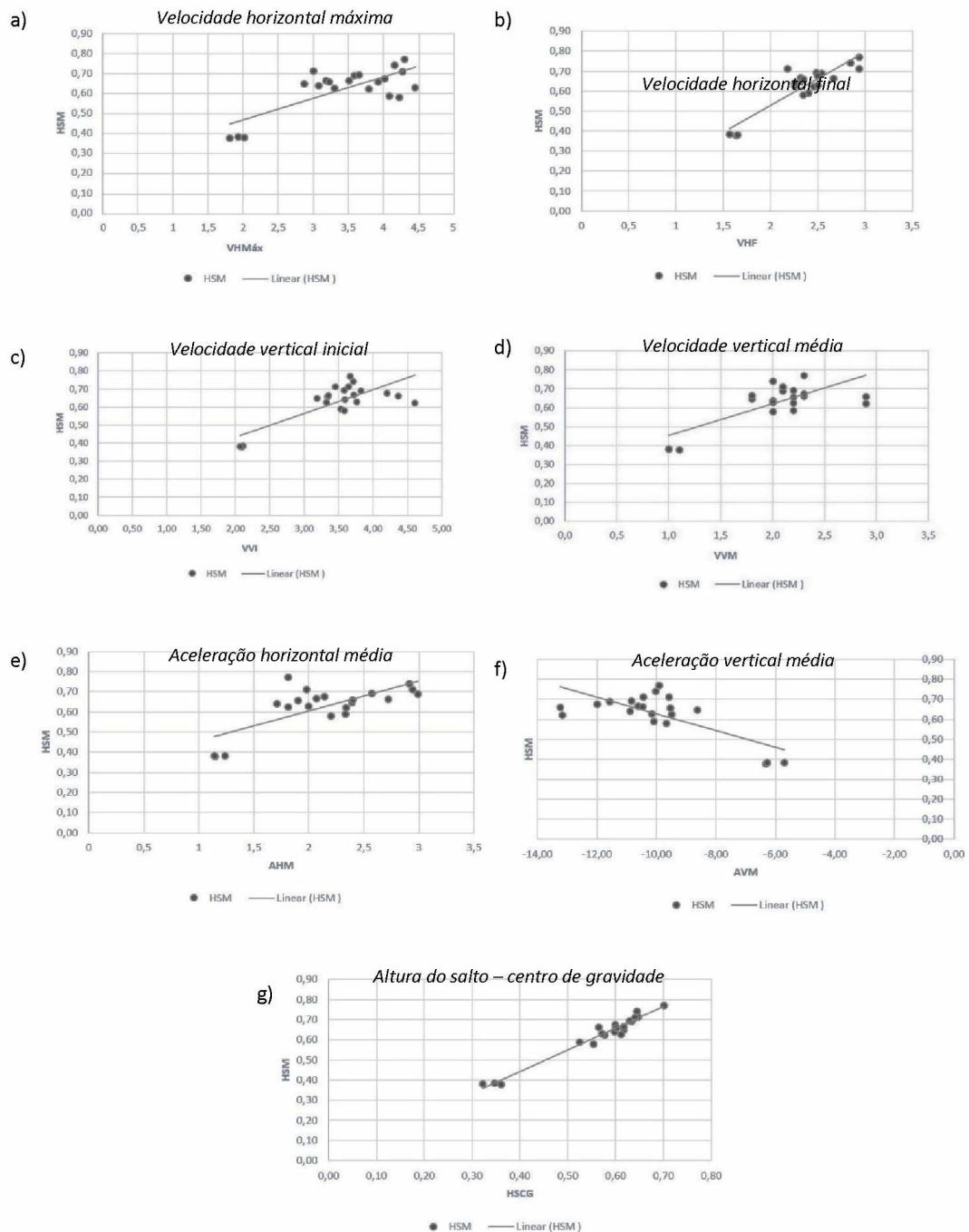


Figura 4.1. Diagramas de dispersão ajustados por uma reta das variáveis cinemáticas que apresentaram correlação forte com a HSM ($p < 0,001$). a) Velocidade horizontal máxima; b) Velocidade horizontal final; c) Velocidade vertical inicial; d) Velocidade vertical média; e) Aceleração horizontal média; f) Aceleração vertical média e g) Altura do salto – centro de gravidade.

4.2. Análise de regressão das variáveis cinemáticas

Aplicando o critério de *backward* por intermédio da estatística do teste F parcial, obtemos o seguinte modelo, para $y = \text{HSM}$, $x_1 = \text{VHF}$, $x_3 = \text{VVI}$ e $x_6 = \text{AVI}$:

$$y = 0,195134x_1 + 0,064586x_3 + 0,013043x_6 \quad (4.2)$$

Tabela 4.4. Teste t para as variáveis do modelo ajustado.

Variáveis	Estimado	Teste t	P-valor	R^2
x_1	0,19513	6,923	<0,001	
x_3	0,064586	3,202	0,005	
x_6	0,013043	3,092	0,006	0,9968

A partir da tabela 4.4, ao nível de 5% de significância, verifica-se, pelo Teste t, que todas as variáveis foram significativos ($p - \text{valor} < 0,05$), isto é, são diferentes de zero.

Um fator importante a ser analisado para avaliar a qualidade do modelo ajustado é o coeficiente de determinação (R^2). Tal medida varia entre 0 e 1, sendo que quanto mais próximo de 1, melhor será o nosso modelo.

Para o nosso modelo ajustado, tivemos $R^2 = 0,9968$. Isto quer dizer que as variáveis explicativas x_1 (VHF), x_3 (VVI) e x_6 (AVI) conseguiram explicar 99,68% da variação da variável resposta y (altura do salto utilizando o marcador como referência).

Tabela 4.5. Análise das pressuposições acerca dos resíduos do modelo.

Testes	Valor da Estatística	P-valor
Shapiro-Wilk	0,95791	0,475
Durbin-Watson	1,7298	0,2013
Teste F	1,6439	0,4496

A partir da tabela 4.5, verifica-se que, ao nível de 5% de significância, não há evidências estatísticas suficientes para rejeitar as pressuposições de normalidade, independência e homogeneidade de variâncias dos resíduos, respectivamente.

Em uma situação de ataque no voleibol, todas as variáveis analisadas neste estudo estão acontecendo simultaneamente ou em sequência, exercendo ou não

influência uma sobre a outra. Por isto, analisar estas variáveis isoladamente não é suficiente para determinar quais são os melhores para explicar a altura do salto. Nas análises de correlação linear de Pearson, percebe-se que seis das dezessete variáveis apresentaram correlação forte com a altura do salto. Mas, quando foi realizado a análise de regressão múltipla, aplicando o critério de *backward*, somente três variáveis fizeram parte do modelo que melhor explica a altura do salto por meio de uma reta, ($R^2=99,68\%$). Sendo que, um deles, a AVI (x_6), apresentou correlação linear muito fraca quando analisada isoladamente com a altura do salto.

O presente estudo foi capaz de determinar um modelo (VHF + VVI + AVI) para explicar a altura do salto (variável resposta y) com uma porcentagem de determinação quase perfeito (99,68%). Já o estudo de McErlain-Naylor *et al.* (2014) propõe cinco modelos explicativos para o salto: 1) torque máximo isométrico da extensão do joelho, 2) ângulo do ombro + ângulo do tornozelo no início do salto, 3) potência máxima do joelho + potência máxima do tornozelo, 4) torque máximo do joelho + torque máximo do tornozelo, e 5) torque máximo do joelho + ângulo do ombro no início do salto + torque máximo do tornozelo. No entanto, os coeficientes de determinação destes modelos são menores do que aquele apresentado nesta pesquisa (18%, 58%, 57%, 57%, 74%, respectivamente, para o estudo de McErlain-Naylor *et al.*, e 99,68% para este estudo). Com base neste fato, pode-se dizer que o modelo apresentado por este estudo consegue explicar melhor a altura do salto do que aqueles apresentados pelos autores supracitados.

4.3. Análise de regressão das variáveis eletromiográficas

A figura 4.2 mostra o sinal EMG coletado nesta pesquisa. O primeiro gráfico representa o sinal EMG cru, sem processamento, já o segundo representa a área do sinal EMG (Vxs). As linhas vermelha e verdes marcam os pontos de sincronismo com a filmagem e os pontos inicial e final da área do sinal calculada para este estudo, respectivamente.

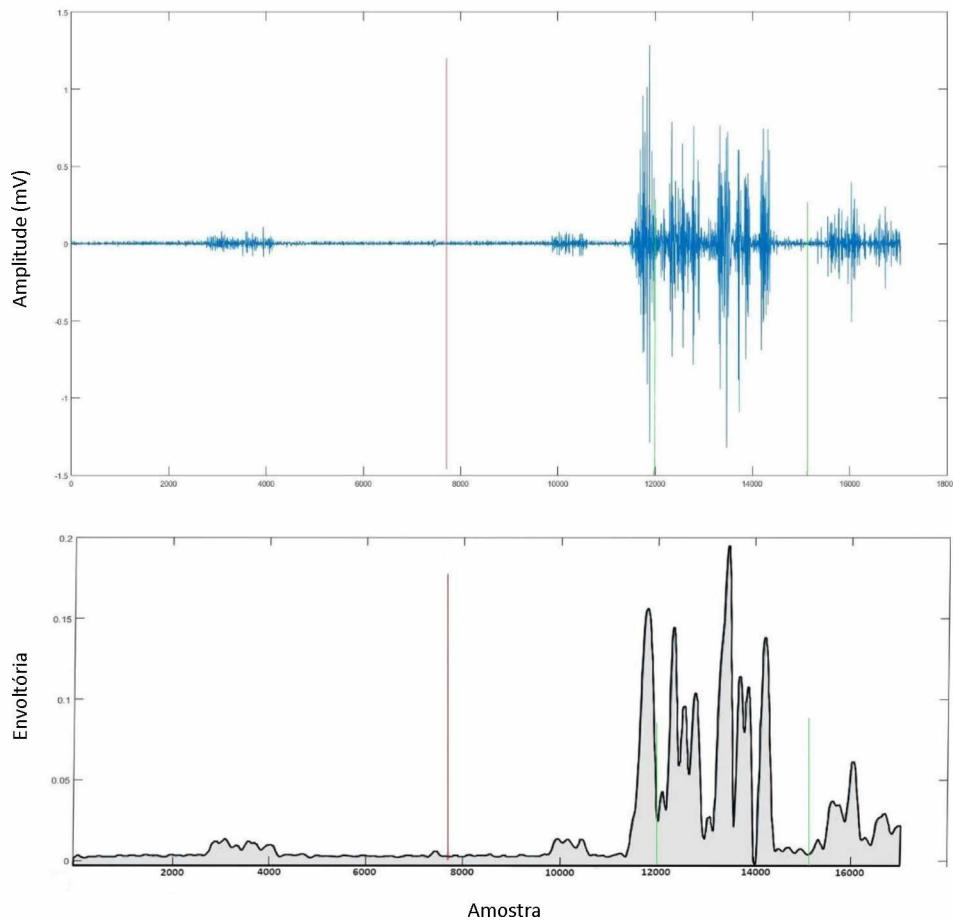


Figura 4.2. Gráficos do sinal EMG. a) Sinal cru (sem processamento); b) Área do sinal EMG. As linhas vermelhas representam o ponto de sincronismo entre a EMG e a filmagem; as linhas verdes marcam os pontos inicial e final da área do sinal calculada para este estudo.

A tabela 4.6 apresenta a correlação linear de Pearson entre as variáveis eletromiográficas (EMG) e a altura do salto (r).

Tabela 4.6. Correlação entre as variáveis EMG e a altura HSM.

Área do sinal EMG (Vxs)	Coeficiente de Correlação Linear de Pearson (r)	P-Valor do Teste t
VLD (x_1)	0,1475	-0,013
VLE (x_2)	0,1276	0,5
BFD (x_3)	0,1485	0,36
BFE (x_4)	0,1255	-0,63

Como pode-se observar na tabela 4.6, os coeficientes de correlação linear de Pearson não foram significativos (p – valor $< 0,05$), ou seja, explicar a variável altura por qualquer uma das variáveis eletromiográficas através de uma reta não é a melhor opção.

Avaliando os gráficos de dispersão das variáveis x_1 , x_2 , x_3 e x_4 com a variável y , observou-se uma tendência quadrática para as variáveis x_1 e x_4 . Dessa maneira, realizou-se o ajuste de modelos de regressão quadráticos para esses fatores (ver figura 4.3 e figura 4.4).

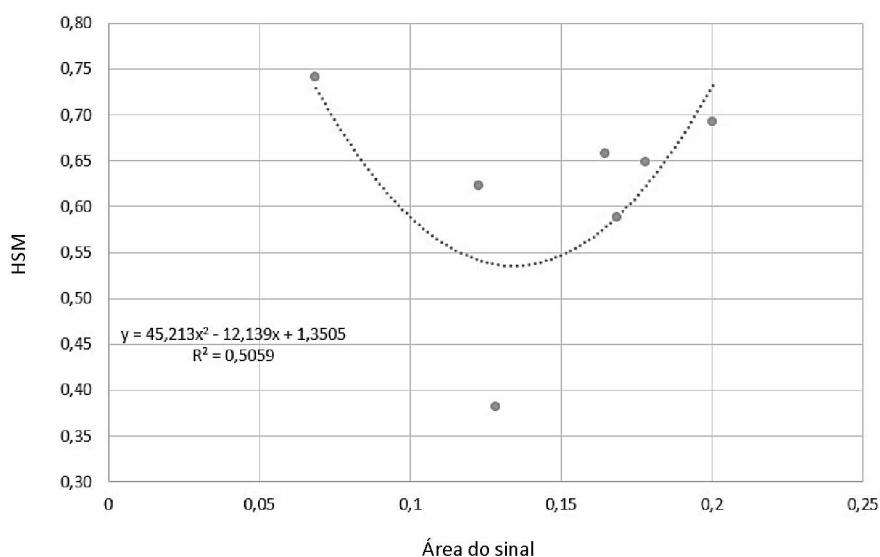


Figura 4.3. Gráfico da regressão quadrática entre o valor da área do sinal da EMG do VLD e a altura do salto.

Analizando a figura 4.3, percebe-se que a relação quadrática entre x_1 e y é explicada por uma curva com concavidade para cima, ou seja, tem-se a existência de um ponto de mínimo. Do ponto de vista prático, isso significa que o aumento da área do sinal EMG implica na diminuição do salto até esse valor de mínimo. A partir daí, esse aumento do sinal causa o aumento da altura do salto. Este modelo explicativo para altura do salto por meio de uma curva apresenta a seguinte equação, com um coeficiente de determinação (R^2) de 0,5059:

$$y = 45,213x^2 - 12,139x + 1,3505 \quad (4.3)$$

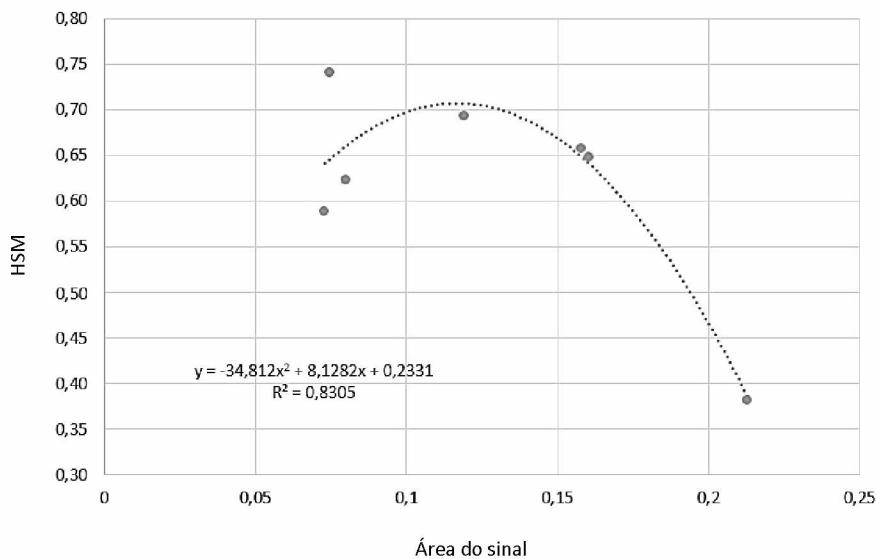


Figura 4.4. Gráfico da regressão quadrática entre o valor da área do sinal EMG do BFE e a altura do salto.

Analizando a figura 4.4, percebe-se que a relação quadrática entre x_4 e y é explicada por uma curva com concavidade para baixo, ou seja, tem-se a existência de um ponto de máximo. Do ponto de vista prático, isso significa que o aumento da área do sinal EMG implica no aumento do salto até esse valor de máximo. A partir daí, esse aumento do sinal causa a diminuição da altura do salto. Este modelo explicativo para altura do salto por meio de uma curva apresenta a seguinte equação, com um coeficiente de determinação (R^2) de 0,8305:

$$y = -34,812x^2 - 8,1282x + 0,2331 \quad (4.4)$$

A curva com concavidade contrárias entre os músculos VLD e BFE representa a relação de antagonismo entre os dois, uma vez que o primeiro faz parte dos extensores da articulação do joelho e o segundo atua como um flexor desta mesma articulação (Tortora, 2007).

A existência de um ponto de mínimo (na curva com concavidade para cima) e de máximo (na curva com concavidade para baixo) supõe a existência de um ponto ótimo para a ativação muscular em função do tempo (área do sinal). No caso do VLD, é sugerido dois pontos máximos desta ativação, que coincidem com as duas extremidades da curva, ou seja, os valores da área do sinal próximo ao ápice inferior da curva não são ideais para a melhor altura do salto. Já no caso do BFE, o gráfico sugere a existência de um ponto máximo de ativação que coincide com o ápice superior da curva; ou seja, valores da área do sinal EMG abaixo ou acima deste ponto máximo não seriam favoráveis para a altura do salto. É importante ressaltar que este estudo foi realizado com uma amostra reduzida, por isto, para comprovar a aplicabilidade deste resultado é necessário que futuros estudos testem a correlação entre a área do sinal EMG e a altura do salto com um número de voluntários maior.

Do ponto de vista prático, a presente pesquisa pode contribuir para o direcionamento dos treinamentos em equipe e individual. Uma limitação desta pesquisa foi que a bola utilizada para a execução do ataque pelos voluntários estava fixa, o que descaracterizou uma situação real de jogo, no qual a bola é levantada por um jogador específico. Sugere-se que este estudo seja reproduzido com uma amostra maior, e implementar um levantador para lançar a bola para a execução do ataque.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

O estudo identificou que as variáveis cinemáticas relacionadas à velocidade e aceleração são determinantes importantes no desempenho do salto. A presente pesquisa obteve correlações fortes entre as variáveis VHF, VHMáx, VVI, VVM e AHM e a altura do salto; e correlações moderadas entre as variáveis VHM e VAQ e a altura do salto. Estas correlações sugerem a importância da corrida de aproximação bem executada para a melhora da altura do salto.

Além disso, este estudo aponta para a importância da análise de todas variáveis simultaneamente para determinar aquelas que, em conjunto, melhor explicam a altura do salto, uma vez que em uma situação de ataque no voleibol, todos as variáveis analisadas neste estudo estão acontecendo simultaneamente ou em sequência, exercendo ou não influência uma sobre a outra. Pensando nisto, este estudo foi capaz de determinar um modelo (VHF + VVI + AVI) para explicar a altura do salto com uma porcentagem de determinação quase perfeito (99,68%).

A análise da área do sinal EMG sugere que existe um ponto ótimo para ativação dos músculos VLD e BFE.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, H.; SCAVENIUS, M.; JORGENSEN, U. An epidemiological analysis of the injury pattern in indoor and in beach volleyball. *Int J Sports Med*, v. 18, n. 3, p. 217-21, Apr 1997. ISSN 0172-4622 (Print) 0172-4622 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9187978> >.
- AMADIO, A. C. et al. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.
- AMADIO, A. C. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (REDE CENESP - MET). *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 3, n. 4, p. 57-67, 2002.
- AMADIO, A. C. Introdução à biomecânica do esporte considerações sobre métodos de investigação. *Revista Paulista de Educação Física*, v. 1, n. 1, p. 13-15, 1986.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Revista brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, p. 61-85, 2007.
- ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech*, v. 26, n. 12, p. 1413-27, Dec 1993. ISSN 0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8308046> >.
- ARITAN, S. Biomechanical Mesurement Methods to Analyse the Mechanisms of Sport Injuries. In: DORAL, M. N. (Ed.). *Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation*: Springer, 2012. p.1246.
- ARRUDA, M. D.; HESPAÑOL, J. E. *Fisiologia do Voleibol*. São Paulo: Phorte, 2008. 90.

BAHR, R.; BAHR, I. A. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scand J Med Sci Sports*, v. 7, n. 3, p. 166-71, Jun 1997. ISSN 0905-7188 (Print) 0905-7188 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9200321> >.

BAREFO, A. D. P. A prática informal como meio pedagógico totalizante. 1996. (Doutorado). Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore / USA: 1985.

BIZZOCCHI, C. *O voleibol de alto nível: da iniciação à competição*. 3. Barueri: Manole, 2008. 328.

BOBBERT, M. F. et al. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 28, n. 11, p. 1402-1412, Nov 1996. ISSN 0195-9131. Disponível em: < [Go to ISI](http://WOS:A1996VT79900009) >://WOS:A1996VT79900009 >.

BONETTI, A. et al. Changes in lipid metabolism induced by valley ball playing. *Journal of sports medicine and physical fitness*, v. 28, n. 1, 1988. ISSN 0022-4707.

BOSCO, C.; KOMI, P. V. Potentiation of the Mechanical-Behavior of the Human Skeletal-Muscle through Prestretching. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 106, n. 4, p. 467-472, 1979. ISSN 0001-6772. Disponível em: < [Go to ISI](http://WOS:A1979HR39400010) >://WOS:A1979HR39400010 >.

BOSCO, C.; KOMI, P. V.; ITO, A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand*, v. 111, n. 2, p. 135-40, Feb 1981. ISSN 0001-6772 (Print) 0001-6772 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7282389> >.

BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, v. 50, n. 2, p. 273-82, 1983. ISSN 0301-5548 (Print) 0301-5548 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6681758> >.

CAMPOS, F. A. D. et al. Eficácia do saque, ataque e bloqueio no voleibol masculino brasileiro. *Cinergis*, v. 16, n. 4, p. 275-278, 2015. ISSN 2177-4005.

CAMPOS, F. A. D. et al. Performance indicators analysis at Brazilian and Italian women's volleyball leagues according to game location, game outcome, and set number.

Perceptual & Motor Skills: Exercise & Sport, v. 118, n. 2, p. 347-361, 2014. ISSN 0031-5125.

CARPENTER, C. S. Biomecânica. Rio de Janeiro: Sprint, 2005. 326 ISBN 85-7332-237-3.

CARR, G. Biomecânica dos Esportes: Um guia prático. São Paulo: Manole, 1998. 214 ISBN 85-204-0748-X.

CASTRO, J.; MESQUITA, I. Estudo das implicações do espaço ofensivo nas características do ataque no Voleibol masculino de elite. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 8, n. 1, 2008.

CAVAGNA, G. A.; DUSMAN, B.; MARGARIA, R. Positive Work Done by a Previously Stretched Muscle. *Journal of Applied Physiology*, v. 24, n. 1, p. 21-&, 1968. ISSN 8750-7587. Disponível em: < [Go to ISI](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1968A564400004)://WOS:A1968A564400004 >.

CHAMARI, K. et al. Venous blood lactate increase after vertical jumping in volleyball athletes. *Eur J Appl Physiol*, v. 85, n. 1-2, p. 191-4, Jul 2001. ISSN 1439-6319 (Print) 1439-6319 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11513316> >.

COLEMAN, J. Scouting opponents and evaluating team performance. In: SHONDELL, D. e REYNAUD, C. (Ed.). *The volleyball coaching bible*: Champaign: Human Kinetics, 2002. cap. 23, p.321-346.

COLEMAN, S. G. S.; BENHAM, A. S.; NORTHCOTT, S. R. A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike. *Journal of Sports Science* v. 11, n. , p. 295-302, 1993.

EDMAN, K. A. P.; ELZINGA, G.; NOBLE, M. I. M. Enhancement of Mechanical Performance by Stretch during Tetanic Contractions of Vertebrate Skeletal-Muscle Fibers. *Journal of Physiology-London*, v. 281, n. Aug, p. 139-&, 1978. ISSN 0022-3751. Disponível em: < [Go to ISI](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1978FP25200009)://WOS:A1978FP25200009 >.

ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 40, n. 5, p. 265-76, May 2010. ISSN 0190-6011 (Print) 0190-6011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20436242> >.

FARLEY, C. T. Role of the stretch-shortening cycle in jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 4, p. 436-439, Nov 1997. ISSN 1065-8483. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1997YD58000009 >.

Fédération Internationale de Volleyball - FIVB. Lausanne, 2015. Disponível em: < <http://www.fivb.org/EN/FIVB/> >. Acesso em: 06 de junho.

FICKLIN, T.; LUND, R.; SCHIPPER, M. A Comparison of Jump Height, Takeoff Velocities, and Blocking Coverage in the Swing and Traditional Volleyball Blocking Techniques. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 13, n. 1, p. 78-83, Mar 2014. ISSN 1303-2968. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000330344200011 >.

FICKLIN, T.; LUND, R.; SCHIPPER, M. A Comparison of Jump Height, Takeoff Velocities, and Blocking Coverage in the Swing and Traditional Volleyball Blocking Techniques. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 13, n. 1, p. 78-83, Mar 2014. ISSN 1303-2968. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000330344200011 >.

FIVB. Official Volleyball Rules 2015 - 2016: Fédération Internationale de Volleyball: 88 p. 2014.

FORTHOMME, B. et al. Factors correlated with volleyball spike velocity. *Am J Sports Med*, v. 33, n. 10, p. 1513-9, Oct 2005. ISSN 0363-5465 (Print) 0363-5465 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16009986> >.

GHELLER, R. G. et al. Effect of squat depth on performance and biomechanical parameters of countermovement vertical jump. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 16, n. 6, p. 658 - 668, 2014.

GOUVÊA, F. L.; LOPES, M. B. S. Incidência do ataque no voleibol infanto-juvenil feminino. *Movimento e Percepção*, v. 9, n. 12, p. 168-183, 2008.

GUILHERME, A. À beira da quadra. 4. Belo Horizonte: 2001. 280.

HALL, S. J. Biomecânica Básica. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. 3. Barueri: Manole, 2012. 516 ISBN 978-85-204-3155-9.

HARRISON, A. J.; GAFFNEY, S. Motor Development and Gender Effects on Stretchshortening Cycle Performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 2, n. 2, p. 406-415, 2001.

HATZE, H. Letter: The meaning of the term "biomechanics". *J Biomech*, v. 7, n. 2, p. 189-90, Mar 1974. ISSN 0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4837555> >.

HAY, J. G. Biomecânica das técnicas desportivas. 2. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

HRYSOMALLIS, C. The Effectiveness of Resisted Movement Training on Sprinting and Jumping Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 26, n. 1, p. 299-306, Jan 2012. ISSN 1064-8011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2437555> >.

HUGHES, G.; WATKINS, J.; OWEN, N. The effects of opposition and gender on knee kinematics and ground reaction force during landing from volleyball block jumps. *Res Q Exerc Sport*, v. 81, n. 4, p. 384-91, Dec 2010. ISSN 0270-1367 (Print) 0270-1367 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21268461> >.

KABACINSKI, J. et al. A comparison of take-off dynamics during three different spikes, block and counter-movement jump in female volleyball players. *J Sports Med Phys Fitness*, Sep 1 2015. ISSN 0022-4707 (Electronic) 0022-4707 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26329842> >.

KABACINSKI, J. et al. Dynamic load indicators for take-off-landing sequence in blocks and attacks of elite female volleyball players. *Acta Bioeng Biomech*, v. 18, n. 1, p. 41-6, 2016. ISSN 1509-409X (Print) 1509-409X (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27149886> >.

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle. In: KOMI, P. V. (Ed.). *Strength and Power in Sport*. 2. Oxford: Blackwell Science v.III, 2003. cap. 10, p.184-202. ISBN 0-632-05911-7.

KOPPER, B. et al. Stretch-shortening cycle characteristics during vertical jumps carried out with small and large range of motion. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 24, n. 2, p. 233-9, Apr 2014. ISSN 1873-5711 (Electronic) 1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24485559> >.

KUBO, K.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, v. 87, n. 6, p.

2090-2096, Dec 1999. ISSN 8750-7587. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000084182000014 >.

LAJTAI, G. et al. The shoulders of professional beach volleyball players: high prevalence of infraspinatus muscle atrophy. *Am J Sports Med*, v. 37, n. 7, p. 1375-83, Jul 2009. ISSN 1552-3365 (Electronic) 0363-5465 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19359418> >.

LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, v. 69, n. 11, p. 1198-1204, Nov 2001. ISSN 0002-9505. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000171697100017 >.

MACKENZIE, B. *Performance evaluation tests*. London: Jonathan Pye, 2005. 226 ISBN 1-905096-18-6.

MACKENZIE, S. J.; LAVERS, R. J.; B., W. B. A biomechanical comparison of the vertical jump, power clean, and jump squat. *Journal of Sports Sciences*, v. 32, n. 16, p. 1576–1585, 2014.

MANDIC, R.; JAKOVLJEVIC, S.; JARIC, S. Effects of countermovement depth on kinematic and kinetic patterns of maximum vertical jumps. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 25, n. 2, p. 265-72, Apr 2015. ISSN 1873-5711 (Electronic) 1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25465982> >.

MARCELINO, R. et al. Study of performance indicators in male volleyball according to the set results. *Rev. bras. Educ. Fís. Esporte*, v. 24, n. 1, p. 69-78, 2010.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. *Instrumentação em eletromiografia Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte*. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.

MARQUES, M. C. et al. Association between Force-Time Curve Characteristics and Vertical Jump Performance in Trained Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 29, n. 7, p. 2045-2049, Jul 2015. ISSN 1064-8011. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000357270000035 >.

MCERLAIN-NAYLOR, S.; KING, M.; PAIN, M. T. G. Determinants of countermovement jump performance: a kinetic and kinematic analysis. *Journal of Sports Sciences*, v. 32, n. 19, p. 1805-1812, 2014.

MCGINNIS, P. M. Biomecânica do Esporte e do Exercício. Porto Alegre: Artmed, 2002. 403.

MESQUITA, I.; MARCELINO, R. Effect of team level on volleyball game actions performance. 5th International Scientific Conference on Kinesiology. D., M. e PROT, F. Zagreb, Croatia: Faculty of Kinesiology, University of Zagreb: 966- 968 p. 2008.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.

MOREIRA, A. et al. Effect of match importance on salivary cortisol and immunoglobulin A responses in elite young volleyball players. *J Strength Cond Res*, v. 27, n. 1, p. 202-7, Jan 2013. ISSN 1533-4287 (Electronic) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22395269> >.

MOUTINHO, C.; MARQUES, A.; MAIA, J. Estudo da estrutura interna das ações da distribuição em equipes de voleibol de alto nível de rendimento. In: FCDEF-UP (Ed.). *Investigação em Voleibol: Estudos Ibéricos*. 1^a. Porto: Mesquita, I Moutinho, C Faria, R, 2003. p.107-129. ISBN 972-8687-11-7.

PALAO, J. M.; SANTOS, J. A.; URENA, A. The effect of the setter's position on the spike in volleyball. *Journal of Human Movement Studies*, v. 48, n. 1, p. 25-40, 2005. ISSN 0306-7297. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15847900003> >.

PAPADOPOLOU, S. K.; PAPADOPOLOU, S. D.; GALLOS, G. K. Macro- and micro-nutrient intake of adolescent Greek female volleyball players. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*, v. 12, n. 1, p. 73-80, Mar 2002. ISSN 1526-484X (Print) 1526-484X (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11993624> >.

PORTNEY, L. G.; ROY, S. H.; ECHTERNACH, J. L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S. B. e SCHMITZ, T. J. (Ed.). *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. São Paulo: Manole, 2010. cap. 9, p.295 - 342.

RADENKOVIC, O.; STANKOVIC, M. Kinematic parameters differences between the countermovement jump (CMJ) and squat jump (SJ) RIK 40, v. 2, p. 257-261, 2012.

RAMALHO JÚNIOR, F.; FERRARO, N. G.; SOARES, P. A. D. T. Os fundamentos da física. 9. São Paulo: Moderna, 2007.

RESENDE, B. Levantador, uma simples questão de personalidade. Revista Vôlei Técnico: Filho Cordeiro, C. 1: 5-11 p. 1995.

RIBEIRO, J. L. S. Conhecendo o Voleibol. 2. Rio de Janeiro: Sprint, 2008. 175.

ROCHA, C. Quantificação do número de saltos verticais de ataque, bloqueio e levantamento no voleibol feminino. 2000. 62 (Mestrado em Educação Física). Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SATTLER, T. et al. Vertical jump performance of professional male and female volleyball players: effects of playing position and competition level. *J Strength Cond Res*, v. 29, n. 6, p. 1486-93, Jun 2015. ISSN 1533-4287 (Electronic) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25436623> >.

STANGANELLI, L. C. et al. Adaptations on jump capacity in Brazilian volleyball players prior to the under-19 World Championship. *J Strength Cond Res*, v. 22, n. 3, p. 741-9, May 2008. ISSN 1533-4287 (Electronic) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18438245> >.

SUDA, E. Y.; AMORIM, C. F.; SACCO IDE, C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 19, n. 2, p. e84-93, Apr 2009. ISSN 1873-5711 (Electronic) 1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18063386> >.

TONG, T. K.; WU, S.; NIE, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys Ther Sport*, v. 15, n. 1, p. 58-63, Feb 2014. ISSN 1873-1600 (Electronic) 1466-853X (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23850461> >.

TORTORA, G. J. Princípios de Anatomia Humana 10. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. 1056.

TRIOLA, M. F. Introdução à estatística. 10. Rio de Janeiro: LTC 2008. 696.

UGRINOWITSCH, C. et al. Influence of training background on jumping height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 21, n. 3, p. 848-852, Aug 2007. ISSN 1064-8011. Disponível em: < [Go to ISI](http://WOS:000249048800033) >://WOS:000249048800033 >.

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

VANRENTERGHEM, J.; LEES, A.; CLERCQ, D. D. Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *J Strength Cond Res*, v. 22, n. 3, p. 708-14, May 2008. ISSN 1533-4287 (Electronic) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18438250> >.

VANRENTERGHEM, J.; LEES, A.; CLERCQ, D. D. Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *J Strength Cond Res*, v. 22, n. 3, p. 708-14, May 2008. ISSN 1533-4287 (Electronic) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18438250> >.

WAGNER, H. et al. Kinematic analysis of volleyball spike jump. *Int J Sports Med*, v. 30, n. 10, p. 760-5, Oct 2009. ISSN 1439-3964 (Electronic) 0172-4622 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19585402> >.

WEST, T.; NG, L.; CAMPBELL, A. The effect of ankle bracing on knee kinetics and kinematics during volleyball-specific tasks. *Scand J Med Sci Sports*, v. 24, n. 6, p. 958-63, Dec 2014. ISSN 1600-0838 (Electronic) 0905-7188 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24112601> >.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 4th. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009. 384 ISBN 978-0-470-39818-0.

WINTER, D. A. Biomechanics of human movement. John Wiley & Sons, 1979. 202.

YAMAUCHI, J.; ISHII, N. Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *J Strength Cond Res*, v. 21, n. 3, p. 703-9, Aug 2007. ISSN 1064-8011 (Print) 1064-8011 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17685704> >.

ZAPOLSKA, J. et al. Assessment of nutrition, supplementation and body composition parameters on the example of professional volleyball players. *Roczniki Państwowej Szkoły Kąpielowej*, v. 65, n. 3, p. 235-42, 2014. ISSN 0035-7715 (Print) 0035-7715 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25247804> >.

ANEXOS

Anexo 1: Questionário de Prontidão para a Atividade Física (PAR Q).



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica



Este questionário tem objetivo de identificar a necessidade de avaliação clínica antes do início da atividade física. Caso você marque mais de um sim, é aconselhável a realização da avaliação clínica. Contudo, qualquer pessoa pode participar de uma atividade física de esforço moderado, respeitando as restrições médicas.

Por favor, assinale “sim” ou “não” as seguintes perguntas:

- 1) Alguma vez seu médico disse que você possui algum problema de coração e recomendou que você só praticasse atividade física sob prescrição médica?
 sim não
- 2) Você sente dor no peito causada pela prática de atividade física?
 sim não
- 3) Você sentiu dor no peito no último mês? sim não
- 4) Você tende a perder a consciência ou cair como resultado do treinamento?
 sim não
- 5) Você tem algum problema ósseo ou muscular que poderia ser agravado com a prática de atividades físicas?
- 6) Seu médico já recomendou o uso de medicamentos para controle de sua pressão arterial ou condição cardiovascular?
 sim não
- 7) Você tem consciência, através de sua própria experiência e/ou de aconselhamento médico, de alguma outra razão física que impeça a realização de atividades físicas?
 sim não

Gostaria de comentar algum outro problema de saúde seja de ordem física ou psicológica que impeça a sua participação na atividade proposta?

Declaração de Responsabilidade

Estou ciente das propostas desta Pesquisa intitulada: ANÁLISE CINEMÁTICA E DINÂMICA DE SALTOS VERTICais.

Assumo a veracidade das informações prestadas no questionário "PAR Q" e afirmo estar liberado pelo meu médico para participação na atividade citada acima.

Código do participante: _____

____/____/____
Data

Anexo 2: Parecer consubstanciado do CEP/UFU.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise cinemática e dinâmica de saltos verticais

Pesquisador: Adriano Alves Pereira

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 52627115.5.0000.5152

Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.479.661

Apresentação do Projeto:

A pesquisa objetiva identificar e verificar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos que influenciam durante as fases concêntrica e de voo do salto vertical em contramovimento. segundo os autores deste projeto, a importância deste estudo baseia-se em que o salto vertical é muito utilizado em várias modalidades esportivas, tais como voleibol, basquete, futebol, handebol, entre outras; sendo em algumas delas, parte de ações motoras mais complexas, como o ataque do voleibol, o rebote do basquete ou um lance de cabeça no futebol; assim, para melhorar o desempenho do atleta e/ou da equipe é necessário conhecer as variáveis que influenciam na execução deste movimento. Entretanto, a pesar das diversas pesquisas já realizadas nesta área, existe a necessidade de um estudo mais completo para reforçar e correlacionar os diversos fatores que influenciam na execução deste salto. Segundo os autores, esta pesquisa será do tipo experimental com abordagem quantitativa para o qual recrutarião 20 participantes.

Objetivo da Pesquisa:

Os pesquisadores relataram que os objetivos do projeto são:

Objetivo Geral:

Verificar quais e como os parâmetros cinemáticos e dinâmicos influenciam durante as fases concêntrica e de voo do salto vertical em contramovimento.

APÊNDICES

Apêndice 1: Ficha de avaliação fisioterapêutica.

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data da avaliação: ____/____/_____ Hora: _____

Nome: _____

Telefone: _____

Número do voluntário: _____

Idade: _____ Gênero: _____

Massa: _____ Estatura: _____ IMC: _____

Profissão: _____

Membro inferior dominante: direito esquerdo

Membro superior dominante: direito esquerdo

Prática de atividade física:

Modalidade: _____ Frequência: _____

História de cirurgia ou lesão?

sim não

Obs: _____

Presença de dor: sim não

Obs: _____

Medicamentos: _____

OBSERVAÇÕES: _____

Examinador: _____