

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ISABELA MARQUES MIZIARA

**PROPOSTA DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO
BIOMECÂNICA DE ATLETAS DE TAEKWONDO**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS
2014

ISABELA MARQUES MIZIARA

PROPOSTA DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE ATLETAS DE TAEKWONDO

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

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Coorientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2014

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

M685p Miziara, Isabela Marques, 1987-
2014 Proposta de um sistema para avaliação biomecânica de atletas de
taekwondo / Isabela Marques Miziara. - 2014.
140 p. : il.
Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.
Coorientador: Adriano Alves Pereira.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. I. Naves, Eduardo Lázaro Martins, 1970- II. Pereira, Adriano Alves. III. Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

ISABELA MARQUES MIZIARA

**PROPOSTA DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO
BIOMECÂNICA DE ATLETAS DE TAEKWONDO**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Ciências e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

Isabela Marques Miziara

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Orientador

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira
Coorientador

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos
Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Daniel Antônio Furtado
Universidade de Uberaba

Uberlândia, 14 de Março de 2014

ABSTRACT

The Taekwondo is an antique and traditional Korean martial art often used in personal defense, which in the past few years has been considered an Olympic sport. The Taekwondo is known as the ability of using hands and feet in high speed and amplitude scams in direction to the head and to the chest. Currently the Biomechanics has been used as a way to prevent injuries and improve the performance of athletes. The Biomechanics studies the athlete controls and compensates movement's patterns. And it is also possible to perform more functional evaluations of athletes through observation of parameters. These parameters can indicate, for example, the performance of the proprioceptive system, articular stability and muscle strength during specific movements. This research aims to develop a biomechanical analysis through the correlation between muscle activity and kinematic analysis of movements performed by the Taekwondo athletes in a more objective way. For that, during the trainings, biomechanical parameters will be obtained through a movement analysis system based on infrared cameras and reflexive markers. Synchronously, the electromyography activity of the muscles will be collected using wireless electrodes to allowing the athlete's movement freely. For this, it was developed software and synchronism systems to analyze muscle activity to each movement registered by system cameras. To that muscle activity behavior were analyzed, including the fatigue, the concentration of blood lactate were detected via portable device. The data obtained by this system were analyzed by statistical tools and were investigated biomechanical parameters that better assist in the analysis of the movements. It is emphasized that, in this study, the results of each athletes were not compared to results of another athletes, because each one has a different pattern of movement. With the result noted that, despite the difficulties in obtaining information from dynamic contractions, it is possible to detect fatigue by analyzing the parameters obtained by these systems. And the fatigue cause, in the majority cases is consequence of the wrong movements or techniques executed by athletes. We believe that this system can be used for study another's sports or another biomechanical analysis.

RESUMO

O Taekwondo é uma arte marcial coreana antiga e tradicional, usada para a defesa pessoal e reconhecida atualmente como esporte olímpico. O Taekwondo é conhecido pela capacidade de seus praticantes em usar as mãos e os pés na execução de golpes de alta velocidade e amplitude em direção à cabeça ou ao peito do adversário. A biomecânica esportiva, responsável pelo estudo da compensação dos padrões de movimentos adotados nos esportes, tem sido muito utilizada para prevenir lesões e melhorar o desempenho dos atletas por meio da observação de parâmetros biomecânicos. Estes parâmetros podem indicar, por exemplo, o desempenho do sistema proprioceptivo, estabilidade articular e força muscular durante os movimentos específicos, permitindo, de uma maneira geral, a realização de avaliações mais funcionais de atletas. O objetivo desta pesquisa é desenvolver uma análise biomecânica por meio da correlação entre a atividade muscular e análise cinemática dos movimentos realizados pelos atletas de Taekwondo de forma mais objetiva. Para isso, durante os treinamentos, parâmetros biomecânicos serão obtidos através de um sistema de captura de movimento composto por câmeras infravermelhas e marcadores reflexivos. De forma simultânea, será realizada a aquisição da atividade muscular por meio de eletromiografos sem fio, permitindo a livre movimentação do atleta durante a coleta. Para o desenvolvimento deste trabalho, foram desenvolvidos softwares e sistemas de sincronismo que permitiram a análise da atividade muscular para cada movimento registrado pelas câmeras do sistema. No entanto, para que o comportamento da atividade muscular pudesse ser analisado mais a fundo, buscando formas de se evitar lesões musculares associadas à fadiga, neste estudo também foi realizada a coleta da concentração de lactato no sangue por meio de um dispositivo portátil. Os parâmetros biomecânicos observados e os dados obtidos pelo sistema desenvolvido foram analisados por ferramentas estatísticas e, por meio dos resultados, observou-se que, apesar das dificuldades na obtenção de informações a partir de contrações dinâmicas, é possível detectar a fadiga e suas causas, que mostrou ser, na maioria dos casos, consequência de movimentos ou técnicas de movimento errôneas executados pelos atletas. Portanto, concluiu-se que esse sistema é capaz de realizar a avaliação biomecânica de atletas e acredita-se que ele pode ser usado para o estudo de outros esportes ou outras análises biomecânicas.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeirante, a Deus, que sempre me iluminou e me fez enxergar os caminhos por detrás das dificuldades;

Agradeço com todo o meu coração à minha querida mãe, que sempre foi um exemplo de vida para mim. E sem a sua entrega e o seu amor, jamais conseguiria chegar até aqui;

Agradeço à minha família que mesmo distante, esteve sempre apoiando as minhas escolhas e me dando força para seguir adiante com os meus sonhos;

Aos meus amigos que entenderam a minha ausência, respeitaram minhas limitações e torcem para o meu sucesso;

Aos colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica que me acompanharam durante toda essa trajetória, representando para mim uma grande e calorosa família aqui em Uberlândia;

Aos meus queridos orientadores, Eduardo Lázaro Martins Naves e Adriano Alves Pereira, pelos ensinamentos, pela paciência e dedicação ao trabalho;

Aos professores Adriano de Oliveira Andrade, Silvio Soares dos Santos e Daniel Antônio Furtado, por acreditarem no potencial desse trabalho e colaborarem com os resultados obtidos;

Aos atletas de taekwondo que aceitaram participar da pesquisa;

Ao Programa de Pós Graduação e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro;

E à todos que de forma direta e/ou indireta contribuíram para o desenvolvimento deste estudo.

*“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,
qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”*

(Chico Xavier)

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Vista sagital de quatro tipos de chutes de taekwondo. A) Chute frontal; B) Chute para trás; C) Chute lateral utilizando o peito do pé; D) Chute com giro. (KIM, Y. K.; KIM; IM, 2011).	24
.....	
Figura 2 – Representação de um sinal eletromiográfico (WEBSTER, 1988).	27
Figura 3 – Representação das modificações percebidas na forma do sinal EMG no domínio do tempo e no domínio da frequência (DE LUCA, C. J., 1997).	29
Figura 4 - Diagrama de blocos do sistema biomecânico proposto.....	36
Figura 5 – Diagrama de blocos representativo do Sistema de condicionamento do sinal EMG.38	
Figura 6 - A) Dispositivo de eletromiografia sem fio da marca Shimmer, utilizado nesta pesquisa; B) Posicionamento dos eletrodos e fixação dos dispositivos de eletromiografia.	40
Figura 7 – Software em C# fornecido pelo fabricante do Sistema de eletromiografia sem fio....	42
Figura 8 – Interface do software desenvolvido para a coleta de sinais eletromiográficos via Bluetooth.....	45
Figura 9 – Ferramentas e funções disponíveis no programa de eletromiografia desenvolvido neste trabalho.	46
Figura 10 – Representação do sincronismo realizado entre os computadores e da comunicação destes com o dispositivo de eletromiografia via Bluetooth.	48
Figura 11 – A) Interface de sincronização entre os computadores; B) Interface do servidor TCP/IP.....	48
Figura 12 – Posicionamento das câmeras infravermelho ao redor do área de coleta.....	49
Figura 13 – A) Posicionamento do marcadores reflexivos sobre o corpo do atleta; B) Identificação dos marcadores pelo software de captura de movimento e construção do esqueleto; C) Tela do software utilizado para a captura de movimento.....	50
Figura 14 – Intrumentos utilizados para a calibração do Sistema de captura de movimentos. ..	51

Figura 15 – Interface desenvolvida no software de eletromiografia sem fio com o objetivo de permitir o acendimento do LED pelo usuário, de forma a iniciar o sincronismo entre os sistemas.....	52
Figura 16 – A) Placa com microcontrolador utilizada para a comunicação entre o computado e o sistema de sincronismo; B) Conjunto de LEDs utilizado pelo sistema de sincronismo entre os sistemas eletromiográfico e de captura de movimento.....	53
Figura 17 – Imagens obtidas durante as coletas, nas quais foi demonstrado parte do protocolo utilizado por este trabalho.	57
Figura 18 – Localização anatômica dos músculos analisados no trabalho. A) Bíceps Femoral; B) Vasto Lateral.	58
Figura 19 – A) Posicionamento dos eletrodos descartáveis; B) Fixação dos dispositivos de eletromiografia sem fio.....	58
Figura 20 – Captura de tela do software no momento em que o atleta atinge o aparador.....	61
Figura 21 – Posicionamento dos marcadores reais (A, B e C) e posicionamento dos marcadores virtuais (1, 2 e 3). Estes últimos são obtidos por meio de cálculos distâncias entre os marcadores reais (ou marcadores reflexivos).....	62
Figura 22 – A) Representação do posicionamento dos marcadores reais e virtuais sob um vista frontal do aparador; B) Representação do posicionamento dos marcadores sob uma vista lateral do aparador, nesta vista é possível identificar a largura do mesmo que deve ser descontada no momento do processamento dos dados.	63
Figura 23 – Conjunto de frames de um único chute.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações técnicas fornecidas pelo fabricante dos dispositivos de eletromiografia sem fio.....	39
Tabela 2 - Valores máximos e mínimos e valores das variâncias, médias, desvio padrão, das distâncias entre os três marcadores virtuais e o alvo do aparador.	65
Tabela 3 - Resultados avaliação física	76
Tabela 4 – Treinamento e prática de atividades físicas	77
Tabela 5 – Valores de distância média entre o aparador e o pé de cada atleta.....	83
Tabela 6 – Velocidade média e velocidade máxima em m/s e km/h executada por cada atleta durante a trajetória dos chutes.....	85
Tabela 7 – Concentração de lactato no sangue antes do treinamento e após 3 minutos do término do treinamento.	107
Tabela 8 – Correlação entre a altura do chute e a amplitude máxima do sinal EMG.....	107
Tabela 9 - Correlação entre a distância e a amplitude máxima do sinal EMG.	108
Tabela 10 - Correlação entre a velocidade do chute e a amplitude máxima do sinal EMG.	108
Tabela 11 – Correlação entre a altura do chute e o RMS do sinal EMG.....	108
Tabela 12 – Correlação entre a distância e o RMS do sinal EMG.....	109
Tabela 13 – Correlação entre a velocidade do chute e o RMS do sinal EMG.	109
Tabela 14 – Correlação entre a altura do chute e a frequência média.	109
Tabela 15 – Correlação entre a distância e a frequência média.....	110
Tabela 16 – Correlação entre a velocidade do chute e a frequência média.	110
Tabela 17 – Correlação entre altura do chute e frequência mediana.	110
Tabela 18 – Correlação entre distância e a frequência mediana.....	111
Tabela 19 – Correlação entre a velocidade do chute e a frequência mediana.	111

Tabela 20 – Teste não parametrico das amostras das variáveis altura, velocidade e distância.....	112
Tabela 21 – Teste não paramétrico das amostras de amplitude máxima para cada um dos músculos analisados.....	112
Tabela 22 - Teste não paramétrico das amostras de RMS de cada músculo analisado.....	113
Tabela 23 - Teste não paramétrico das amostras de frequência média para cada um dos músculos analisados.....	113
Tabela 24 - Teste não paramétrico das amostras de frequência mediana para cada um dos músculos analisados.....	113

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Gráfico das distâncias entre o centro do aparador e a região atingida para as três regiões do pé do atleta.....	64
Gráfico 2 – Plotagem das coordenadas tridimensionais do marcador virtual do aparador (pontos vermelhos) e do pé (pontos azuis).	66
Gráfico 3 - Gráfico da trajetória do ponto sobre o eixo x (em vermelho), y (em azul) e z (em preto).	67
Gráfico 4 – Trajetória do marcador virtual do pé durante toda a coleta.	68
Gráfico 5 – Gráfico dos vetores de velocidade instantânea ao longo de um único chute.	69
Gráfico 6 – Sinal EMG bruto obtido pelo sistema de aquisição sem fio.	70
Gráfico 7 – Sinal EMG obtido após o processo de filtragem.....	70
Gráfico 8 – Sinal EMG após ser retificado.....	71
Gráfico 9 – Envoltória do sinal EMG.	72
Gráfico 10 – RMS do sinal EMG.	72
Gráfico 11 – Sinal EMG normalizado.	73
Gráfico 12 – Espectro de frequência do sinal EMG.....	74
Gráfico 13 - Gráfico normalizado das distâncias entre o aparador e o pé dos atletas.	82
Gráfico 14 - Gráfico do erro de precisão dos chutes dos atletas.	84
Gráfico 15 – Velocidade de chute dos atletas.	86
Gráfico 16 – Alturas dos chutes normalizadas de acordo com o tamanho de cada atleta.	88
Gráfico 17 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 1.	89
Gráfico 18 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 2.	90
Gráfico 19 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 3.	91
Gráfico 20 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 4.	91

Gráfico 21 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 5	92
Gráfico 22 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 6	93
Gráfico 23 - RMS dos músculos do atleta 1	94
Gráfico 24 - RMS dos músculos do atleta 2	94
Gráfico 25 - RMS dos músculos do atleta 3	95
Gráfico 26 - RMS dos músculos do atleta 4	96
Gráfico 27 - RMS dos músculos do atleta 5	96
Gráfico 28 - RMS dos músculos do atleta 6	97
Gráfico 29 – Frequência média por chute para os músculos do atleta 1	98
Gráfico 30 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 2	99
Gráfico 31 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 3	100
Gráfico 32 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 4	100
Gráfico 33 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 5	101
Gráfico 34 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 6	102
Gráfico 35 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 1	103
Gráfico 36 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 2	103
Gráfico 37 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 3	104
Gráfico 38 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 4	105
Gráfico 39 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 5	105
Gráfico 40 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 6	106
Gráfico 41 – Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 1.....	133
Gráfico 42 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 2.....	133

Gráfico 43 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 3.....	133
Gráfico 44 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 4.....	134
Gráfico 45 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 5.....	134
Gráfico 46 – Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 6.....	134
Gráfico 47 – Altura máxima de cada chute do atleta 1.....	135
Gráfico 48 - Altura máxima de cada chute do atleta 2.....	135
Gráfico 49 - Altura máxima de cada chute do atleta 3.....	135
Gráfico 50 - Altura máxima de cada chute do atleta 4.....	136
Gráfico 51 - Altura máxima de cada chute do atleta 5.....	136
Gráfico 52 - Altura máxima de cada chute do atleta 6.....	136

LISTA DE SIGLAS E ABREVIAÇÕES

A: Ampére

AD: Analógico-digital

ATP: Adenosina trifosfato

EMG: Eletromiografia

cm: Centímetros

g: Grama

FFT: *Fast Fourier Transform*

GB: Gigabyte

GHz: Gigahertz

h: Hora

Hz: Hertz

IP: *Personal Identification*

IMC: Índice de Massa Corporal

Kg: Quilograma

KHz: Quilohertz

Km: Quilômetro

Km/h: Quilômetros por hora

L: Litros

mV: Milivolts

m: Metros

mA: Miliampéres

MHz: Megahertz

ms: Milissegundos

m/s: Metros por segundo

mm: Milímetro

mmol: Milimol

pH: Potencial hidrogeniônico

PIN: *Personal Identification Number*

RMS: *Root mean squared*

s: Segundo

SENIAM: *Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles*

TCP: *Transmission Control Protocol*

UFU: Universidade Federal de Uberlândia

α: Alfa

°C: Grau Celsius

3D: Tridimensional

SUMÁRIO

Lista de Figuras	1
Lista de Tabelas.....	8
Lista de Gráficos	10
Lista de Siglas e Abreviações	13
1 Introdução e Justificativa.....	17
1.1 Introdução.....	17
1.2 Objetivo	19
1.3 Justificativa	20
2 Revisão Bibliográfica	22
2.1 Taekwondo	22
2.1.1 História do Taekwondo	22
2.1.2 Características do Taekwondo.....	23
2.2 Biomecânica	25
2.2.1 Eletromiografia.....	27
2.2.2 Fadiga.....	28
2.2.3 Cinemetria	31
2.3 Trabalhos realizados na área.....	33
3 Metodologia	35
3.1 Sistema Biomecânico	35
3.1.1 Eletromiografia.....	37
3.1.2 Cinemetria	49
3.1.3 Análise de Fadiga	54
3.2 Validação do sistema biomecânico	54
3.2.1 Protocolo utilizado	56
3.3 Processamento de Dados.....	60

3.3.1	Análise cinemática	60
3.3.2	Eletromiografia.....	69
3.4	Análise Estatística.....	75
4	Resultados.....	76
4.1	Resultados da Análise Cinemática.....	77
4.1.1	Padrão de movimento.....	78
4.1.2	Exatidão e precisão do chute.....	81
4.1.3	Velocidade.....	85
4.1.4	Altura	87
4.2	Resultados da Análise do Sinal Eletromiográfico	88
4.2.1	Sinal no domínio do tempo	88
4.2.2	Sinal no domínio da frequência.....	97
4.3	Resultado da Análise de Lactato.....	106
4.4	Análise Estatística.....	107
5	Discussão	114
5.1	Padrão de movimento.....	114
5.2	Precisão e exatidão do chute.....	114
5.3	Velocidade.....	115
5.4	Altura do chute.....	116
5.5	Sinal eletromiográfico	117
5.6	Teste de correlação	122
6	Conclusão.....	125
7	Referências Bibliográficas.....	127
	Anexo	133

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

1.1 INTRODUÇÃO

Em busca de alcançar melhores rendimentos e identificar uma maneira de minimizar possíveis problemas durante práticas esportivas, aspectos e/ou parâmetros biomecânicos dos esportes estão sendo rigorosamente e exaustivamente estudados (ERDENER, 2003).

O estudo biomecânico do corpo humano proporciona avaliações funcionais dos atletas, tornando possível a observação de parâmetros diferentes, tais como o sistema proprioceptivo, a estabilidade articular e a força muscular durante movimentos específicos, a mecânica dos tecidos biológicos utilizados no esporte, bem como o estudo morfológico dos atletas. Em outras palavras, os fatores biomecânicos atuam sobre a forma como um atleta controla e compensa os padrões de movimento. Essas compensações muitas vezes podem contribuir para a redução do desempenho esportivo (CERULLI, 2003).

Além da busca pelo melhor desempenho, as lesões também representam outra grande preocupação da comunidade esportiva. As lesões e a busca incessante pelo melhoramento do desempenho estão diretamente relacionados, pois em prol de melhores rendimentos, muitos submetem o organismo a uma sobrecarga de exercícios que, se não forem bem administradas, podem levar a lesão muscular e consequentemente à dor (COHEN; ABDALA, 2003). As manifestações algílicas, segundo Cohen e Abdala (2003), são os primeiros sinais de que algo está errado com o corpo do atleta, devendo sempre ser investigada pela equipe médica.

Através da quantificação dos parâmetros biomecânicos mais relevantes, antes, durante e no final da prática dos esportes, é possível implementar programas de prevenção e reabilitação personalizados para restabelecer as condições normais de cada atleta (CERULLI, 2003).

Nesta pesquisa optou-se pelo estudo de atletas de taekwondo, sendo que essa escolha é justificada pelo fato de que a cidade de Uberlândia vem se tornando um dos polos do taekwondo brasileiro, residindo atletas de destaque nacional com grandes chances de integrarem a equipe olímpica das Olimpíadas no Brasil em 2016.

O taekwondo é uma antiga e tradicional arte marcial coreana, muito usada na defesa pessoal, conhecido pela destreza no emprego das mãos e pés em golpes de alta velocidade (FIFE et al., 2012), como chutes rápidos e de grande amplitude em direção à cabeça e ao tronco do adversário (MACHADO, S. M. et al., 2010).

O interesse pelas artes marciais tem aumentado principalmente entre os jovens (PIETER, 2005), seja em busca do equilíbrio da mente, disciplina mental, autoconfiança, autodefesa, terapia complementar ou simplesmente pela prática do esporte (BU et al., 2010).

De acordo com órgãos e comitês olímpicos, em países pequenos como a Holanda e a Bélgica, o número de meninos e meninas que praticam esses esportes varia de 9000 a 23500. Já nos Estados Unidos estima-se que cerca de um milhão de jovens também praticam artes marciais (PIETER, 2005).

Há alguns anos essa arte marcial vem ganhando destaque como esporte olímpico e atualmente apresenta mais de 80 milhões de praticantes em todo o mundo. No entanto, a incidência de contusão entre os atletas dessa categoria esportiva abrange uma faixa de 5,5 a 50 a cada mil exposições, sendo essa taxa quatro vezes maior que em outros esportes de colisão, como o futebol americano (FIFE et al., 2012).

1.2 OBJETIVO

As avaliações biomecânicas têm sido muito utilizadas nos esporte de um modo geral com o objetivo de melhor compreender os parâmetros envolvidos nos movimentos. Contudo, muitas dessas avaliações não podem ser realizadas a “olho nu”, necessitando de sistemas capazes de traduzir esses parâmetros.

Este estudo tem como objetivo propor um sistema para avaliação biomecânica de atletas de taekwondo por meio da análise cinemática e da eletromiografia. Para isto serão utilizados um sistema de captura de movimentos composto por câmeras de infravermelho e um sistema de eletromiografia sem fio.

Além da utilização de hardwares e softwares para a captura de imagens e de sinais eletromiográficos, esse sistema visa o determinar quais são os parâmetros biomecânicos mais relevantes para a avaliação da performance do atleta durante um treinamento específico.

É importante ressaltar que este trabalho não tem como objetivo a comparação entre atletas e sim propor um sistema funcional que possa ser utilizado por treinadores para avaliar o desempenho dos lutadores e para prevenir lesões ocasionadas pela realização de movimentos ou técnicas inadequadas.

1.3 JUSTIFICATIVA

Assim como outros movimentos do ser humano, os movimentos das artes marciais apresentam características especiais que os tornam um interessante objeto de estudo na análise biomecânica do movimento. No entanto, alguns fatores, como a velocidade, podem dificultar a análise e a avaliação biomecânica a "olho nu", ao passo que os padrões de movimento adotados devem beirar a perfeição em uma competição. Dessa maneira, torna-se necessária à avaliação de atletas de elite de forma otimizada, afim de melhorar o desempenho e prevenir lesões em esportes olímpicos como o taekwondo.

A prática de métodos sistematizados de treinamento gera adaptações orgânicas necessárias para a otimização do desempenho (COHEN; ABDALA, 2003). No entanto, o processo de adaptação orgânica pode ocasionar efeitos deletérios para a postura, com alto potencial de desequilíbrio muscular (RIBEIRO et al., 2003). Além disso, em razão das características do gesto específico do esporte, os atletas de taekwondo são especialmente expostos a riscos frequentes de lesões. Embora Lystad, Pollard e Graham (2009) tenham afirmado que a maioria das lesões em lutadores desta modalidade esportiva ocorrem devido à choques mecânicos (LYSTAD; POLLARD; GRAHAM, 2009), as lesões musculares não ocasionadas pelo contato também são comuns no meio esportivo.

De acordo com alguns autores (RAHNAMA; REILLY; LEES, 2002; WEBER et al., 2012), as lesões musculares estão diretamente relacionadas com a presença de fadiga muscular. Desta maneira, por meio desse trabalho foram utilizados métodos de avaliação e identificação da fadiga muscular em contrações dinâmicas realizadas durante a execução das atividades esportivas.

Por meio da análise dos sinais eletromiográficos (EMG), a identificação da fadiga muscular tem sido identificada e avaliada em protocolos que utilizam, em sua maioria, contrações isométricas (KAY et al., 2000). São poucos os protocolos que utilizam contrações dinâmicas (OLIVEIRA et al., 2004), no entanto, em ambos é possível evidenciar o fenômeno da fadiga por meio de características específicas extraídas dos sinais EMG (MASUDA et al., 1999).

A quantidade de investimentos científicos na busca de uma validação de metodologias biomecânicas, como o uso do sinal EMG em contrações dinâmicas para medição da fadiga muscular, ainda são escassos e também controversos (GONÇALVES, 2006). Assim, as características obtidas a partir da atividade muscular serão analisadas com cuidado a fim de se

detectar o melhor parâmetro de análise para a biomecânica do esporte, uma vez que a maioria das atividades esportivas ocorrem dinamicamente.

De um modo geral, têm sido realizados estudo com atletas de taekwondo quanto: as adaptações fisiológicas e esforço percebido durante competições (BOUHLEL et al., 2006); os aspectos biomecânicos do gesto esportivo (FALCO et al., 2009); a incidência de lesões (LYSTAD et al., 2009); as características físicas e os hábitos de treinamento que predispõem os atletas a lesões (KAZEMI et al., 2009); e as incidências de desvios posturais (TAMBORINDEGUY et al., 2011). Entretanto, atualmente existem poucos estudos relatando a melhor forma de treinamento de modo que seja menos lesiva e mais eficaz possível (ESPINOSA et al., 2006).

Com base nesses fatores, viu-se a necessidade do desenvolvimento de avaliação biomecânica de atletas como forma de avaliar seu desempenho e prevenir problemas futuros utilizando meios para análise dos movimentos dos atletas associada à análise da atividade eletromiográfica durante a prática esportiva. Acredita-se que por meio desse sistema seja possível realizar avaliações esporádicas dos atletas e que estas auxiliem o treinador a corrigir movimentos inadequados e prevenir lesões com a elaboração de treinamentos cada vez mais eficazes.

CAPÍTULO 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 TAEKWONDO

2.1.1 História do Taekwondo

Não se sabe com certeza quando surgiu o taekwondo. No entanto, baseado em desenhos primitivos do começo da humanidade, acredita-se que as artes marciais tenham suas raízes na Idade das Pedras, quando o homem, de costumes rudimentares, usava lutas como forma de se defender de predadores e conseguirem sobreviver.

Contudo, a arte marcial que mais se assemelha ao tae-kwon-do conhecido atualmente, tem seu primeiro registro em anos antes de Cristo, quando a região da Coréia era dividida em três reinos, Silla, Koguryo e Baek-Je. O reino mais pobre, o Silla, era constantemente invadido e saqueado pelos reinos vizinhos e, como forma de ser proteger, formaram um exército, composto por jovens aristocratas e militares, que recebeu o nome de *Hwarang-Do*. Esses militantes, não só desenvolveram uma forma de luta utilizando os pés e as mãos, mas também uma prática de disciplina mental e física.

Por meio do *Hwarang-Do*, Silla conquistou e unificou os reinos vizinhos dando origem à Coreia. No entanto, com a ocupação da Coreia pelos japoneses durante as duas grandes guerras mundiais, essa técnica, que deu origem ao taekwondo atual, foi proibida de ser praticada, tornando a ser reconhecida somente após a retirada do exército japonês com o fim da segunda guerra (MARCON).

Com o passar dos anos o tae-kwon-do sofreu um longo processo de esportivização que se difundiu pelo mundo, inclusive no Brasil. Até então esta arte marcial não era vista apenas como uma luta, mas sim como uma cultura corporal e até mesmo, como um ritual religioso.

Em 1970 esta arte marcial chega ao Brasil. Neste ano, o grão mestre Sang Min Cho foi enviado ao Brasil para difundir a arte em todo o território latino-americano. No entanto, este como outros mestres, Sang In Kim e Kun Mo Bang, a pedido do Presidente do Brasil na época, Emílio Garrastazu Médice, foram convocados para ajudar no combate ao “terrorismo”. Nesse período,

o país era governado por militares e qualquer dissidente do regime ditatorial era considerado terrorista (RIOS, 2006).

Com o fim dessa era de terrorismo, os mestre vindos para o Brasil começaram a fundar suas academias em grandes cidades, como São Paulo e Rio de Janeiro. Em 1973, o Conselho Nacional de Desporto reconheceu o taekwondo como modalidade esportiva. E, em janeiro desse mesmo ano, o mestre Woo Jae Kee promoveu o I Campeonato Carioca, primeira competição de taekwondo no país, e posteriormente o I Campeonato Brasileiro.

Apesar de iniciado o processo de esportização em 1964, só em 1988 é que o taekwondo consegue se elevar a esporte olímpico. Por coincidência, os Jogos Olímpicos de 1988 se realizaram em Seul, Coréia do Sul (RIOS, 2006).

2.1.2 Características do Taekwondo

O taekwondo é uma arte marcial que apresenta movimentos explosivos que emprega o uso predominantemente das mãos e dos pés. No entanto, o uso dos pés é bem maior do que o uso das mãos, sendo que, na maioria das competições, o primeiro é utilizado em cerca de 70% dos golpes enquanto o segundo é usado em apenas 30% dos golpes.

No taekwondo, os chutes tem como principal objetivo acertar o alvo corretamente de forma a obter uma maior pontuação possível. Portanto, um golpe rápido e forte é muito importante para alcançar uma maior potência do chute. Existam cerca de seis técnicas de chutes em taekwondo, divididos em quatro estilos distintos, dependendo das suas características cinemáticas (KIM, Y.-K.; HINRICHES, 2006). Estes estilos de chute podem ser visualizados por meio do Figura 1.

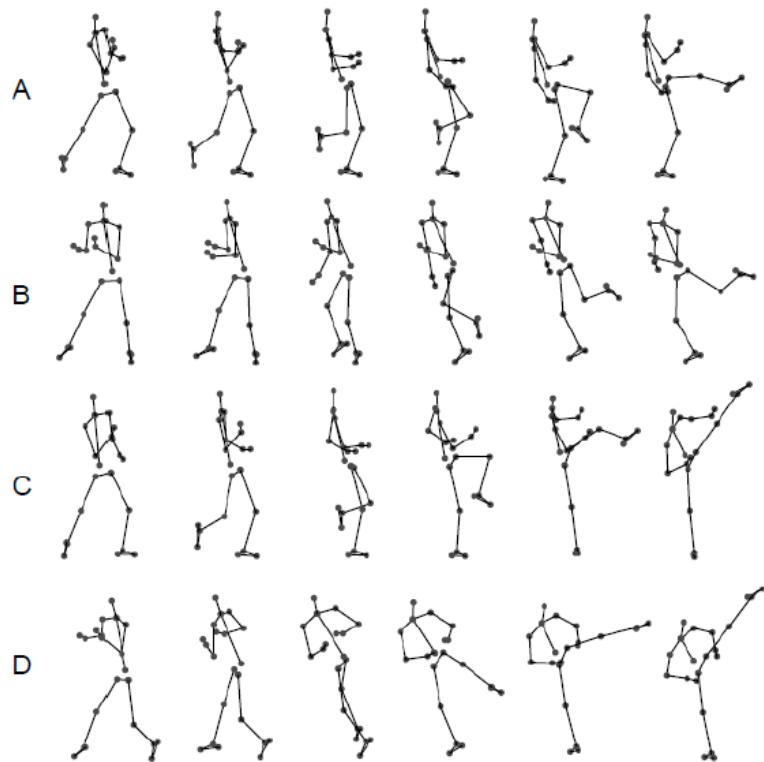


Figura 1 – Vista sagital de quatro tipos de chutes de taekwondo. A) Chute frontal; B) Chute para trás; C) Chute lateral utilizando o peito do pés; D) Chute com giro. (KIM, Y. K.; KIM; IM, 2011).

De acordo com Kim, Kim e Im (2011), os quatro grupos de estilos de chutes são: chute frontal (*ap-tchaqui*), chute para trás (*tuit tchangui*), chute lateral (*bandal tchaqui*) e chute com giro lateral (*tora tolho*), ilustrados na Figura 1.

Para a execução do chute frontal, também chamado de *ap-tchaqui*, com a perna dominante o lutador deve atingir a face ou o peito do adversário utilizando a ponta da sola do pé. Para o chute lateral, denominado *bandal tchaqui*, o lutador deve realizar um semicírculo no ar e acertar a região do peito ou do abdômen do outro lutador. Para a realização de um chute para trás, *tuit tchangui*, primeiramente deve ser realizado um giro para que de costas o atleta dê um coice em seu oponente. E por fim, no giro lateral, denominado *tora tolho*, o lutador deve rodar o corpo a fim de conseguir um maior impulso e atingir o rosto de seu adversário utilizando a sola do pé e o calcanhar.

Esses chutes apresentam algumas outras variações que dão origem aos chamados chutes modificados, como é o caso do chute em ganho (*furyo tchagui*) que é uma combinação do chute frontal e do chute lateral (KIM, Y.-K.; HINRICHSS, 2006).

Cavalheiro (2009), em seu trabalho, afirma que para a maioria dos chutes dessa modalidade esportiva ocorre a flexão do quadril simultaneamente com a extensão do joelho, o encurtamento do quadríceps e o alongamento da cabeça longa do bíceps femoral. E que durante o movimento do chute, o corpo mantém-se apoiado em uma das pernas, havendo necessidade de uma grande estabilidade na perna de apoio que servirá como eixo para os movimentos longitudinais realizados pela perna que executa o chute, denominada perna de balanço. Kim e Hinrichs (2006) afirmam que, de uma maneira geral, o balanço do pé do membro dominante, ao realizar o chute, é utilizado como forma de maximizar a velocidade do mesmo no momento do impacto, enquanto que o impulso empregado por este, no momento de apoio, é usado para gerar grandes forças de impacto.

Para este trabalho, foi recomendado que atletas realizassem um único tipo de chute durante o experimento, para que todos os golpes realizados pudessem ser avaliados e comparados para todo o período de coleta.

2.2 BIOMECÂNICA

Durante o início dos anos 1970, adotou-se o termo biomecânica para descrever a ciência dedicada ao estudo sob uma perspectiva mecânica dos sistemas biológicos. Os biomecânicos utilizam os instrumentos da mecânica, que é o ramo da física que envolve análise das ações das forças, para estudar os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos.

A biomecânica utiliza os fundamentos da física newtoniana para análise dos fenômenos que ocorrem entre os seres vivos. Entre estes fundamentos se destacam as aplicações envolvidas pela estática, dinâmica, cinemática e cinética.

A estática é o estudo dos sistemas que se encontram em um estado de movimento constante, isto é, em repouso (sem movimento) ou movimentando-se a uma velocidade constante. Enquanto que a dinâmica é o estudo dos sistemas nos quais existem aceleração. Já a cinemática é a descrição do movimento, incluindo o padrão e a velocidade das sequências de movimentos realizadas pelos segmentos corporais que, com frequência, correspondem ao grau de coordenação demonstrada por um indivíduo. Entretanto, enquanto a cinemática descreve o aspecto do movimento, a cinética é o estudo das forças associadas com o movimento (HALL).

Segundo Abrantes (2008), o objeto de estudo da biomecânica é a produção não determinista do sistema locomotor resultante das solicitações mecânicas exteriores e das respostas biológicas organizadas sob o ponto de vista cinemático e dinâmico, isto é, o estudo biomecânico não analisa como são realizados os controles mecânicos, mas sim quais os resultado obtidos por esses controles e as respectivas causas e consequências de movimento e força que são processados no corpo e no exterior (ABRANTES, 2008).

De acordo com Amadio (1985), os testes e protocolos de medição em biomecânica são descritos à partir dos seguintes métodos biomecânicos: antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia (AMADIO, 1985).

A antropometria é área da biomecânica responsável pela análise das medidas iniciais do corpo do sujeito a ser analisado. Essas medidas podem ser obtidas por meio de fitas métricas, balanças e/ou paquímetros. As medidas antropométricas são muito utilizadas quando há a necessidade da normalização dos dados, permitindo a comparações entre sujeitos. Na cinemetria, os sistemas são orientados para as medições dos movimentos e posturas dos indivíduos analisados. Essas informações podem ser obtidas por meio de imagens, registro de trajetórias e/ou determinação da velocidade e da aceleração. Por meio da dinamometria, é possível obter informações quanto as forças de reação aos movimentos realizados e das pressões dinâmicas resultantes da interação do homem com o meio ambiente. Os sistemas usados para avaliar estas questões são: plataforma de forças, células de cargas, dinamômetros, equipamentos que avaliam deformações devidas à pressão e quaisquer outros transdutores de carga. E, por meio da análise do sinal eletromiográfico é possível realizar medidas quanto as diferenças de potenciais elétricos, de forma a analisar a atividade muscular em circunstâncias específicas (ÁVILA et al., 2002).

Este estudo tem como objetivo propor um sistema biomecânico que, por definição, são sistemas resultantes da integração de um conjunto de elementos biomecânicos organizados e orientados para um determinado objetivo mecânico (ABRANTES, 2008). Como pretende-se analisar a atividade cinemática e a muscular durante treinamento de atletas de taekwondo, viu-se a necessidade de desenvolver um sistema composto por métodos para avaliação da antropometria, cinemetria e eletromiográfico desses atletas.

Estudos realizados com os diferentes tipos de instrumentação em biomecânica podem propiciar aos seus pesquisadores, resultados que contribuem para aperfeiçoamento e ou correção do movimento. Em muitos casos, quando os gestos de atletas são aprimorados, há um

aperfeiçoamento do movimento de forma a ganhar milésimos de segundos em competições (DA SILVA, L. P. et al.).

2.2.1 Eletromiografia

2.2.1.1 Definição

Eletromiografia é o estudo a respeito da detecção e análise do sinal elétrico originado a partir das contrações musculares. O sinal eletromiográfico (EMG) é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular.

O sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através das membranas das fibras musculares que se propaga através dos tecidos até atingir a superfície de um eletrodo localizado no ambiente. Trata-se de um sinal complexo e sensível às propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, ao controle do sistema nervoso e às características da instrumentação utilizada na sua aquisição (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Um exemplo de sinal eletromiográfico é representado pela Figura 2.

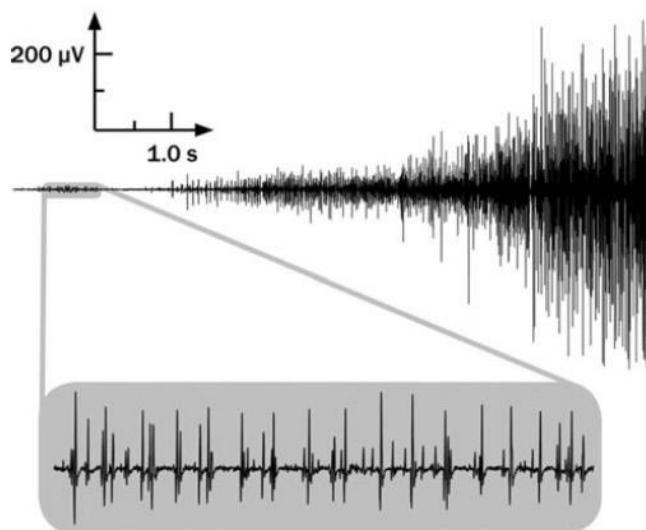


Figura 2 – Representação de um sinal eletromiográfico (WEBSTER, 1988).

A fim de melhor compreender o sinal EMG, é necessário entender alguns aspectos fundamentais da fisiologia. De acordo com Guyton e Hall (2006), as fibras musculares são inervadas por um grupo chamado unidades motoras. Quando essas unidades motoras são

ativadas, é gerado um potencial de ação denominado potencial de ação das unidades motoras (MUAPs). Essa ativação, realizada pelo sistema nervoso central, é repetida continuamente enquanto for necessário para a geração da força necessária para sustentar o movimento. Essa ativação motora contínua gera os chamados trens de potencial de ação das unidades motoras, que quando ativados simultaneamente pelas outras fibras musculares se sobrepõem e compõem o sinal EMG. Desta forma, pode-se dizer que o sinal EMG é o somatório linear dos trens de potenciais de ação das unidades motoras (GUYTON; HALL, 2006).

A eletromiografia é uma ferramenta importante para a análise dos movimentos de uma maneira geral, podendo oferecer informações relevantes quanto o tempo de ativação muscular envolvido no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.2.2 Fadiga

A definição de fadiga é complexa, não é única e muitas vezes pode apresentar controvérsias ((MERLETTI; PARKER, 2004). Contudo, uma forma de compreende-la é abordar as definições possíveis para a abordagem e o ponto de vista adotado. Na linguagem comum, a fadiga pode ser descrita como um sentimento ou sensação de fraqueza ou dores musculares ou uma diminuição de performance. Em uma outra abordagem, a fadiga é definida como um processo que ocorre ao longo do tempo e é capaz de mudar progressivamente as características do material, ou o mecanismo, sem alterações evidentes de desempenho até o momento (ou ponto) de deformação ou de ruptura. Esta definição pode ser adaptada ao músculo, pois o processo é análogo, porém, reversível (MERLETTI; PARKER, 2004).

Sob o ponto de vista fisiológico, a fadiga muscular é considerada como uma falha em manter um nível desejado de rendimento ou trabalho durante uma atividade muscular repetitiva ou sustentada (GONÇALVES, 2006). O ponto em que a contração muscular não pode ser mantida, também chamado de ponto de falha, tem sido designado como o ponto limiar de fadiga muscular. Entretanto, este limiar é sensível a fatores psicológicos e fisiológicos, o que dificulta determinar com precisão suas causas. A fadiga muscular possui sua etiologia multifatorial e sua origem e extensão depende da especificidade do exercício, do tipo de fibra muscular e do nível de aptidão física (MACHADO, SUSANE MOREIRA; MORCIANI; GONZAGA).

No estudo da biomecânica esportiva, muitas vezes é desejável ter meios para identificar a fadiga dos músculos que estão envolvidos na execução de uma tarefa (livro biomecânica), afim de avaliar o rendimento de atletas.

A fadiga é de difícil quantificação ou medição, no entanto, várias abordagens relatam que é possível detectar a fadiga por meio da análise do sinal eletromiográfico de superfície.

A modificação da propriedade espectral do sinal EMG, detectado durante uma contração sustentada, é acompanhada da alteração na assimetria de sua forma (DE LUCA, CARLO J., 1997), de acordo com a Figura 3.

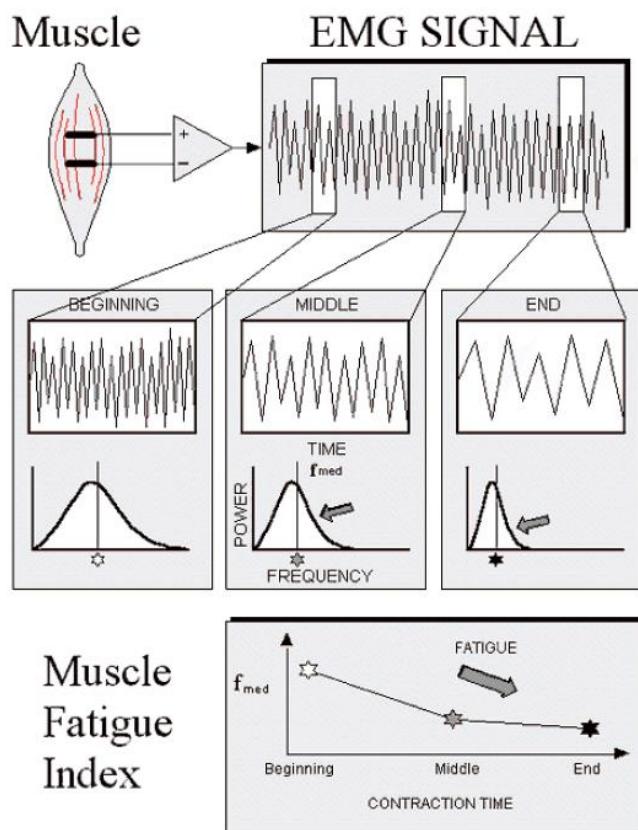


Figura 3 – Representação das modificações percebidas na forma do sinal EMG no domínio do tempo e no domínio da frequência (DE LUCA, C. J., 1997).

A fadiga muscular, por meio do espectro do sinal EMG, pode ser avaliada e de acordo com o comportamento da frequência média e da frequência mediana (DE LUCA, C. J., 1997). Essas duas variáveis apresentam uma redução ao longo do tempo que ocorre,

predominantemente, pela diminuição da velocidade de condução do potencial de ação, em consequência do aumento das concentrações de lactato no sangue (ASCENSÃO et al., 2003).

Uma das formas de induzir a fadiga mais difundidas na literatura é por meio da contração muscular isométrica, que ocorre quando um músculo se contrai sem mudança apreciável no seu comprimento ou sem movimento articular visível. Embora não seja realizado o movimento angular, uma grande quantidade de tensão e rendimento de força é produzida pelo músculo (DE LUCA, C. J., 1997).

Neste estudo, o sinal EMG aquisicionado a partir de contrações dinâmicas será analisado e as características obtidas serão avaliadas a fim de reconhecer o mesmo comportamento relatado na literatura.

2.2.2.1.1 Lactato

O exercício de alta intensidade é responsável por ocasionar uma maior utilização energética, provocando consideráveis perturbações metabólicas no tecido muscular, resultando no acúmulo de produtos do metabolismo que podem contribuir para a perda da força muscular (HARGREAVES; MCCONELL; PROIETTO, 1995).

Durante a atividade física, o músculo esquelético e o tecido sanguíneo experimentam mudanças tanto na concentração de lactato quanto na variação do pH, ocasionados pela produção de ácido láctico em um processo conhecido como acidose láctica (HAGBERG, 1985).

A rápida quebra de glicose e glicogênio no músculo durante o exercício de alta intensidade leva a um aumento na produção de lactato, entretanto, este íon parece não exercer qualquer função negativa significante na capacidade de geração de força pelo músculo esquelético (BANGSBO et al., 1990). No entanto, a elevada acidose provocada pela alta taxa de hidrolises de ATP é a principal responsável por prejudicar o processo de excitação e contração muscular e, consequentemente, interferir na produção de força nos miofilamentos. Acredita-se que esse fato pode estar associado com a inibição dos sítios de ligação de cálcio da troponina, impedindo a interação actina-miosina, contribuindo assim para que o músculo atinja o estado de fadiga.

Contudo, o lactato é uma substância produzida naturalmente pelo corpo humano e que pode ser utilizada como um marcador bioquímico da fadiga muscular, umas vez que está

acompanhado de demais produtos metabólicos que podem provocar a redução da capacidade de gerar força muscular.

Atualmente, a dosagem do lactato sanguíneo tem sido utilizada para mensurar a intensidade do treinamento, para monitorar e verificar a respostas a testes específicos, tornando-se especialmente importante para os esportes de alto rendimento e em práticas clínicas, quebrando um importante paradigma para o mundo do esporte e ciência, no qual o lactato era visto como algo negativo para o desempenho do atleta (JACOBS, 1986).

2.2.3 Cinemetria

A cinemetria é uma área de estudo da biomecânica que tem como objetivo analisar variáveis cinemáticas para a descrição de posições e de movimentos.

O interesse pelo estudo do movimento tem seu início desde a Grécia Antiga, quando Aristóteles e Arquimedes analisavam o movimento sob uma perspectiva geométrica. Leonardo da Vinci também se interessou pelo estudo do movimento, de maneira que, utilizando seus conhecimentos anatômicos, chegou a ilustrar alguns princípios mecânicos da locomoção humana.

Com os avanços da física, destacaram-se os trabalhos desenvolvidos por Giovanni Borelli, conhecido atualmente como o pai da biomecânica. Em suas análises de movimento, esse pesquisador tentou estabelecer uma relação entre a força muscular e o ângulo de aplicação, baseando-se em princípios matemáticos e geométricos.

No entanto, Eadweard Muybridge foi um dos primeiros cientistas a desenvolver uma técnica capaz de realizar o registro do movimento e quantificar seus padrões (MUNDERMAN, 2006). Sua técnica ficou conhecida como fotogrametria, que teve como objetivo extrair informações métricas a partir de imagens.

Neste contexto Levens, Inman e Blosser (1948) desenvolveram uma técnica de captura de movimento também baseada em imagens. Nesta técnica, eram utilizados uma espécie de pinos para demarcar pontos anatômicos específicos dos sujeitos de pesquisa. Estes pinos eram registrados por três câmeras posicionadas de forma a obter imagens de três planos diferentes. A grande desvantagem da técnica adotada é o fato dos pinos causarem dor e desconforto para os sujeitos de pesquisa (LEVENS; INMAN; BLOSSER, 1948).

Na década de 1960, Mary Pat Murray desenvolveu uma nova técnica para a análise de movimento baseada no registro visual de uma câmera de vídeo. Essa técnica era caracterizada pela fixação de fitas reflexivas, denominadas marcadores, em pontos anatômicos específicos do sujeito de pesquisa, e a utilização de condições especiais de iluminação para que essas fitas se destacassem nas imagens geradas (MURRAY; DROUGHT; KORY, 1964). O trabalho de Murray foi muito importante para o estudo do movimento, pois deu origem às técnicas utilizadas atualmente.

Com a evolução da tecnologia e o uso de computadores nos sistemas de captura de movimento, colaborou com um grande avanço no campo da cinemetria. A partir desse momento, além da evolução dos sistemas de captura, houve uma redução no tempo de processamento e facilitou-se o armazenamento de dados.

Atualmente o movimento humano pode ser avaliado por meio de diversas técnicas. Entre elas se destacam a estereoradiografia (VALSTAR et al., 2005); a fixação de pinos aos ossos (LEARDINI et al., 2005); a fluoroscopia (KATADA et al., 1996); ou a fixação de sensores à pele (MANAL et al., 2000). Os três primeiros permitem obter a medição direta do movimento. No entanto, eles são invasivos ou expõem o sujeito à radiação ionizante. Já a técnica que emprega a fixação de sensores ou dispositivos à pele não são invasivos e tem sido utilizado em análises cinematográficas.

Entre as técnicas que envolvem a fixação de sensores na pele, se destacam aquelas que apresentam características eletromagnéticas, optoeletrônicas, eletromecânicas e acústicas (PINHEIRO, 2008).

Para a análise do movimento durante o treinamento de atletas de taekwondo optou-se pela utilização do sistema de câmeras de infravermelho Optitrack comercializado pela Natural Point. A aquisição e o processamento dos dados foram realizados por meio do software Arena.

A tecnologia utilizada no sistema é a optoeletrônica, a mais utilizada e difundida atualmente. Esta tecnologia é caracterizada por utilizar marcadores para representar o movimento do corpo no qual estão fixados. A função básica deste sistema é identificar os marcadores e reconstruir suas coordenadas tridimensionalmente, permitindo uma análise cinematográfica sob diversos ângulos.

2.3 TRABALHOS REALIZADOS NA ÁREA

Observando estudos anteriores, constatou-se que poucos trabalhos científicos foram realizados na área, ou seja, poucos trabalhos avaliaram parâmetros cinemáticos e características de sinais eletromiográficos em atletas de taekwondo.

Da Silva (2009) descreveu o padrão de ativação muscular em atletas de taekwondo por meio da eletromiografia de músculos do membro inferior dominante e músculos posteriores da coluna vertebral. Também analisou parâmetros cinemáticos da articulação do joelho e da extremidade usada para executar o chute. Para isso, foi utilizado um eletromiógrafo comum, um eletrogoniômetro, um acelerômetro e um *footswitch* acoplado a um saco de pancadas. Foram avaliados 13 atletas de elite de taekwondo que realizaram 20 chutes sobre um saco de pancadas. E obteve como resultado que todos os músculos estudados foram ativados antes do movimento da articulação do joelho, com exceção ao músculo vasto medial; os músculos tibial anterior e gastrocnêmico lateral foram recrutados em fase; os músculos eretores da espinha esquerdo e direito apresentaram ação antecipatória no movimento estudado; a articulação do joelho não atingiu sua completa extensão quando o pé acertou o alvo; e, antes de atingir o alvo, ocorreram dois picos de aceleração horizontal antes do pico de aceleração vertical que ocorreu próximo ao final da tarefa (DA SILVA, V. F., 2009).

Nien et. al. (2007) investigaram os efeitos da velocidade de movimento do chute *roundhouse* em atletas de taekwondo em duas situações: chutando um alvo o mais rápido possível e repetir a mesma tarefa sem alvo. Para o desenvolvimento dessa análise foram utilizadas câmeras de vídeo de alta velocidade de mensuração. Concluindo que a velocidade máxima articular do dedo do pé e do tornozelo com alvo foi significativamente maior do que sem alvo e que, a velocidade angular do quadril, joelho e tornozelo não foram diferentes significativamente entre as situações chutando com e sem o alvo. Sugerindo que os lutadores de elite podem adotar uma estratégia em que somente o ajuste da velocidade angular do joelho pode ser usado para alcançar a tarefa com um alvo diferente (NIEN; CHANG; TANG, 2007).

Castro (1994) comparou a atuação do músculo bíceps femoral de ambos os membros inferiores nos chutes *dolha chagui* e *tuit chagui* em 20 atletas de taekwondo, faixa preta e do gênero masculino durante a execução de três chutes para cada técnica. Para isso, foi realizada a aquisição do sinal eletromiográfico e obtenção das imagens por meio de câmeras de vídeo, cujos dados foram divididos em cinco fases. Por fim, concluiu-se que no *dolha changui* o membro de ataque não apresentou diferenças significativas entre as fases, o que não ocorreu com o

membro de apoio. No *tuit chagui* o bíceps femoral foi mais atuante na terceira fase do membro de ataque em relação as demais fases, além disso, apresentou níveis de potenciais de ação mais elevados que o *dolha changui* em ambos os membros (CASTRO, 1994).

Serina e Lieu (1991) determinaram o potencial de lesão de quatro chutes de taekwondo, classificados como chutes de balanço, de impulso e de rotação em um tórax não protegido. Os participantes executaram três tentativas por tipo de chute no alvo de poliuretano e em seguida quebraram uma placa de pinho. Um sistema de aquisição de imagens foi utilizado para registrar variáveis cinemáticas. Os autores concluíram que os chutes de balanço são mais rápidos e têm um grande potencial de dano aos tecidos moles e, os chutes de impulso geram grande compressão torácica, o que determina um maior potencial para lesões esqueléticas se comparado aos chutes de balanço, enquanto os chutes com rotação prévia possuem maior potencial de lesão torácica nos tecidos moles e esqueléticos (SERINA; LIEU, 1991).

CAPÍTULO 3

3 METODOLOGIA

De forma a otimizar a exposição das informações, a metodologia foi dividida em três subitens: Sistema Biomecânico, Validação do Sistema e Processamento de Dados. No primeiro subitem foram expostas as informações à respeito de cada elemento que compõem o sistema proposto por esse trabalho; no segundo subitem foram relatados os procedimentos adotados e o protocolo utilizado para a validação do sistema; e por fim, no terceiro subitem foram inseridas informações quanto ao processamento dos dados coletados.

3.1 SISTEMA BIOMECÂNICO

O sistema biomecânico proposto consiste numa associação de alguns sistemas já utilizados na biomecânica esportiva como: captura de movimento, eletromiografia e coleta de lactato. No entanto poucos estudos, utilizaram esses sistemas da mesma forma e com a mesma abordagem que o proposto por esse trabalho.

Todos os componentes que consistem o sistema biomecânico serão relatados nas próximas seções de forma separada, como forma de melhor dispor os dados presentes neste trabalho.

O diagrama de blocos representado na Figura 4, define o conjunto de sistemas que compõem o sistema biomecânico proposto e, para cada um deles é demonstrado os elementos que o compõem.

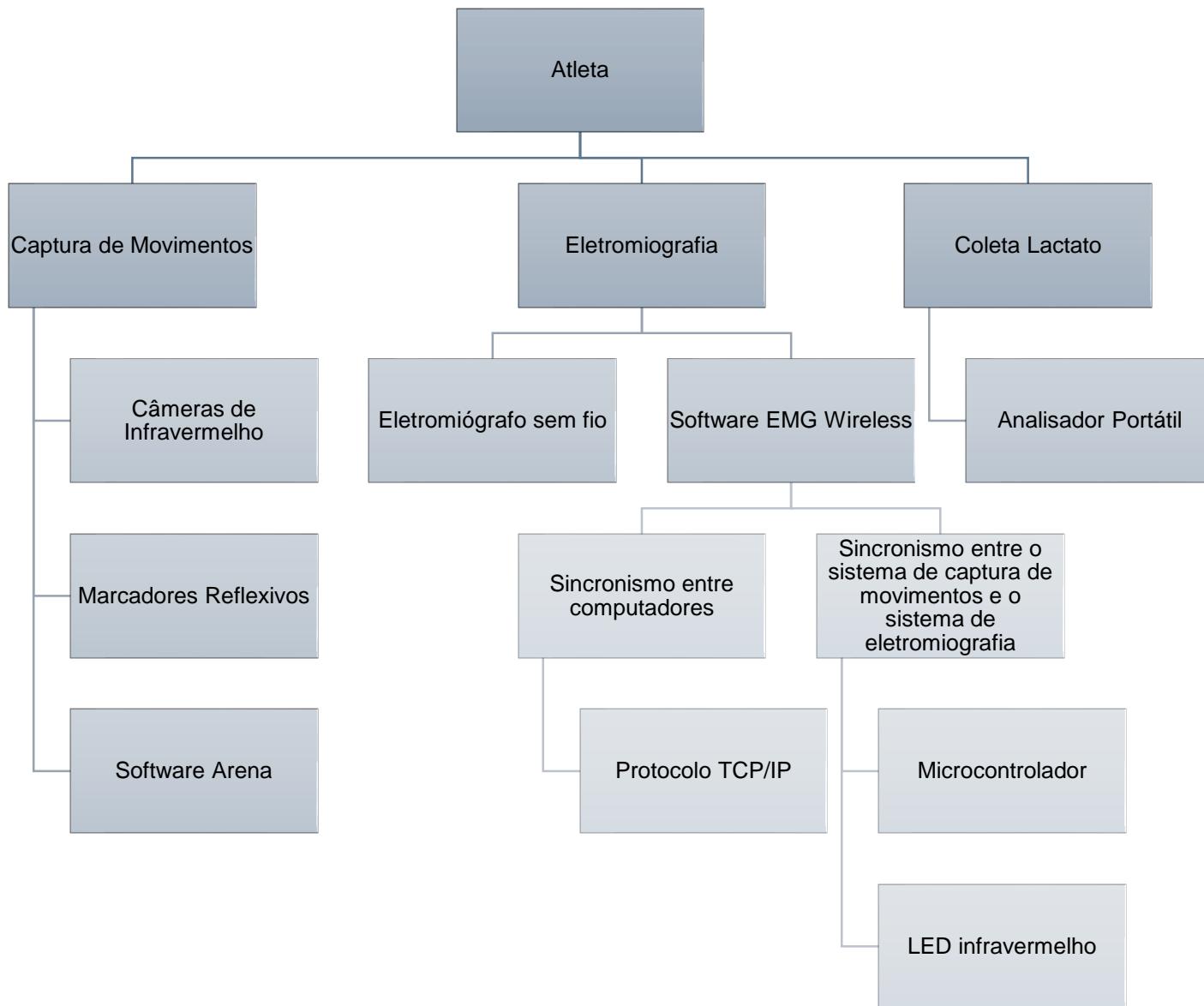


Figura 4 - Diagrama de blocos do sistema biomecânico proposto.

3.1.1 Eletromiografia

3.1.1.1 Instrumentação

Como o objetivo deste trabalho é analisar a atividade muscular durante o treinamento de atletas de elite, optou-se pela utilização de sistemas de eletromiografia sem fio, como forma de permitirem o livre movimento dos lutadores durante a coleta e diminuir artefatos devido deslocamento de cabos.

Para isso, foi utilizado o sistema de eletromiografia sem fio da marca Shimmer que é capaz de registrar a atividade elétrica associada a contrações do músculo esquelético de forma não invasiva utilizando tecnologia Bluetooth.

O sistema de EMG da marca Shimmer trata-se de um kit composto por três pequenos módulos que possuem tecnologia adequada para aplicações portáteis. Esses módulos apresentam baixo consumo de energia e grande capacidade de comunicação e armazenamento, permitindo a coleta de dados a longo prazo e monitoramento em tempo real.

Cada kit de eletromiografia sem fio é composto por três módulos de aquisição de sinal; 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 os firmwares; e fitas de contato para a fixação dos módulos sobre o corpo do sujeito analisado.

Cada módulo representa um canal de aquisição, isto é, cada módulo é responsável por obter informações quanto a atividade elétrica de um único músculo. Além disso, cada um desses módulos apresenta um sistema de condicionamento do sinal que é representado pela Figura 5.

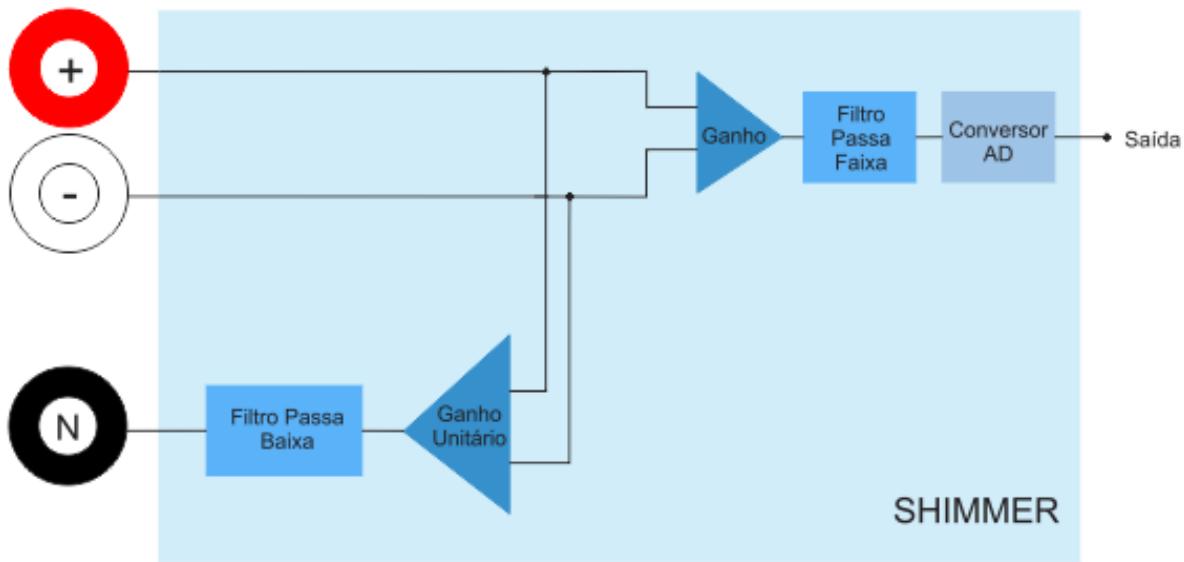


Figura 5 – Diagrama de blocos representativo do Sistema de condicionamento do sinal EMG.

Por meio da Figura 5 é possível observar que cada placa do modulo de aquisição EMG se conecta a três eletrodos, sendo um positivo, um negativo e um neutro, também chamado de referência.

A razão para a utilização de três eletrodos é que a amplitude do sinal de EMG é, tipicamente, muito pequena em relação ao ruído do ambiente ao redor, como as interferências causadas rede elétrica, por exemplo. Entretanto, o ruído do ambiente é comum à todos os eletrodos, enquanto que o sinal elétrico depende do seu posicionamento. Assim, como forma de eliminar os ruídos do ambiente, um sinal é subtraído a partir de um outro e o componente comum (o ruído indesejado) será cancelado pela subtração, enquanto que os sinais elétricos locais (EMG) permanecerão. Esse processo de subtração de ruídos recebe o nome de Rejeição em Modo Comum.

Após a eliminação do ruído ambiente, o sinal EMG é amplificado, de forma a facilitar o seu processamento. O sistema de condicionamento amplifica o sinal coletado utilizando um ganho de 682. Contudo, antes da digitalização do sinal, ele é filtrado por meio de um filtro analógico passa faixa ativo com frequência de corte em uma faixa de 5 a 482 Hz.

A conversão analógica-digital é responsável por converter o sinal analógico de entrada em digital. Para isso, é utilizado um conversor analógico-digital (AD) de 12 bits que atribui valores entre 0 e 4095 para cada amostra do sinal convertido.

Um fator importante para a aquisição do sinal eletromiográfico é a frequência de amostragem utilizada. A frequência, ou também chamada de taxa de amostragem, representa a quantidade de amostras de um sinal analógico coletadas em uma determinada unidade de tempo.

O fabricante recomenda a aquisição dos dados a uma taxa de amostragem de 512Hz. Contudo, o sinal de EMG apresenta frequências entre aproximadamente 20 e 400 Hz (SENIAM), e, segundo o teorema de Nyquist, para uma correta construção do sinal EMG deve-se usar uma frequência de amostragem de no mínimo o dobro da frequência do sinal (SEMMLOW, 2005). Desta forma, neste estudo, optou-se utilizar uma frequência de amostragem de 1kHz.

As especificações técnicas de cada módulo de eletromiografia são expostas na Tabela1.

Tabela 1 - Especificações técnicas fornecidas pelo fabricante dos dispositivos de eletromiografia sem fio.

Especificações Técnicas	
Corrente consumida	180µA
Ganho	682
Sinal máximo	4,4mV
Frequência de sinal	5 – 482Hz
Conexões	Entrada(+), entrada(-) e referência
Terra	Wilson
Proteção de Entrada	ESD, filtragem RF/EMI e limitação de corrente
Dimensões	53mm x 32mm x 23mm
Peso	32g
Processamento	Micro controlador MSP 430 (8MHz, 16bits)
Comunicação	Bluetooth ou rádio 802.15.4
Memória	MicroSD integrado 2GB
Bateria	Li-íon 450mAh recarregável
Acelerômetro	MMA7361

Para a realização de uma coleta de sinal EMG com alta qualidade, o fabricante do dispositivo faz uma série de recomendações quanto ao posicionamento dos eletrodos.

A fim de se obter um bom contato do eletrodo com a pele recomenda-se que a pele higienizada com álcool ou tricomizada a fim de remover quaisquer partículas que possam causar ruídos no sinal. Outra recomendação é evitar o posicionamento dos eletrodos sobre as interseção

dos tendões ou sobre os pontos motores dos músculos analisados, como forma de se obter um sinal eletromiográfico livres de ruídos ou quaisquer tipos de interferências.

Além disso, recomenda-se que os eletrodos positivos e negativos sejam colocados em paralelo com as fibras do músculo avaliado, procurando sempre fixá-los sobre a região central do mesmo. Já o eletrodo de referência deve ser colocado em um ponto eletricamente neutro do corpo, tão longe quanto possível do músculo que está sendo medido, dando preferência às proeminências ósseas, tais como cotovelo e calcanhar.

E, por fim, recomenda-se a utilização de eletrodos descartáveis de no máximo 1 cm de diâmetro, fabricados em prata ou cloreto de prata, e a fixação destes a uma distância de no máximo 2 cm entre o centro dos eletrodos negativo e positivo.

Na Figura 6 é possível visualizar um módulo de aquisição de sinal EMG e o posicionamento do mesmo sobre o membro inferior do sujeito a ser analisado.

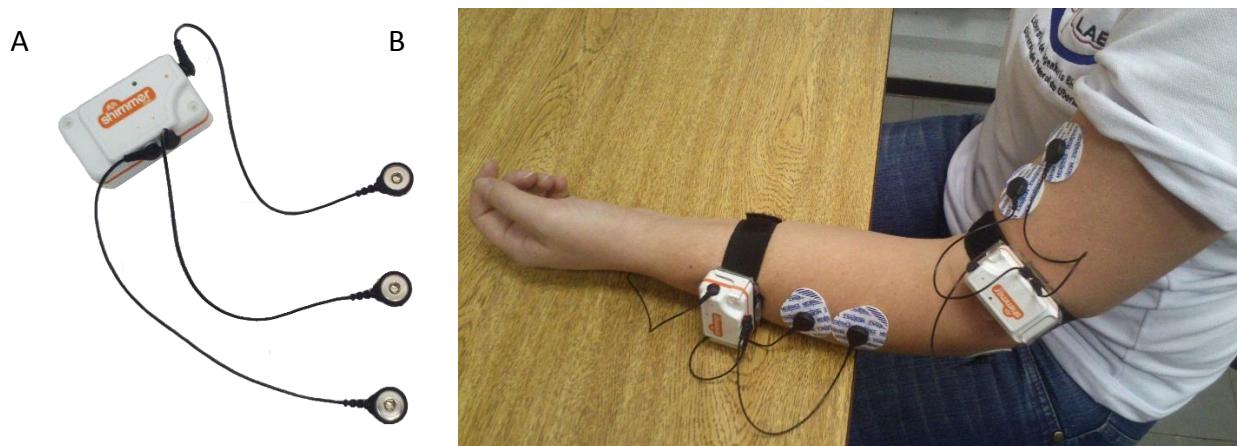


Figura 6 - A) Dispositivo de eletromiografia sem fio da marca Shimmer, utilizado nesta pesquisa; B) Posicionamento dos eletrodos e fixação dos dispositivos de eletromiografia.

O Shimmer é uma plataforma aberta flexível desenvolvida exclusivamente para o desenvolvimentos de pesquisas utilizando coleta de dados sem fio.

As bibliotecas e programas fornecidos pelo fabricante permitem que o usuário desenvolva softwares ou aplicativos específicos, contribuindo para a evolução dos estudos nessa área.

Este sistema de eletromiografia sem fio pode contribuir muito com a análise da biomecânica do movimento humano, podendo ser utilizado não só para avaliação de atletas de taekwondo, como também para outros tipos de estudo que envolvem a análise de movimento ou análise postural.

3.1.1.1.1 Bluetooth

Toda a transferência de dados do eletromiógrafo sem fio é realizada via *Bluetooth*, que trata-se de um padrão de comunicação sem fio de curto alcance, baixo custo e baixo consumo de energia que utiliza tecnologia de rádio. Sua especificação é aberta e está publicamente disponível.

A arquitetura *Bluetooth* consiste basicamente de dois componentes: um *transceiver* (hardware) e uma pilha de protocolos (software). Esta arquitetura oferece serviços e funcionalidades básicas que tornam possível a conexão de dispositivos e a troca de uma variedade de tipos de dados entre estes dispositivos.

A frequência utilizada por dispositivos *Bluetooth* opera em uma faixa de rádio não licenciada entre 2.4 GHz e 2.485GHz. O sistema emprega um mecanismo denominado *frequency hopping*, que “salta” constantemente de frequência para combater interferência e enfraquecimento do sinal.

A transmissão de dados é feita por meio de um *piconet*, que é uma rede sem fio local criada por meio de conexões *Bluetooth*. Cada *piconet* é um conjunto de até oito dispositivos, sendo um dispositivo designado como mestre e os demais como escravos.

Outra característica marcante do *Bluetooth* é a segurança. Através de mecanismos como *frequency hopping*, autenticação de códigos PIN (*Personal Identification Number*) e criptografia garante-se comunicação segura e livre de interferências entre dispositivos *Bluetooth*.

Contudo, por meio de uma pilha de protocolos bem definida e de um conjunto mínimo de componentes de hardware, dispositivos *Bluetooth* têm ganhado uma parcela significativa do mercado wireless (DE SIQUEIRA).

3.1.1.2 Software de Eletromiografia

Para a coleta do sinal EMG foi utilizado um sistema de eletromiografia sem fio da marca Shimmer. Cada kit do sistema é composto por três módulos de condicionamento e transmissão do sinal EMG (hardware) via *Bluetooth*; duas plataformas para a gravação do firmware; nove fios de conexão dos eletrodos; e um pen drive com os firmwares e drives necessários para o seu funcionamento correto.

O sistema também oferece bibliotecas necessárias para o desenvolvimento de software utilizando plataforma LabView ou linguagem de programação C#. Além disso, foi disponibilizado pelo fabricante versões do software em C# e em LabView, sendo todas as versões softwares simples, comuns para todos os tipos de sensores, e de caráter demonstrativo.

Como os softwares fornecidos pela Shimmer, não apresentava muitas das ferramentas e características consideradas necessárias para esse projeto. Optou-se pelo desenvolvimento de um novo software para a conexão, aquisição, processamento e plotagem do sinal. Para o desenvolvimento do software, optou-se pela utilização da linguagem C# e a Plataforma Microsoft Visual Studio Express, devido a maior confiabilidade e a disposição de ferramentas gratuitas para a construção de programas nessa linguagem. A Figura 7, ilustra o software desenvolvido em C# fornecido pela Shimmer.

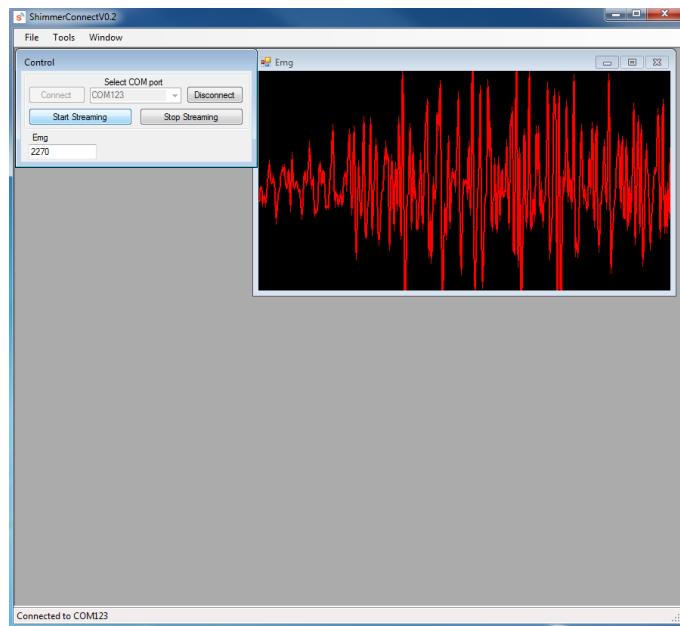


Figura 7 – Software em C# fornecido pelo fabricante do Sistema de eletromiografia sem fio.

O software em C# fornecido pelo fabricante, o ShimmerConnect, permite a conexão de apenas um módulo de cada vez, apresentando apenas um canal de aquisição do sinal de EMG, e obtendo informações quanto a atividade muscular de apenas um músculo. Como para este projeto eram necessários no mínimo quatro canais de eletromiografia, para analisar quatro músculos diferentes, o novo software desenvolvido, denominado EMG Wireless, tem como principal objetivo conectar mais de um módulo simultaneamente.

Utilizando as bibliotecas fornecidas pela Shimmer, esse novo software é capaz de realizar a identificação das portas *Bluetooth* de cada módulo como se fossem portas seriais. Para isso, o usuário deve adicionar cada um dos módulos em seu computador. Como cada dispositivo recebe uma identificação, o usuário pode escolher os módulos que se quer conectar.

No EMG Wireless, é possível marcar mais de uma porta serial para ser conectada. Cada porta serial é responsável por receber pacotes de dados via *Bluetooth* do módulo cuja conexão foi estabelecida.

Além da conexão de apenas um módulo o uso do ShimmerConnect apresenta algumas desvantagens, como dificuldade de visualização dos dados em tempo real e a obtenção desses em valores de bits.

A deficiência do ShimmerConnect quanto a visualização em tempo real dos dados é devido a um atraso na exibição dos dados, que são exibidos sob a forma de gráficos e de números em um caixa de texto. Além disso, a ferramenta utilizada para a plotagem dos dados em um gráfico não oferece nenhum tipo de escala e suas dimensões não são ajustáveis de acordo com a amplitude do sinal.

O problema, deve-se a utilização de uma ferramenta de plotagem de gráficos inadequada para o tipo de programa, como também a forma com que eles são inseridos na fila de dados.

Como uma forma de otimizar e minimizar os problemas gerados quanto a exibição dos dados, no software desenvolvido, EMG Wireless, foram substituídas as ferramentas de plotagem de gráficos por ferramentas presentes na biblioteca *zedgraph*, que possibilitam a utilização de uma escala específica ou dinâmica de acordo com a amplitude do sinal.

Além disso, foi feito um novo código para o enfileiramento e armazenamento dos dados utilizando buffer circular, que é uma área na memória destinada ao armazenamento de dados de entrada. Por meio desse buffer, o conteúdo é escrito e lido de maneira circular, isso porque

quando o buffer se encontra cheio, os novos dados são escritos a partir do início da memória, substituindo os dados antigos.

Outra desvantagem do uso do software original é o fato de que o sinal EMG aquisicionado pelo ShimmerConnect é dado em bits, dificultando a interpretação dos mesmos. Como a unidade padrão de um sinal eletromiográfico é em milivolts, foi realizada a transformação de bits para milivolts por meio das seguintes equações (SHIMMER, 2013):

$$(AD_{saída} - AD_{offset}) \cdot AD_{sensibilidade} = Tensão_{EMG} \cdot Ganho \quad [1]$$

$$Tensão_{EMG} = \frac{((AD_{saída} - AD_{offset}) \cdot AD_{sensibilidade})}{Ganho} \quad [2]$$

$$AD_{sensibilidade} = \frac{V_{ref}}{AD_{max}} = \frac{3000mV}{4095} \quad [3]$$

Dada a sensibilidade e o sinal de saída do conversor AD, para calcular o sinal EMG em milivolts basta inserir o valor do ganho e o valor do offset do sinal.

O fabricante do sistema fornece um valor aproximado do ganho e do offset do sinal, 640 e 2060 respectivamente. No entanto, esses valores podem ser calculados a fim de se obter uma maior precisão.

No software desenvolvido, embora a conversão do sinal em bits para milivolts seja realizada utilizando a Equação 2 de acordo com os valores de ganho e offset fornecidos pelo fabricante do sistema, foi desenvolvida uma ferramenta capaz de calcular e retirar o offset de uma forma mais precisa. A principal vantagem dessa ferramenta é obter o valor preciso do offset do sinal aquisicionado, eliminando qualquer tipo de erro que possa ser encontrado com o uso de um valor de offset padrão.

Para a determinação do valor de offset, inicialmente é realizada uma coleta de dez segundos com as extremidades dos eletrodos são unidas. Encerrada a coleta, o offset do sinal é obtido pelo cálculo do valor médio do sinal aquisicionado, e, por fim, esse valor médio é subtraído do valor de amplitude do sinal eletromiográfico coletado, visando eliminar, com maior precisão, o offset do sinal. Na Figura 8 é possível visualizar a interface do software desenvolvido.

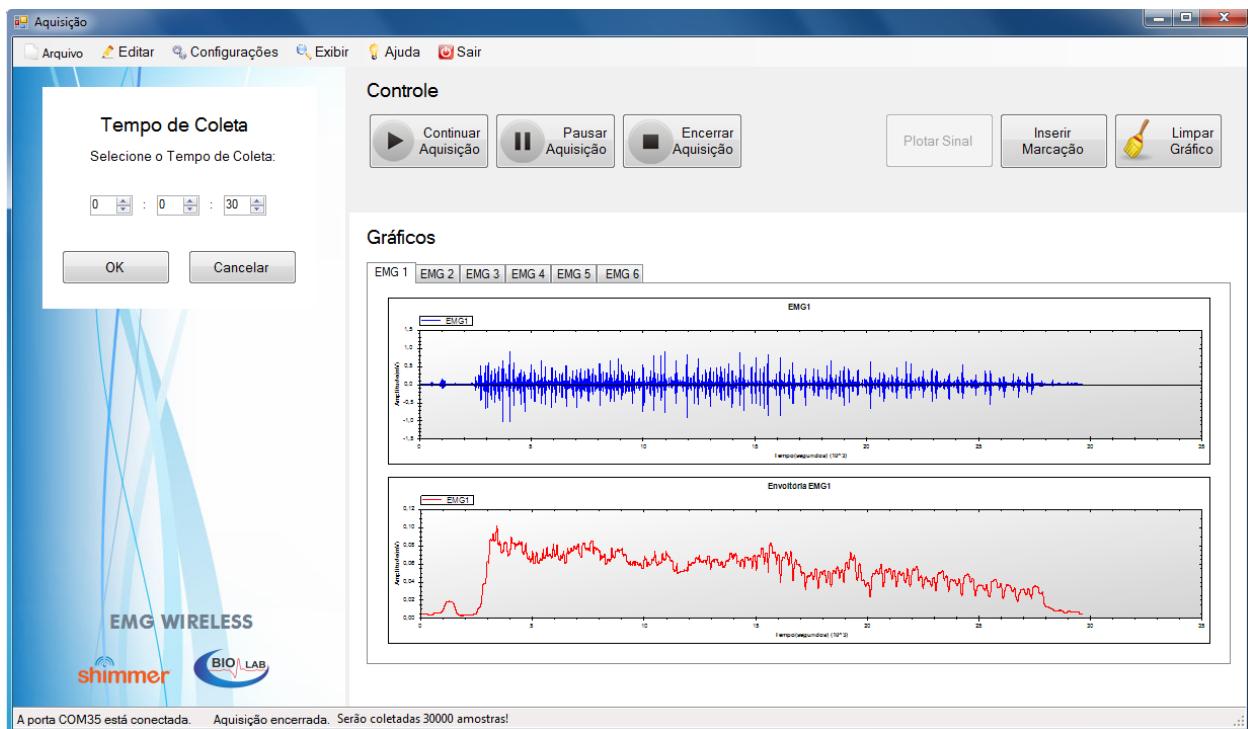


Figura 8 – Interface do software desenvolvido para a coleta de sinais eletromiográficos via Bluetooth.

O software final, EMG Wireless, além de suprir as necessidades já relatadas anteriormente, possui uma série de ferramentas novas, capazes de auxiliar a coleta, processamento e análise dos dados eletromiográficos.

Entre as ferramentas de processamento, se destacam aquelas responsáveis pela transformação dos dados, como: FFT, envoltória e RMS.

A FFT, Transformada Rápida de Fourier, é responsável pela transformação do sinal que se encontra no domínio do tempo em um sinal no domínio da frequência. O EMG Wireless conta com uma ferramenta que faz esse tipo de processamento de forma “off-line” isto é, não é realizado em tempo real, os dados só são processados após o término da coleta.

A envoltória, é o processo pelo qual é representada as amplitudes do sinal de EMG bruto (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Esse processamento foi realizado utilizando média móvel. A envoltória do sinal pode ser visualizada em tempo real, simultaneamente à plotagem do sinal bruto de EMG e do seu RMS.

O RMS, *Root Mean Square*, valor quadrático médio, é uma técnica muito utilizada para avaliar o nível de atividade do sinal EMG. Para se observar as alterações do sinal EMG em função do tempo, foi utilizado um RMS móvel obtido por meio do janelamento do sinal (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Foram utilizadas nesse processamento janelas sobrepostas com um tamanho de 100 amostras, ou, em tempo, 100ms.

Algumas ferramentas também foram desenvolvidas com o objetivo de facilitar a análise e a visualização do sinal aquisicionado, entre elas a ferramenta de visualização em tela cheia, que permite que o usuário observe a coleta de todos os canais em uma só tela. Além disso, outras ferramentas foram implementadas, como responsáveis pela determinação do tempo de coleta, salvar os dados coletados e processados, e sincronismo entre computadores utilizando a rede ou hardware externo, explicadas em outros subitens.

O diagrama de blocos apresentado na Figura 9 demonstra todas as ferramentas e funções que podem ser realizadas por meio do software EMG Wireless, além das relatadas anteriormente. O programa ainda é capaz de realizar a análise do sinal de maneira “off-line”, isto é, após a coleta de dados.

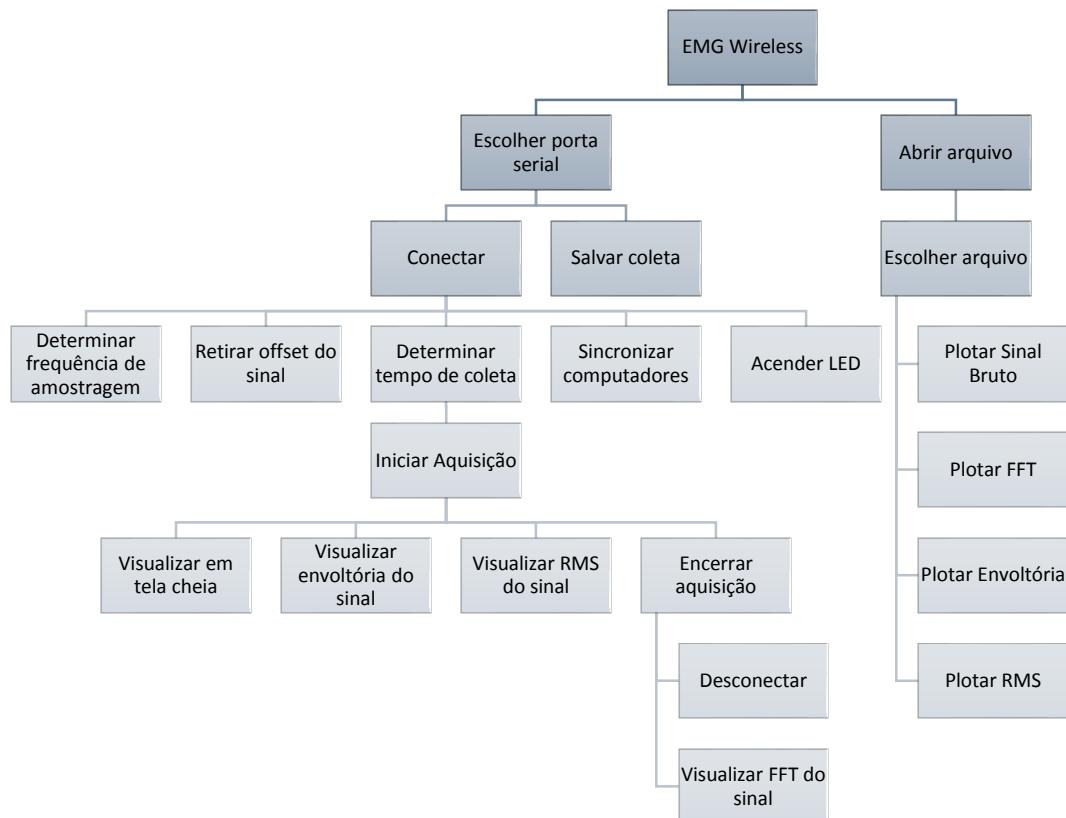


Figura 9 – Ferramentas e funções disponíveis no programa de eletromiografia desenvolvido neste trabalho.

3.1.1.2.1 Sincronismo entre computadores

Devido ao grande volume de dados trafegados em cada canal, observou-se que para coleta realizada a uma frequência de amostragem de 1kHz, apenas três canais por *Bluetooth* permitia o transporte de dados sem problemas, como perda de dados.

Como o software realiza a aquisição adequadamente conectando apenas três módulos de eletromiografia sem fio, para testes com aquisição de quatro ou mais canais, é necessário utilizar dois computadores.

No entanto, para que a coleta acontecesse de forma sincronizada, foi desenvolvida uma ferramenta de comunicação entre computadores via rede por meio do protocolo TCP/IP (*Transmission Control Protocol – Internet Protocol*). O TCP/IP representa, de certa maneira, um conjunto de regras de comunicação via rede que visa encaminhar pacotes de dados. Este modelo é composto por dois níveis, nível de transporte (entre os quais se enquadra o protocolo TCP) e nível de rede (do protocolo IP). No nível de transporte é realizado o controle do início e término da conexão e o controle do fluxo de dados. No nível de rede é determinado o endereço de rede ao sistema por meio do número de identificação (IP), além de ser realizada a comunicação entre a rede e *hardwares* (HAMERSKI, 2008).

No sistema de sincronização desenvolvido, os computadores se comunicam com o servidor, e este permite a comunicação entre eles. Antes de iniciar o sincronismo entre os computadores, é definido qual será o computador principal e qual será o computador secundário. O computador principal é responsável por enviar o primeiro comando ao servidor, e este enviar o comando para o computador secundário. No mesmo instante em que o servidor envia o comando ao computador secundário, é enviada uma resposta ao computador primário, no caso, com o mesmo comando.

O computador secundário, caso receba do servidor um comando específico, envia um outro comando como resposta. O servidor, ao receber este, o envia para o computador principal e uma resposta ao computador secundário. A partir desse instante os computadores estão sincronizados e é iniciada a coleta de dados.

O diagrama presente na Figura 10, demonstra a comunicação dos computadores primário e secundário com o servidor. E a comunicação via *Bluetooth* dos módulos de eletromiografia com os computadores primário e secundário.

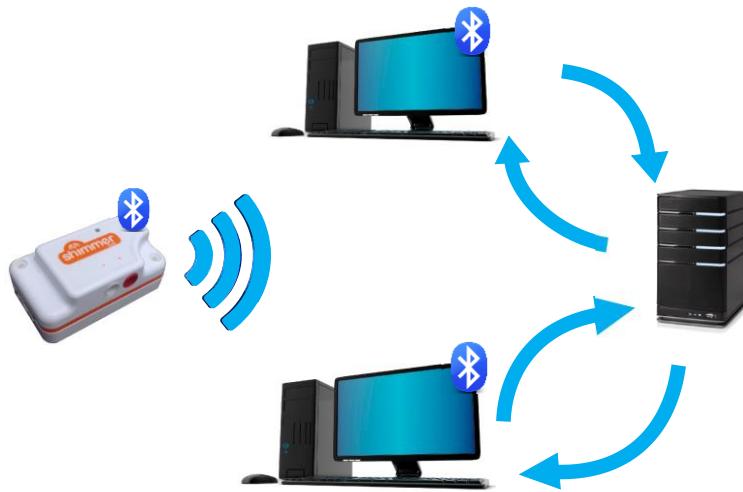


Figura 10 – Representação do sincronismo realizado entre os computadores e da comunicação destes com o dispositivo de eletromiografia via Bluetooth.

Para a realização do sincronismo, foi desenvolvida uma interface na qual é inserida o número do IP do servidor que se quer conectar e a frase/comando que deve ser enviada.

Ao iniciar a conexão com o servidor, uma outra janela é aberta, e nela é exibido o histórico de mensagens/comando, a mensagem/comando do último pacote e o número de clientes ativos, isto é, o número de computadores conectados com o servidor, como pode ser visualizado na Figura 11.

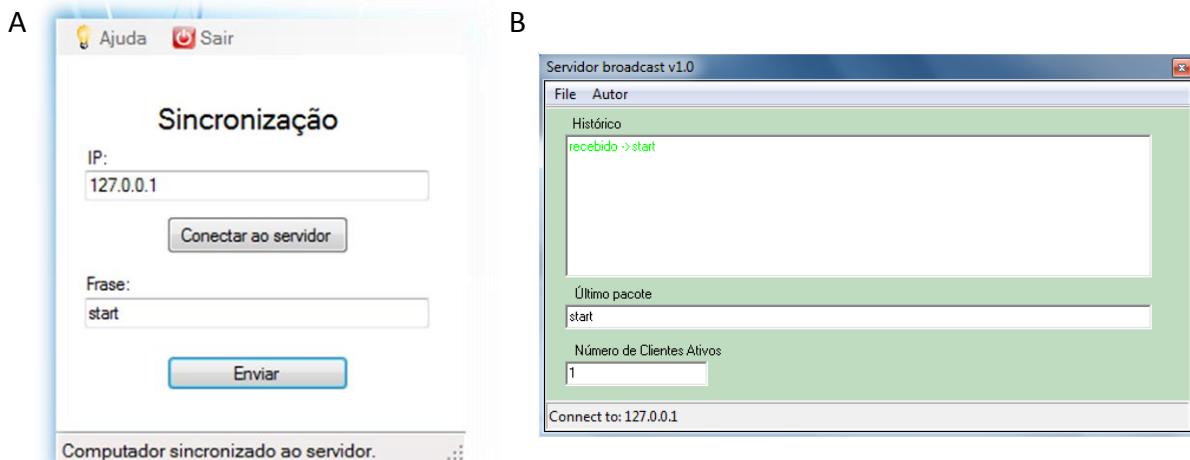


Figura 11 – A) Interface de sincronização entre os computadores; B) Interface do servidor TCP/IP.

3.1.2 Cinemetria

A cinemetria do movimento foi realizada por meio de um sistema de reconstrução de movimentos, composto por um conjunto de câmeras infravermelhas da Optitrack (Natural Point), criteriosamente posicionadas ao redor do tatame, e por marcadores reflexivos sem fio, fixados em pontos estratégicos do corpo do lutador.

O posicionamento das câmeras de infravermelho foi feito de forma a registrar o movimento dos atletas sob diferentes ângulos de vista. Por se tratar de um movimento muito rápido, em torno de 20km/h, com grandes chances de obstrução de marcadores, optou-se pelo uso de dez câmeras de infravermelho. A Figura 12 ilustra como foram dispostas as câmeras ao redor da área de coleta.

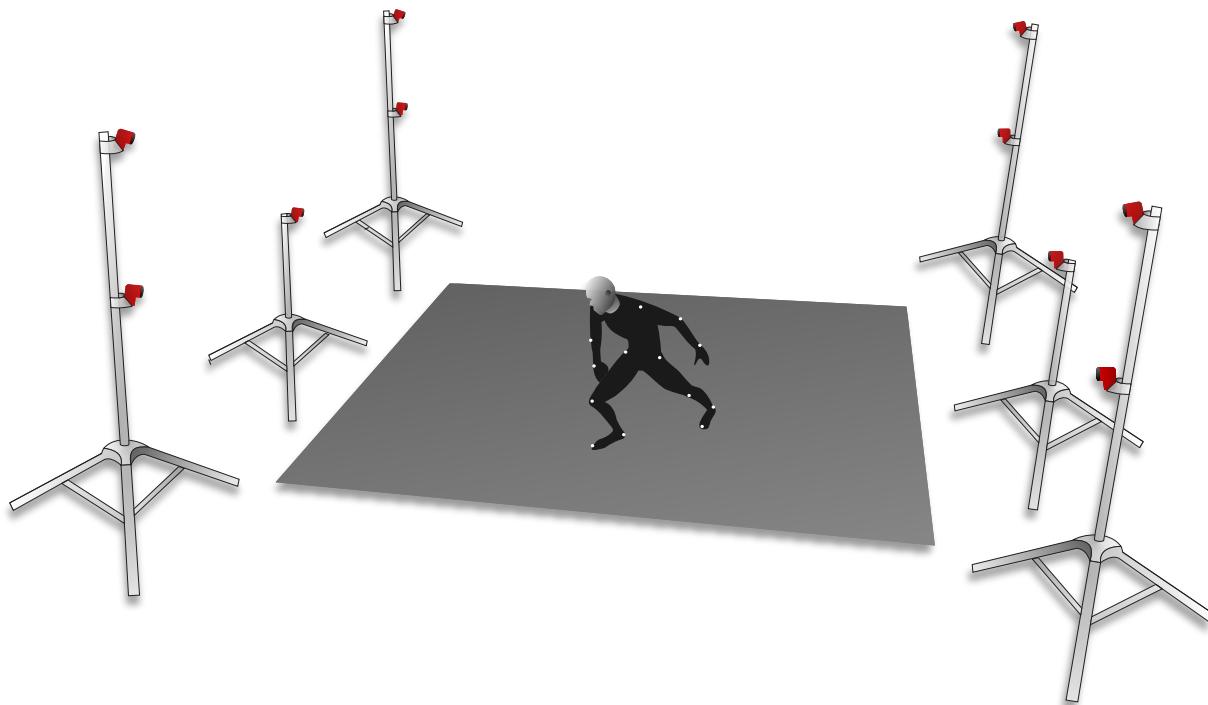


Figura 12 – Posicionamento das câmeras infravermelho ao redor do área de coleta.

Após o posicionamento das câmeras, foi realizado o posicionamento dos marcadores. Os marcadores reflexivos são compostos por esferas plásticas, de 10 mm a 16 mm de diâmetro, recobertas por fita retro reflexível. Esta fita apresenta propriedades de refletir a luz incidida sobre

sua superfície com dispersão mínima e máxima eficiência, assegurando ao marcador grande destaque na cena devido ao seu alto contraste de cor.

A fixação desses marcadores foi feita de forma assimétrica sobre uma roupa apropriada de acordo com o protocolo do sistema de captura de imagens (NATURALPOINT, 2014). Os marcadores reflexivo são posicionados de forma a não obstruir a movimentação natural do atleta.

A Figura 13 ilustra o posicionamento dos marcadores seguindo o protocolo disponibilizado pelo fabricante do sistema de câmeras.

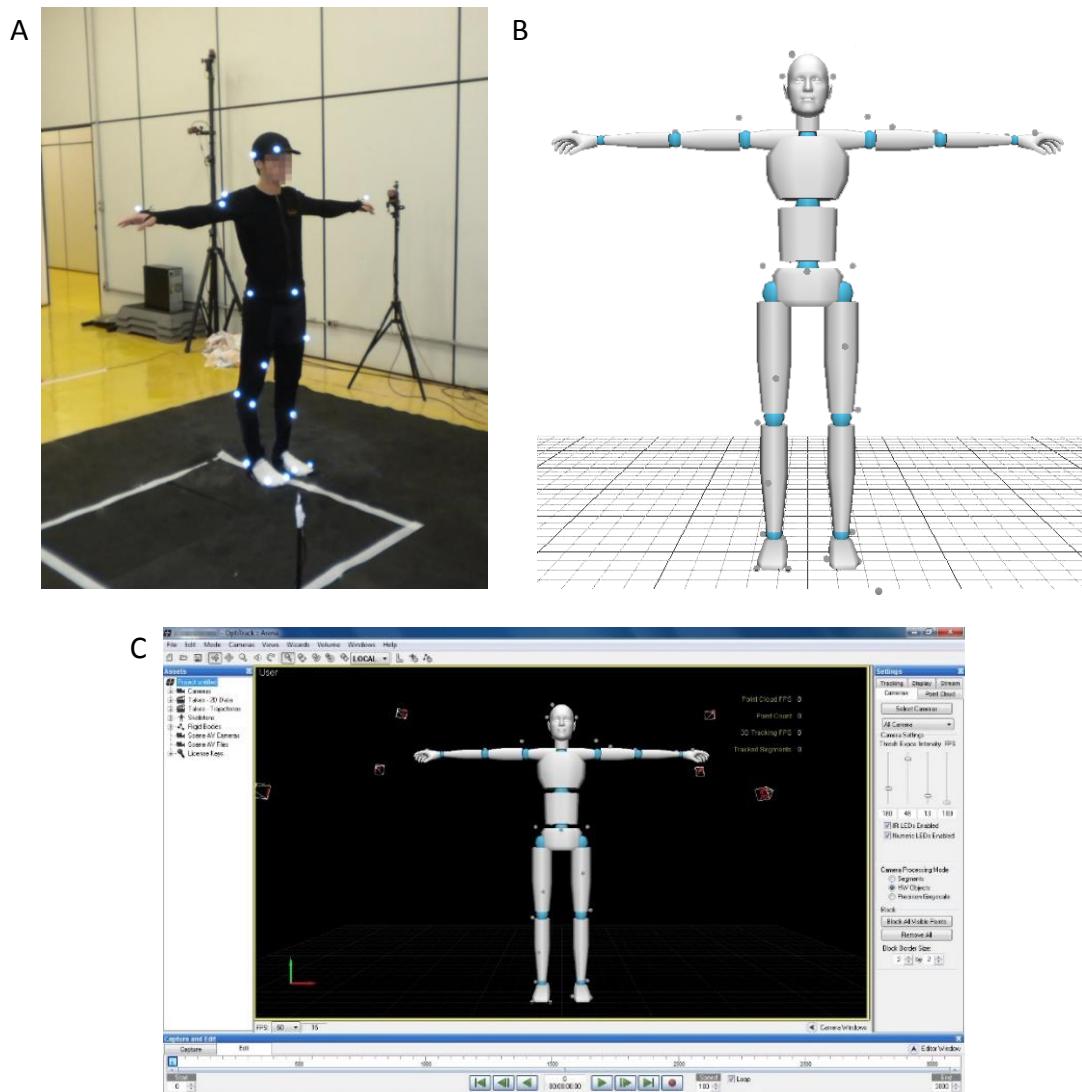


Figura 13 – A) Posicionamento do marcadores reflexivos sobre o corpo do atleta; B) Identificação dos marcadores pelo software de captura de movimento e construção do esqueleto; C) Tela do software utilizado para a captura de movimento.

A calibração das câmeras é realizada pelo próprio software Arena, e é uma das etapas mais críticas de todo o sistema, pois, devem ser retirados da área de coleta e de suas proximidades todo objeto que possa causar algum tipo de reflexão, pois esses objetos podem ser interpretados pelo software como marcadores.

Desta forma, recomenda-se que a coleta seja realizada em um local cujo o piso não reflete a luz ambiente e não apresente nas proximidades vidros, espelhos e janelas; além disso todos presentes no momento da coleta e da calibração devem evitar o uso de materiais metálicos como: brincos, pulseiras, colares, vestimentas com zíperes aparentes, rebites, entre outros.

Além disso, na fase de calibração, utilizou-se uma haste com um marcador fixado em sua ponta para fazer a varredura de toda a área onde será realizada a coleta e para que o software possa fazer o reconhecimento da mesma. E, posteriormente, determina-se o plano de coordenadas, para isso, um objeto de calibração foi posicionado na região central da área de coleta, onde serão realizados os movimentos, de forma a fornecer parâmetros de escala métrica para que o programa de computador registre as dimensões da cena.

Recomenda-se que a calibração seja pelo menos uma vez por dia de coleta, pois qualquer possível deslocamento das câmeras pode alterar todo o procedimento de calibração realizado.

Na Figura 14 é mostrado os instrumentos utilizados durante a calibração das câmeras.



Figura 14 – Instrumentos utilizados para a calibração do Sistema de captura de movimentos.

E por fim, antes de dar início as coletas, é criado o esqueleto que representará o sujeito de pesquisa no software. Para a elaboração do esqueleto pede-se para que o voluntário fique parado na região central da área de coleta e, por meio de uma ferramenta presente no Arena, é realizada a construção do esqueleto do voluntário e de demais objetos, caso necessário. Para esse trabalho, além do esqueleto do atleta, foi criado um esqueleto para o aparador, que o software denominou de corpo rígido.

3.1.2.1 Sincronismo entre os sistemas

O processo de registro dos movimentos inicia-se no momento da filmagem. No entanto, foi desenvolvido um sistema de sincronismo entre o software de eletromiografia sem fio e o início da aquisição da atividade de captura de imagens.

O sistema de sincronismo consiste na elaboração de um sistema composto por um hardware externo e uma interface de computador que compõem o conjunto de ferramentas do software de eletromiografia sem fio.

Quando o usuário aciona o acendimento do LED por meio da interface, o computador envia a informação para o microcontrolador. O microcontrolador é principal responsável pela comunicação entre o computador e o hardware externo, ou seja, é quem processa e interpreta a informação vinda do computador e fornece recursos ao hardware para que este acenda o LED infravermelho. A Figura 15 ilustra a interface responsável pelo controle do LED.



Figura 15 – Interface desenvolvida no software de eletromiografia sem fio com o objetivo de permitir o acendimento do LED pelo usuário, de forma a iniciar o sincronismo entre os sistemas.

O LED infravermelho, ao acender, é reconhecido pelo sistemas de câmeras como um novo marcador e passa fazer parte do conjunto de marcadores da coleta.

Como a taxa de aquisição do sinal eletromiográfico é de 1KHz, e a taxa de aquisição das imagens pelas câmeras é de 100Hz, há um atraso de em torno de 10ms para que o marcador seja identificado. Como esse atraso entre os dois sistemas é conhecido e os movimentos só são iniciados após o sincronismo entre o sistemas, ele foi eliminado no processamento de dados.

Para a construção do hardware externo, responsável por receber os comandos via computador e acender o LED infravermelho, foi utilizada uma placa de microcontrolador fornecida no mercado, Arduino Uno. O Arduino Uno utiliza como microcontrolador o ATmega328 que apresenta quatorze pinos digitais de entrada/saída, seis entradas analógicas, oscilador cerâmico de 16Mhz e conexão USB (ARDUINO, 2014).

A Figura 16, ilustra a placa de microcontrolador e o conjunto de LEDs utilizados.

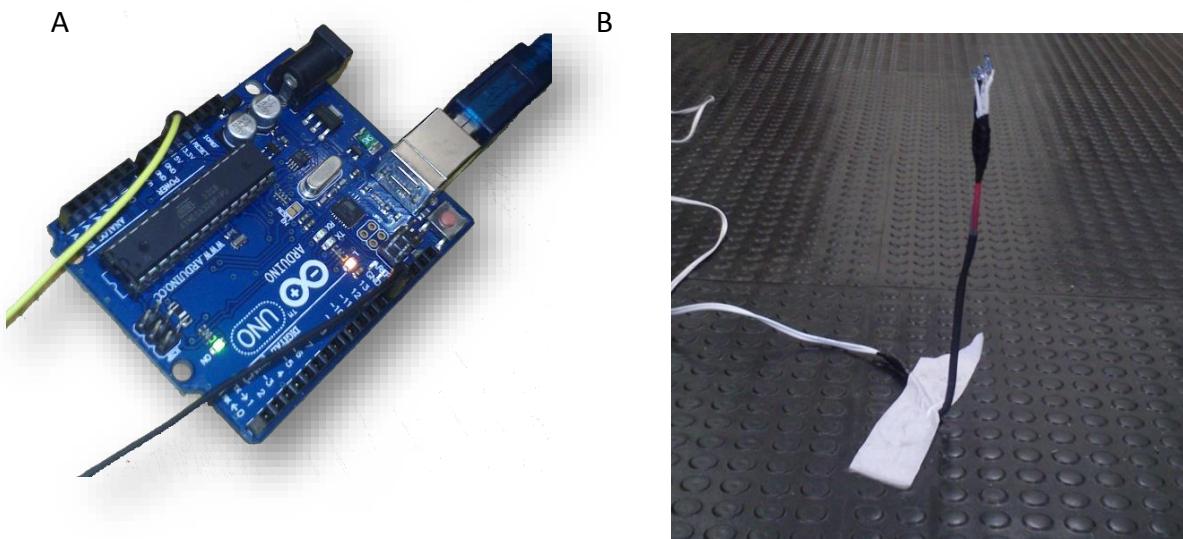


Figura 16 – A) Placa com microcontrolador utilizada para a comunicação entre o computado e o sistema de sincronismo; B) Conjunto de LEDs utilizado pelo sistema de sincronismo entre os sistemas eletromiográfico e de captura de movimento.

3.1.3 Análise de Fadiga

Para detectar o nível de fadiga, foi realizada a coleta do lactato por meio de um equipamento portátil da marca Accutrend (Roche Diagnóstica, Suíça), que tem como mecanismo a análise de fitas reagentes ao lactato.

A tira reagente é composta por três camadas. Na primeira camada é depositada a amostra de sangue, esta passa para a segunda camada que separa as células vermelhas e o plasma. Ao passar para a terceira camada, o plasma passa por uma reação química devida à presença de um filme detector, resultando numa mudança de cor observada por um fotômetro de refletância (BUCKLEY; BOURDON; WOOLFORD, 2003). O fotômetro usa impulsos de luz proveniente de um LED interno que incide sobre a amostra de sangue para medir a cor produzida na tira reativa de lactato durante a reação (GAMBKE et al., 1997), posteriormente esta medida é comparada com os valores de uma linha de base. Quanto maior a concentração de lactato, mais alta a variação da cor (ALVARENGA; SOUZA, 2007).

O Accutrend apresenta um tempo de análise de 60 segundos, fazendo a leitura num faixa de concentração entre 0,7 a 25 mmol/l, e funciona em um temperatura entre 5 a 45°C.

A cada coleta, deve ser realizada a calibração do equipamento por meio de uma fita codificadora disponibilizada pelo fabricante de fitas reagentes. Logo após a interpretação das informações contidas na fita, como parte do processo de calibração, é necessário realizar uma coleta teste antes de iniciar os procedimentos prescritos no protocolo.

3.2 VALIDAÇÃO DO SISTEMA BIOMECÂNICO

Para a avaliação do sistema biomecânico proposto, foi elaborado um protocolo de coleta com o objetivo de avaliar alguns paramétricos biomecânicos de atletas de taekwondo.

Contudo, antes de dar início aos testes, o projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia e aprovado com parecer nº 180.852 emitido no dia 18/12/2012.

Ao todo, foram avaliados sete atletas saudáveis do gênero masculino, faixas preta de tae-kwon-do, residentes na cidade de Uberlândia - MG, com faixa etária entre 15 e 23 anos, que participam ou já participaram de campeonatos importantes da modalidade.

Os critérios de exclusão adotados foram: presença de qualquer tipo de doença neuromuscular ou doença crônica grave capaz de provocar desordens neurológicas centrais ou periféricas, acometendo membros inferiores e o equilíbrio; o uso de medicamentos que provoquem alterações do controle motor e da sensibilidade periférica (benzodiazepínicos, narcóticos opioides, anti-histamínicos e antidepressivos); e a presença de qualquer outro fator que, de alguma forma, poderia prejudicar a coleta de dados, como indisposição ou presença de algum tipo de lesão moderada a grave.

O procedimento de seleção dos sujeitos de pesquisa iniciou com o esclarecimento aos candidatos sobre os objetivos do estudo e como seria realizada a coleta de dados. Aqueles que aceitaram participar deste estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e, posteriormente, foram convidados a responder um questionário e submetidos a uma avaliação física.

O questionário é composto por perguntas referentes ao treinamento de taekwondo, qual a categoria e a frequência de treinamento; perguntas quanto a prática de outros tipos de atividade física, qual a atividade física praticada e com qual frequência ela é praticada; perguntas quanto ao estado de saúde do atleta, presença de doenças neuromusculares, presença de doenças crônicas, ingestão de algum tipo de remédio controlado e se o atleta tem ou já teve algum tipo de lesão durante o treinamento de taekwondo (O questionário submetido aos atletas se encontra em anexo).

Após realizarem a avaliação física e o preenchimento do questionário, os candidatos foram selecionados com base nos critérios de exclusão e inclusão.

Como forma de se familiarizarem com os procedimentos das coletas, os atletas foram submetidos a um treinamento prévio. Por meio desse treinamento, também foi possível avaliar o funcionamento do sistema e realizar ajustes no protocolo de coleta.

As coletas foram realizadas no laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia pois esta fornece a infraestrutura adequada ao posicionamento das câmeras e à prática do esporte.

Os procedimentos adotados e o protocolo utilizado são apresentados nas próximas seções.

3.2.1 Protocolo utilizado

O protocolo utilizado na coleta de dados inclui cinemetria, eletromiografia e coleta da concentração de lactato no sangue, durante um treinamento de taekwondo. A aquisição de dados cinemáticos e de EMG aconteceu de forma simultânea durante todo o procedimento, já a coleta do lactato aconteceu em apenas dois momentos, antes e três minutos após o teste.

Iniciando o ensaio, o voluntário tinha como objetivo chutar o centro do aparador de chutes, utilizando, de preferência, um único tipo de golpe. Os chutes deveriam ser realizados sem interrupções, até o momento de exaustão do atleta.

O objetivo é obter características cinemáticas e características do sinal eletromiográfico a fim de detectar como foi o comportamento do atleta ao longo do teste.

A seguir serão relatados os procedimentos necessários para cada um dos sistemas utilizados antes de iniciar a coleta de dados. Na Figura 17 é possível visualizar alguns registros da execução do protocolo utilizado durante as coletas.

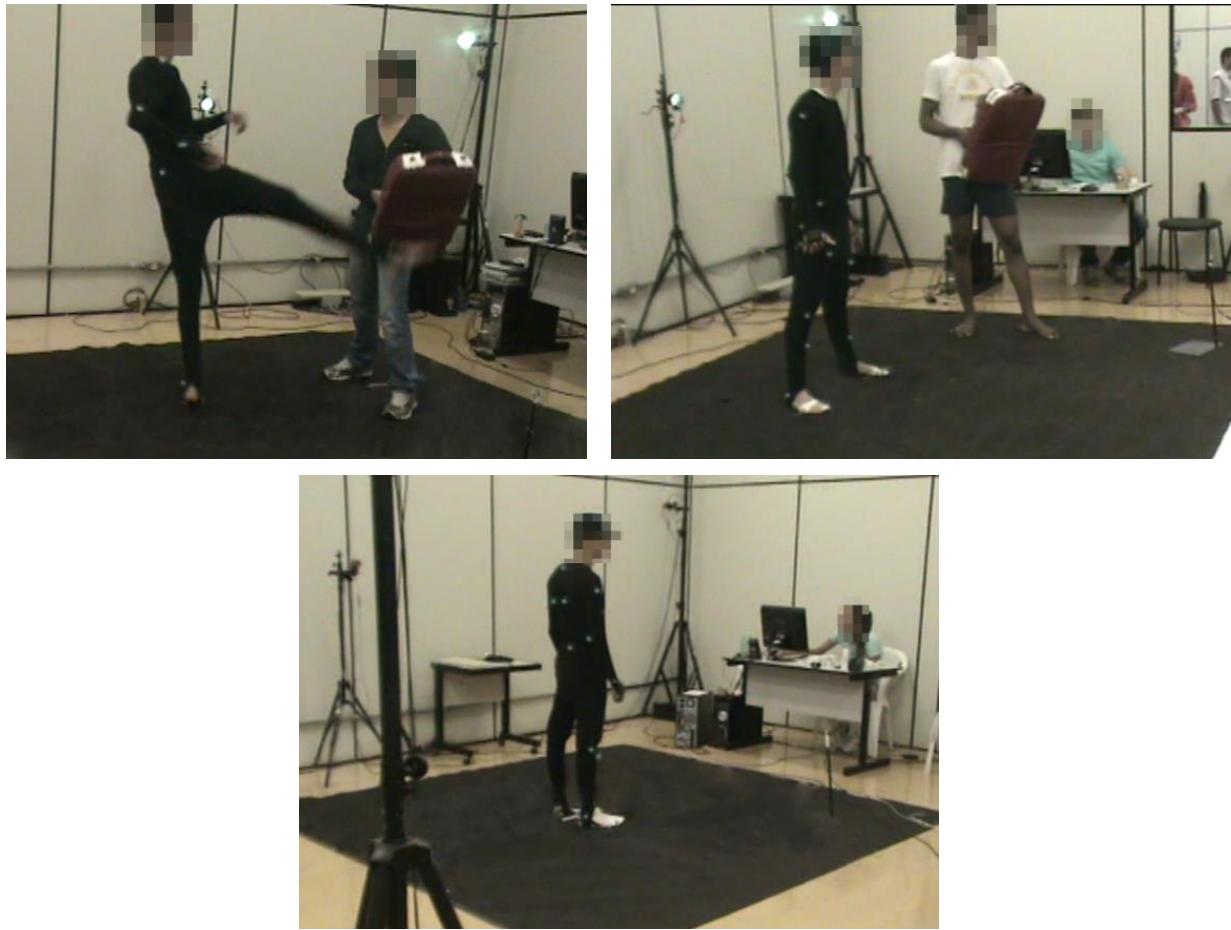


Figura 17 – Imagens obtidas durante as coletas, nas quais foi demonstrado parte do protocolo utilizado por este trabalho.

3.2.1.1 Coleta do Sinal Eletromiográfico

Para a coleta do sinal eletromiográfico, o primeiro procedimento adotado foi o posicionamento dos eletrodos sobre a pele. Para isso, esta foi higienizada com álcool e tricotomizada a fim de reduzir a impedância da mesma. Para essa coleta foram utilizados eletrodos adesivos e o posicionamento foi realizado utilizando as recomendações do SENIAM (STEGEMAN; HERMENS, 2007).

Os eletrodos do sistema de EMG sem fio foram fixados nas regiões musculares consideradas pela literatura como uma das regiões mais utilizadas e lesionadas no esporte: flexor e extensor do joelho, vasto lateral e bíceps femoral (CAVALHEIRO; TOIGO, 2009). Na Figura 18 é possível visualizar os músculos que serão avaliados neste trabalho.

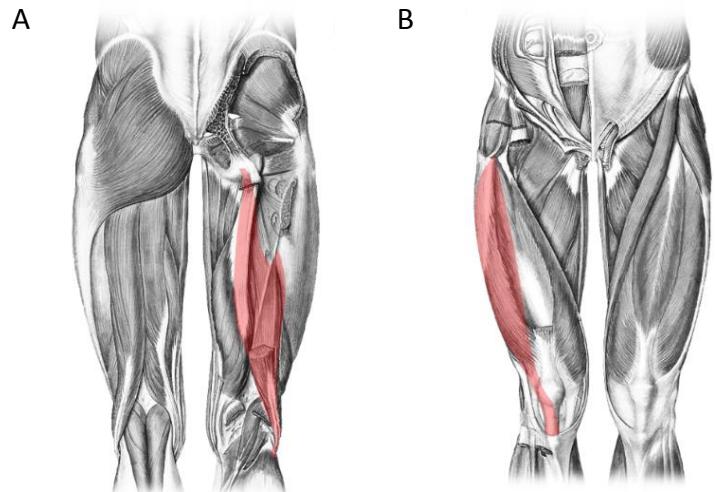


Figura 18 – Localização anatômica dos músculos analisados no trabalho. A) Biceps Femoral; B) Vasto Lateral.

A fixação do hardware de condicionamento do sinal foi feita por meio de fitas de contato (velcro), impedindo com que a movimentação do usuário cause algum tipo de ruído, ou até mesmo o rompimento dos fios ou deslocamento dos eletrodos. O posicionamento dos eletrodos e a fixação dos dispositivos de eletromiografia podem ser visualizados na Figura 19.

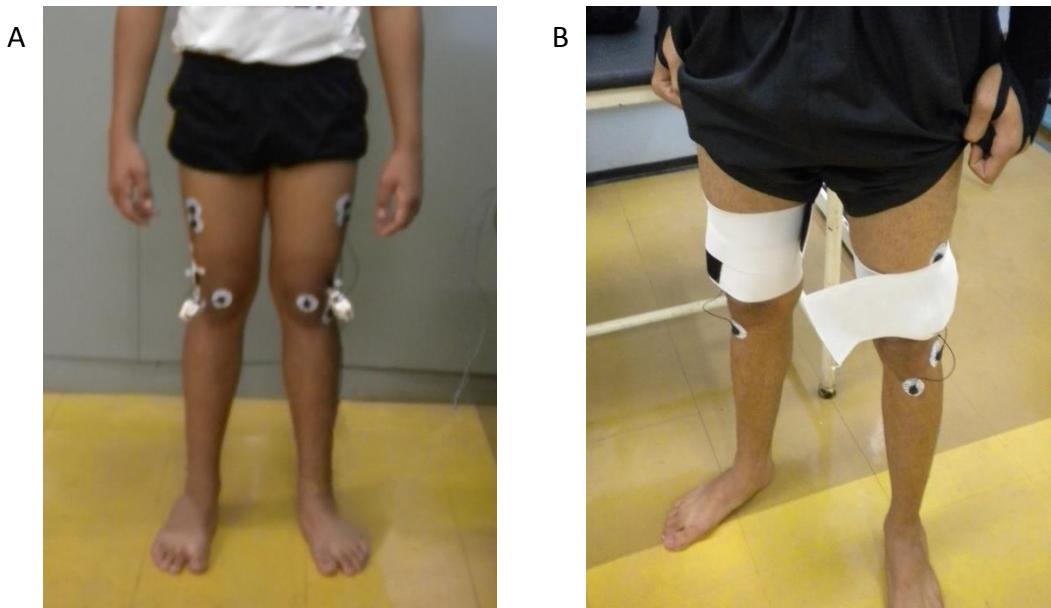


Figura 19 – A) Posicionamento dos eletrodos descartáveis; B) Fixação dos dispositivos de eletromiografia sem fio.

3.2.1.2 Captura de Movimento

Para a captura de movimento, primeiramente foi necessário realizar o posicionamento dos marcadores reflexivos. O sistema OptiTrack recomenda que 34 marcadores reflexivos sejam posicionados de forma assimétrica sobre regiões específicas do corpo. Sendo: quatro marcadores posicionados na região do quadril, três marcadores posicionados na região do tórax, três marcadores na região da cabeça, três marcadores em cada braço, três marcadores em cada mão, dois marcadores em cada parte superior da perna, dois marcadores em cada parte inferior da perna, e dois marcadores em cada pé, de acordo com o seu protocolo (NATURALPOINT, 2014).

Os marcadores são posicionados, em sua maioria sobre protuberâncias ósseas, como forma de permitir a análise das articulações e as angulações desenvolvidas durante a execução de uma atividade específica.

3.2.1.3 Coleta Lactato

Antes de dar início à coleta de lactato, foi realizada a higienização com álcool da polpa do dedo, e utilizando lancetas descartáveis, esta foi punctionada a fim de se obter uma pequena amostra de sangue. Com muito cuidado para não ocorrer contaminação da amostra, o dedo é levado até a tira reagente e sobre ela é depositado sangue, neste momento é importante evitar o contato entre o dedo e a tira. Posteriormente, o equipamento inicia o seu processo de leitura, que dura cerca de sessenta segundos.

A coleta foi realizada em dois momentos durante a sessão, sendo a primeira realizada segundos antes ao treinamento do atleta e a segunda, três minutos após o termino do treinamentos (DIPLA et al., 2009; PAROUTY et al., 2010). Optou-se por esse protocolo pois, seria inviável a coleta de lactato durante o teste, uma vez que poderia atrapalhar a performance do atleta. Dessa forma, optou-se coletar antes e depois da atividade. O fato de realizar a coleta três minutos depois do término do teste e não imediatamente é que, segundo Stegmann (1981), após passados três minutos do instante em que se iniciou o repouso, há pico na concentração de lactato (STEGMANN; KINDERMANN; SCHNABEL, 1981). Embora alguns autores tenham relatado uma pequena diferença no tempo de pico devida as características fisiológicas de cada atleta (BRANDÃO et al.; CICIELSKI et al., 2008).

3.3 PROCESSAMENTO DE DADOS

3.3.1 Análise cinemática

O processamento dos dados obtidos pela cinemetria foi feito com o objetivo de reconstruir o movimento por meio de cálculos e plotagens utilizando as coordenadas dos pontos em um plano tridimensional.

Os dados coletados pelo software Arena foram salvos e convertidos para o formato .C3D por meio de uma ferramenta no software que realiza o processo de trajetorização, isto é, realiza a conversão dos dados espaciais em trajetórias.

Os dados em formato .C3D são mais fáceis de serem manipulados e podem ser convertidos para formato de texto .txt. O formato de texto permite que esses dados, obtidos em forma de trajetórias, sejam visualizados e processados utilizando softwares matemáticos como o Matlab.

Dessa forma, devido a facilidade de manipulação, para a análise e o processamento dos dados obtidos pelas câmeras infravermelho, além do software Arena, foi utilizada a plataforma Matlab.

Para que fossem eliminados possíveis ruídos de alta frequência presente no sinal, por meio de algoritmos implementados em Matlab, todos os dados coletados foram filtrados utilizando um filtro Butterworth passa baixa, de segunda ordem, com frequência de corte de 10Hz. Além disso, devido ao número reduzido de câmeras de infravermelho, muitos marcadores foram obstruídos por alguns instantes durante a coleta. Essa obstrução ocasionou falhas na trajetória, como o aparecimento de espaços vazios chamados de “gaps”. Como forma de eliminar esses espaços, foi realizada a interligação dos pontos utilizando uma ferramenta própria fornecida pelo software de análise de movimento, o Arena.

Dos dados obtidos, foram extraídas algumas características que, posteriormente, foram correlacionadas com características do sinal eletromiográfico. Entre elas, se destacam a velocidade, a altura de cada chute e a precisão e exatidão quanto ao acerto no alvo.

Os demais processamentos foram realizados por meio do posicionamento de pontos ao longo do tempo de coleta. Esses pontos são obtidos a partir da detecção e das trajetórias dos marcadores correspondentes a uma região específica do corpo do atleta.

Neste trabalho, foram analisados os pontos referentes aos marcadores do aparador, dois marcadores do pé e um marcador posicionado sobre a extremidade inferior da perna do atleta. A Figura 20, mostra a captura de tela do software durante a coleta de dados. Na tela é possível visualizar com nitidez o momento em que o atleta chuta o aparador, representado por segmentos de corpo rígido.

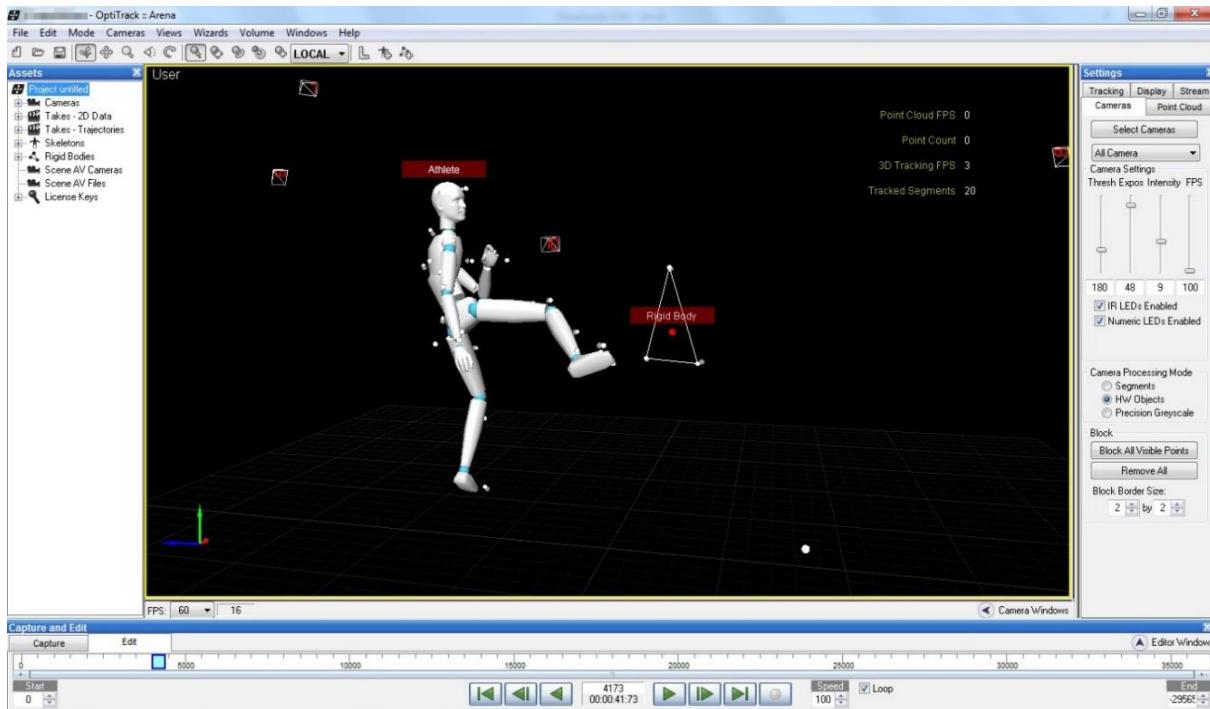


Figura 20 – Captura de tela do software no momento em que o atleta atinge o aparador.

A partir dos pontos referentes aos marcadores do pé e do aparador, foram criados, através de cálculos, outros pontos necessários para análise dos dados quanto as características do movimento que se pretendia obter.

A Figura 21 mostra o posicionamento dos marcadores reais e dos marcadores criados na região do pé. Esses novos marcadores tem como finalidade obter valores de maior precisão quando avaliado movimento do pé durante todo o teste. Através desses novos marcadores também é possível determinar a trajetória realizada pelo pé do atleta e avaliar a precisão e a exatidão do chute ao acertar o centro do aparador.

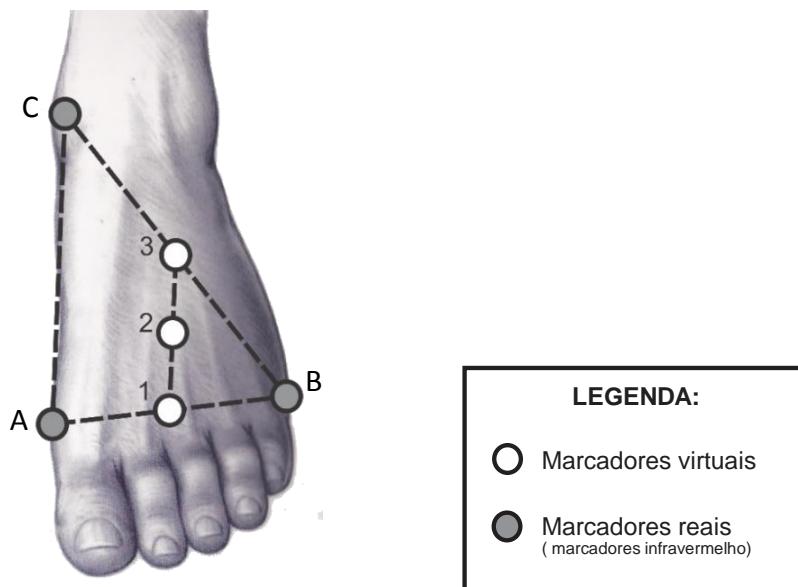


Figura 21 – Posicionamento dos marcadores reais (A, B e C) e posicionamento dos marcadores virtuais (1, 2 e 3). Estes últimos são obtidos por meio de cálculos distâncias entre os marcadores reais (ou marcadores reflexivos).

Os pontos em cinza representam os marcadores reflexivos posicionados sob a região do pé do atleta, denominados marcadores reais. O marcador representado pela letra A, foi inserido sobre a tuberosidade do primeiro metatarso; o marcador representado pela letra B foi inserido sobre a tuberosidade do quinto metatarso; e o marcador representado pela letra C foi inserido sobre o maléolo medial.

Os pontos em branco, representados na Figura 21, representam os marcadores que foram inseridos durante o processamento de dados com o objetivo de definir, com uma maior precisão, o ponto mais próximo da região de contato com o aparador durante o chute. Esses novos marcadores foram denominados marcadores virtuais.

Para isso, foram definidos três pontos diferentes, sendo que: o marcador representado pelo número 1 se localiza no centro da reta traçada entre o marcador A e B; o marcador representado pelo número 3 se localiza no centro da reta traçada entre o marcador B e C; e, por fim, o marcador representado pelo número 2 se localiza no centro da reta traçada entre os marcadores 1 e 3.

O mesmo foi feito para que o centro do aparador pudesse ser identificado com maior precisão. Os pontos em cinza representam os marcadores reais, isto é, marcadores infravermelho inseridos no momento da coleta, enquanto o ponto em branco representa o

marcador virtual, localizado no centro da hipotenusa do triângulo retângulo representado. O posicionamento dos marcadores sobre o aparador são ilustrados na Figura 22.



Figura 22 – A) Representação do posicionamento dos marcadores reais e virtuais sob um vista frontal do aparador; B) Representação do posicionamento dos marcadores sob uma vista lateral do aparador, nesta vista é possível identificar a largura do mesmo que deve ser descontada no momento do processamento dos dados.

Após determinar o posicionamento dos marcadores virtuais, foi possível identificar a coordenada de cada um sobre o plano tridimensional em cada instante de tempo. E, dessa forma, foi possível calcular a distância entre o marcador virtual do aparador e os três marcadores virtuais do pé, a fim de detectar o ponto que mais se aproxima da região com que o atleta mais acerta o alvo. Por meio dessa distância é possível avaliar a precisão e a exatidão do chute do atleta.

Quando é inserido o esqueleto do corpo rígido no software de captura de imagens, ele passa ser representado por um plano cujos pontos são representados pelos marcadores reflexivos. No entanto, como o aparador apresenta uma largura de aproximadamente vinte centímetros e os marcadores foram posicionados no centro da região lateral, concluiu-se que deveria ser descontada da distância um valor de dez centímetros, desconsiderando, dessa forma, a espessura do aparador.

O Gráfico 1 representa a distância entre os três pontos do pé e o ponto do aparador, isto é, o ponto 1 representa a distância entre o marcador virtual um e o centro do aparador, o ponto 2 representa a distância entre o marcador virtual dois e o centro do parador e o ponto 3 a distância entre o marcador virtual três e o centro do marcador.

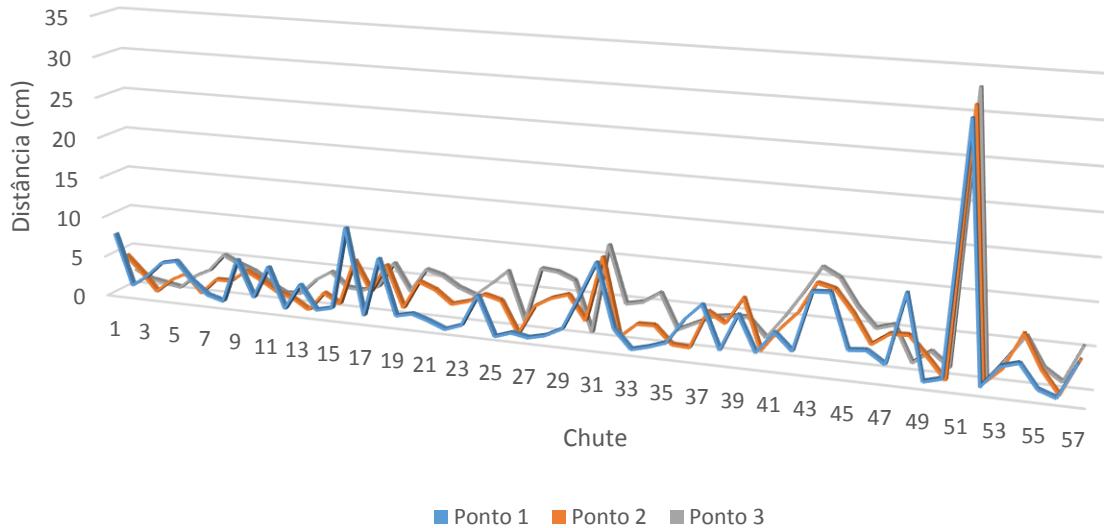


Gráfico 1 – Gráfico das distâncias entre o centro do aparador e a região atingida para as três regiões do pé do atleta.

Esses três marcadores virtuais foram determinados com o objetivo de detectar qual foi a região do pé mais usada para chutar o aparador. E, para determinar qual é esta região, foi analisada a variância e o desvio padrão da distância entre cada um desses pontos e o centro do aparador. Os pontos que apresentam menor variância e desvio padrão das suas distâncias, indicam qual a região do pé mais utilizada pelos atletas durante o momento do chute. A partir desse momento, este ponto terá sua trajetória e coordenadas adotadas para as próximas análises de dados.

A Tabela 2 mostra os valores máximo e mínimo das distâncias de cada ponto, como também a distância média, o desvio padrão e a variância dos dados.

Tabela 2 - Valores máximos e mínimos e valores das variâncias, médias, desvio padrão, das distâncias entre os três marcadores virtuais e o alvo do aparador.

Atleta	Marcadores Virtuais	Distância Média (cm)	Distância Máxima (cm)	Distância Mínima (cm)	Variância	Desvio Padrão
1	1	33,270	172,471	0,174	2513,060	50,130
	2	26,196	141,156	0,434	1451,916	38,104
	3	18,798	112,099	0,061	716,143	26,761
2	1	3,801	30,405	0,113	21,805	4,670
	2	4,029	31,405	0,030	19,661	4,434
	3	4,569	32,912	0,062	21,406	4,627
3	1	8,453	26,661	0,205	62,360	7,897
	2	8,699	26,588	0,178	57,557	7,587
	3	9,724	27,387	0,071	55,900	7,477
4	1	14,405	109,583	0,025	801,480	28,310
	2	12,506	84,726	0,167	505,329	22,480
	3	10,217	70,026	0,051	306,611	17,510
5	1	2,997	32,533	0,032	25,429	5,043
	2	3,377	22,842	0,402	12,963	3,600
	3	3,758	13,257	0,426	6,831	2,614
6	1	5,487	83,673	0,192	135,412	11,636
	2	5,742	82,254	0,263	129,934	11,398
	3	6,252	80,883	0,393	124,000	11,138
7	1	35,137	77,518	2,294	567,406	23,820
	2	18,139	48,183	0,980	261,369	16,167
	3	20,901	58,299	1,744	253,112	15,909

No Gráfico 2 os pontos em vermelho representam as posições, em coodenadas tridimensionais (x, y e z), adotadas pelo marcador virtual do aparador. Já os pontos em azul representam as posições em coordenadas do marcador virtual do pé adotado no estudo. A distância entre esses dois será validada nesse estudo como uma variável essencial para a determinação da precisão e exatidão do chute.

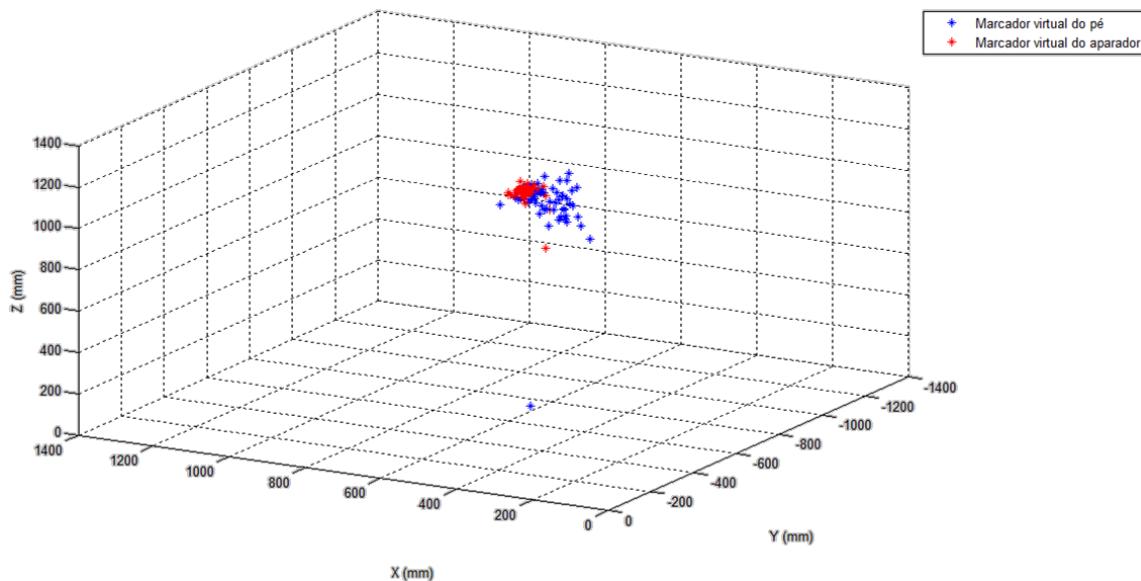


Gráfico 2 – Plotagem das coordenadas tridimensionais do marcador virtual do aparador (pontos vermelhos) e do pé (pontos azuis).

Ainda utilizando as coordendas dos marcadores virtuais, foi possível determinar a altura e a velocidade de cada chute.

A altura foi determinada por meio do ponto mais alto sobre o eixo z do marcador virtual do pé. Assim, plotando o gráfico dos eixos x, y e z separadamente, foi possível visualizar na trajetória do eixo z o instante de maior amplitude e identificar os valores de pico de altura.

No Gráfico 3, foi plotado um trecho da trajetoria realizada por um dos voluntários dessa pesquisa.

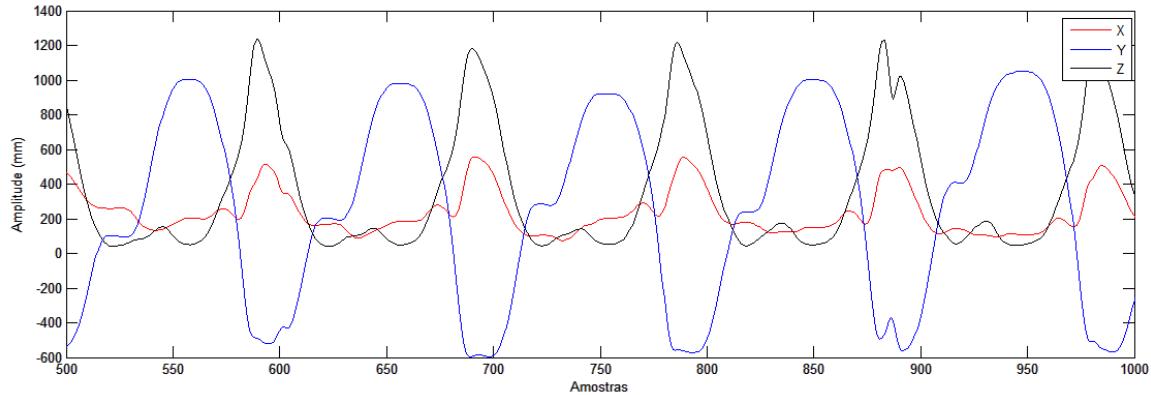


Gráfico 3 - Gráfico da trajetória do ponto sobre o eixo x (em vermelho), y (em azul) e z (em preto).

No Gráfico 3, os eixos x, y, z foram plotados separadamente com o objetivo de identificar os comportamentos adotados pelos pontos ao longo da trajetória. Os eixo x é representado pela linha trajetória em vermelho, o eixo y pela linha em azul e o eixo z pela linha preta.

A análise da altura dos chutes e a detecção do pico no eixo z também pode ser visualizada por um plano tridimensional. Cada ponto do plano tridimensional representa o posicionamento do marcador no espaço ao longo do tempo.

Para a obtenção da altura de pico de forma automatizada, foi implementado um algoritmo em Matlab para a determinação dos picos para gráficos como o representado pelo Gráfico 3 e para gráficos tridimensionais como no Gráfico 4.

No Gráfico 4 é ilustrada toda a trajetória realizada pelo marcador virtual do pé durante a coleta.

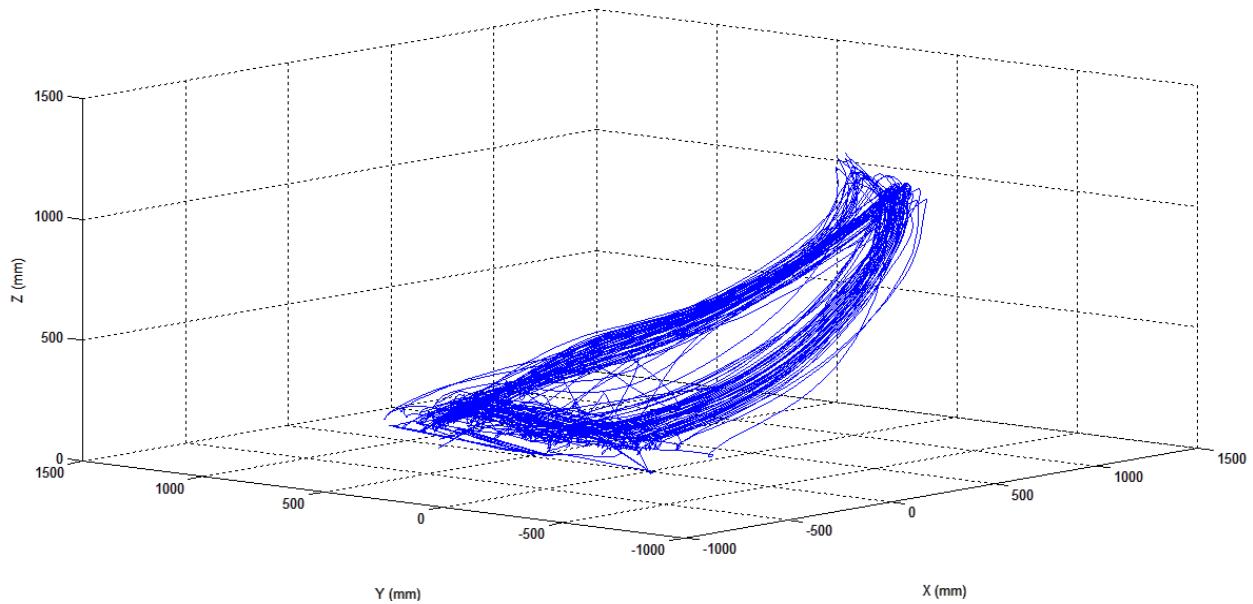


Gráfico 4 – Trajetória do marcador virtual do pé durante toda a coleta.

Para a determinação da velocidade, também foram utilizadas informações quanto as coordenadas dos pontos ao longo do tempo. No entanto, diferentemente das demais análises onde era obtida apenas a coordenada de um ponto para um instante específico, para que a velocidade possa ser identificada, foram analisados todos os pontos durante o intervalo de tempo que corresponde a trajetória completa do marcador, isto é do repouso ao contato com aparador e posteriormente, ao repouso novamente.

Para cada ponto foi calculada a derivada e obteve-se o vetor da velocidade instantânea. A velocidade média foi obtida por meio do vetor total da velocidade, obtido utilizando a Equação 4, isto é vetor equivalente ao conjunto de vetores presentes em toda a trajetória.

$$\vec{v}_T = \sqrt{\sum_{i=1}^n \vec{v}_i^2} = \sqrt{\vec{v}_1^2 + \vec{v}_2^2 + \vec{v}_3^2 + \dots + \vec{v}_n^2} \quad [4]$$

No Gráfico 5, cada ponto da trajetória realizada por um único chute, tem sua velocidade instantânea representada por um vetor. Por meio do tamanho dos vetores é possível identificar o momento de maior e de menor velocidade durante o chute do atleta analisado.

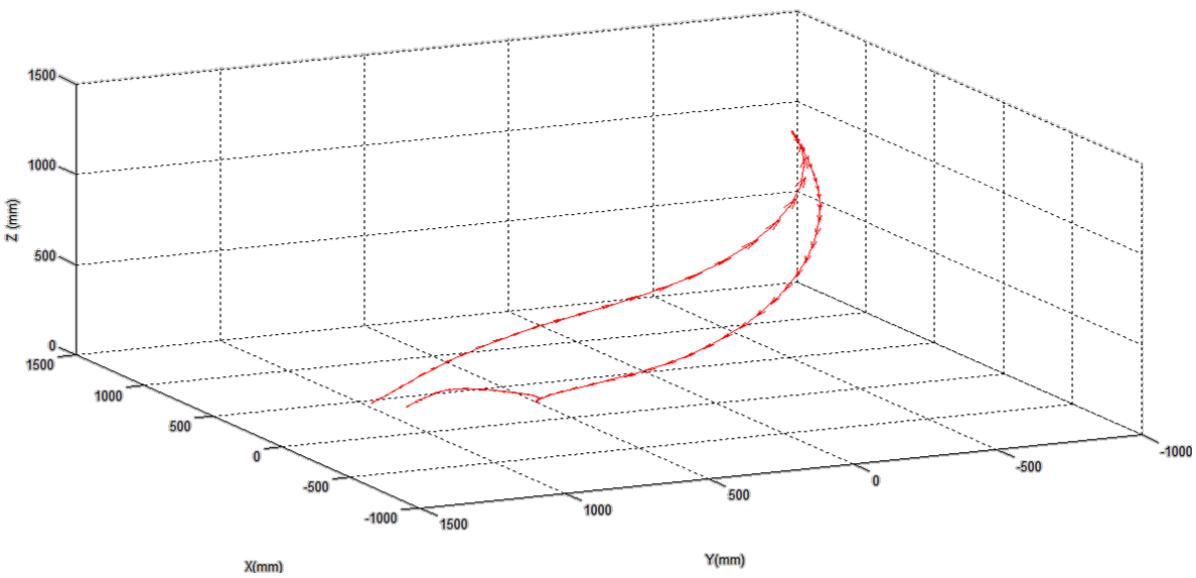


Gráfico 5 – Gráfico dos vetores de velocidade instantânea ao longo de um único chute.

3.3.2 Eletromiografia

O processamento de sinais em geral, consiste em um grupo de técnicas matemáticas que são aplicadas com o objetivo de minimizar ruídos e extrair informações e características relevantes para o estudo. As ferramentas utilizadas no processamento do sinal eletromiográfico são divididas de acordo com o domínio: tempo ou frequência.

3.3.2.1 Processamento do sinal no domínio do tempo

O processamento do sinal no domínio do tempo é feito a partir do sinal aquisicionado pelo software de eletromiografia sem fio que são salvos no formato de texto .txt, e analisados por meio de algoritmos implementados na plataforma Matlab.

Primeiramente, o sinal EMG bruto passou por um processo de filtragem. O primeiro filtro aplicado, desenvolvido por Linhares (2013), foi responsável pela eliminação de ruídos de baixas freqüências, provocados pelo deslocamento dos eletrodos ou do módulo de condicionamento do sinal. Esse filtro atua como um fator de correção de entropia que é a medida da desordem dos dados.

Para a aplicação desse filtro foi necessário que o sinal aquisicionado apresentasse um momento de repouso muscular, isto é, um momento de menor entropia, com a finalidade de se obter um parâmetro para a subtração dos ruídos. Nos Gráficos 6 e 7 é mostrado um trecho do sinal EMG bruto e filtrado.

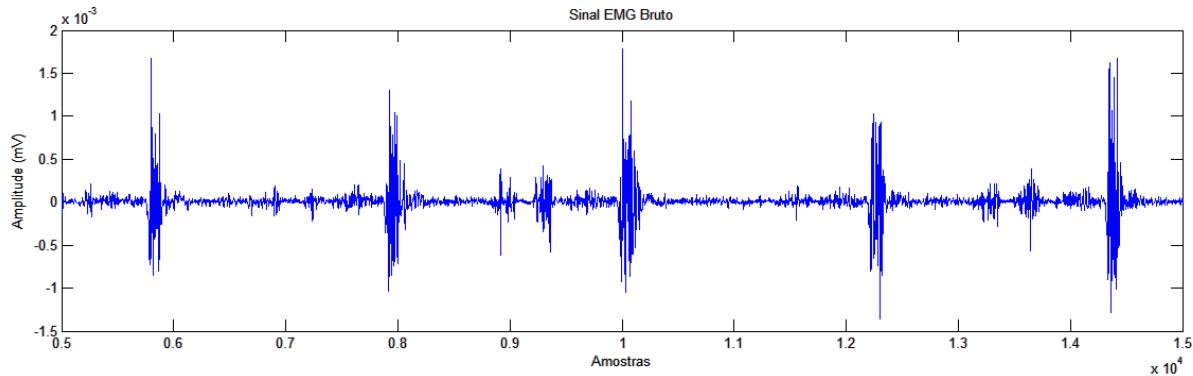


Gráfico 6 – Sinal EMG bruto obtido pelo sistema de aquisição sem fio.

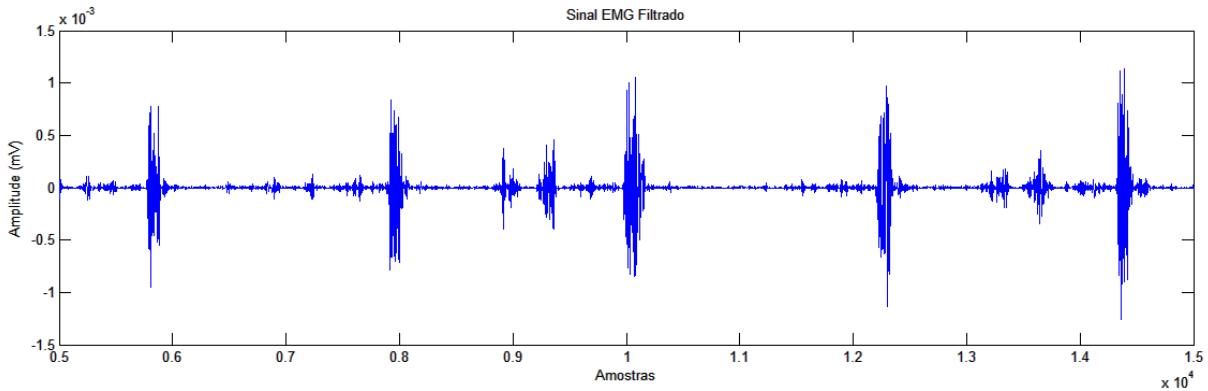


Gráfico 7 – Sinal EMG obtido após o processo de filtragem.

Logo após essa primeira filtragem do sinal, foi aplicado um outro filtro. Trata-se de um filtro Butterworth passa faixa, de quarta ordem, com frequência de corte de 20 e 400Hz. Esse filtro foi aplicado como forma de eliminar componentes presentes no sinal aquisicionado que não fazem parte do sinal eletromiográfico.

Neste trabalho, evitou-se utilizar o filtro rejeita faixa com frequencia de corte de 60Hz, pois como se trata de uma frequênciá presente no EMG, a aplicação deste filtro poderia ocasionar

perdas de componentes do sinal. No entanto, para reduzir as probabilidades de contaminações por esses ruídos, foram tomadas algumas medidas para evitar o contato da rede elétrica com os instrumentos utilizados durante a coleta.

A segunda etapa do processamento é a retirada do offset, caso ele persista compor sinal, lembrando que o software de eletromiografia sem fio já realiza esse processo. E, logo em seguida é realizada a retificação do sinal

A retificação consiste em tomar os valores absolutos do sinal EMG, ou seja, converter seus valores negativos em positivos. A partir desse processo, outros processamentos puderam ser realizados, como a obtenção da envoltória e do RMS. O Gráfico 8 mostra o mesmo trecho do sinal EMG porém retificado.

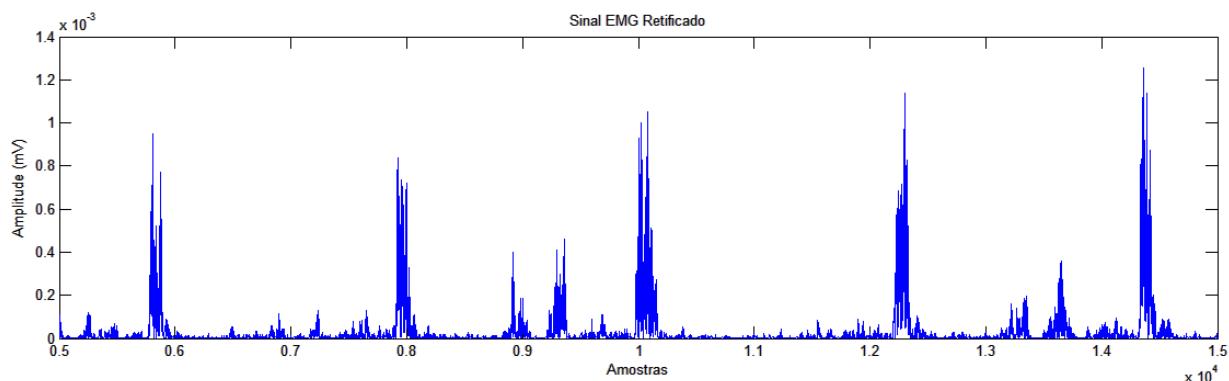


Gráfico 8 – Sinal EMG após ser retificado.

A envoltória e o RMS do sinal foram obtidos como forma de se obter informações quando a amplitude do sinal e o seu nível de atividade, respectivamente. Para a obtenção da envoltória foi utilizado um filtro Butterworth passa baixa, de quarta ordem, com frequencia de corte de 20Hz. O RMS ao longo do sinal, RMS móvel, foi obtido por meio do seu janelamento, para isso foram utilizadas janelas sobrepostas de cem amostras cada e, para cada uma dessas janelas, foi realizado o cálculo demonstrado pela Equação 5.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad \text{onde } n = 100 \quad [5]$$

Nos Gráficos 9 e 10 pode-se visualizar a envoltória e o RMS do mesmo trecho do sinal EMG.

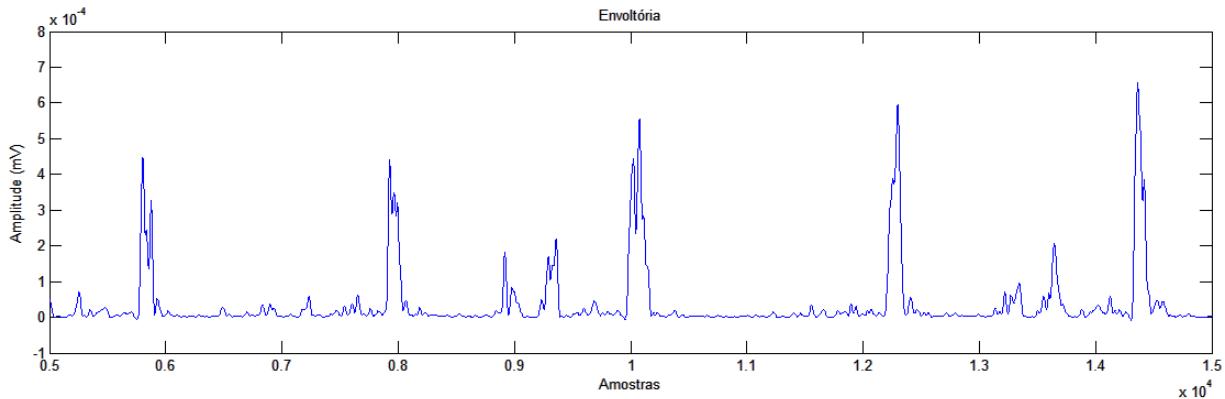


Gráfico 9 – Envoltória do sinal EMG.

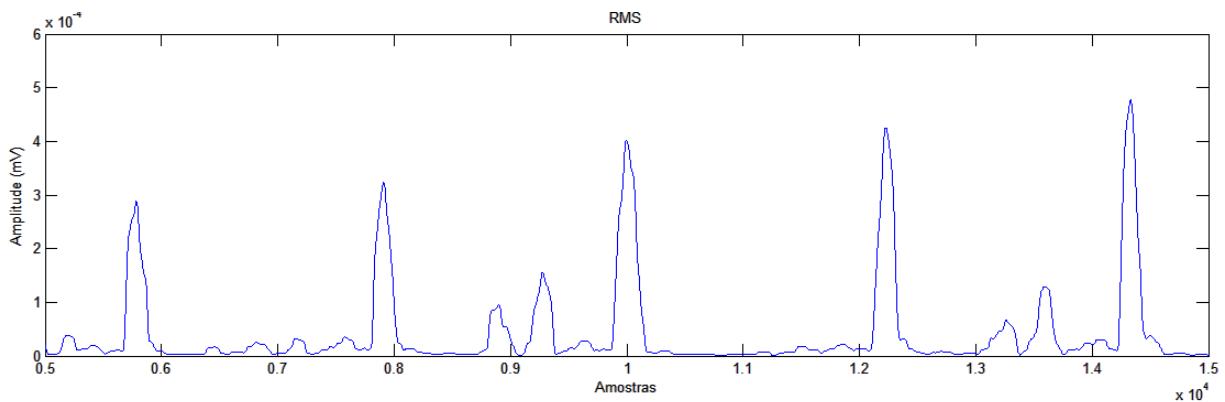


Gráfico 10 – RMS do sinal EMG.

Após a retificação do sinal eletromiográfico, este foi normalizado. A normalização em amplitude do sinal eletromiográfico consiste na conversão de seus valores em um intervalo de 0 a 1, esta conversão realiza a transformação dos valores absolutos de amplitude em valores relativos quanto a um valor de amplitude máximo, caracterizado como 1 ou 100%.

Nesse estudo, as amplitudes do sinal foram normalizadas pelo o valor de amplitude máxima. Assim, utilizando um algoritmo matemático, foi detectado o valor máximo de amplitude, e posteriormente, todo o sinal foi dividido por este valor. No Gráfico 11 tem-se a normalização do mesmo trecho de sinal EMG. É possível analisar por meio do gráfico que os valores de amplitude estão entre 0 e 1, podendo também ser representados em porcentagem.

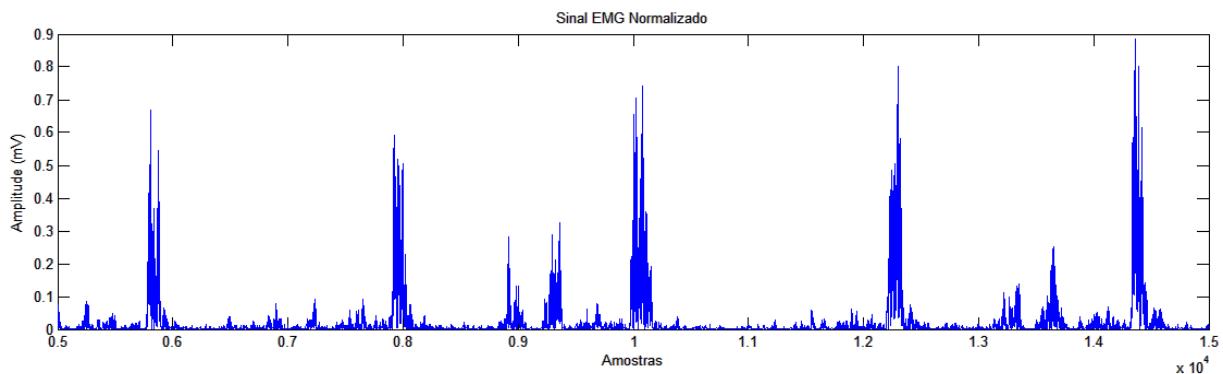


Gráfico 11 – Sinal EMG normalizado.

A normalização é importante pois permite comparar músculos e ou aquisições diferentes. E para realizar esse tipo de comparação, foram também obtidos a envoltoria e o RMS do sinal EMG normalizado.

As características extraídas para análise estatística foram: amplitude máxima do sinal bruto e o RMS do sinal.

3.3.2.2 Processamento do sinal no domínio da frequência

Por meio do processamento do sinal no domínio da frequência é possível obter o espectro de densidade de potência, ou também chamado de espectro de frequências, definido como resultado da transformada de Fourier do sinal EMG no domínio do tempo.

No Gráfico 12 tem-se o espectro de frequência extraído do sinal EMG nos gráficos anteriores. Diferentemente dos processamento anteriores, o eixo x é representado por valores de frequência, enquanto antes, era representado por valores de amostras ou tempo.

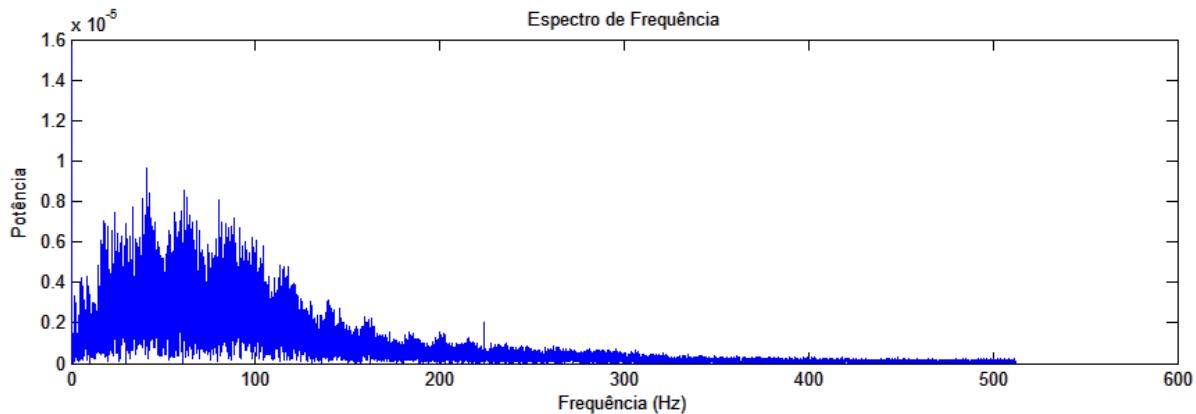


Gráfico 12 – Espectro de frequência do sinal EMG.

Três características do sinal eletromiográfico são apontadas por influenciarem no espectro de frequência: taxa de disparo das unidades motoras, tempo relativo de disparo dos potenciais de ação por diferentes unidades motoras e forma dos potenciais de ação (ENOKA, 2000). Quando a forma dos potenciais de ação se alteram, suas frequências também mudam. Isto acontece geralmente em contrações até a fadiga, com um declínio dos potenciais de ação em amplitude e aumento em sua duração, deslocando o espectro para a esquerda, e consequentemente, modificando a média e a mediana das frequências.

Essa etapa do processamento também foi realizada usando algoritmos matemáticos implementados em Matlab. E, a partir do espectro de densidade de potência foram obtidas algumas características para a análise estatística, como: frequência média e frequência mediana do sinal, que foram obtidas por meio das Equações 6 e 7 respectivamente.

$$f_{média} = \frac{\sum_{i=1}^N f_i \cdot P_i}{\sum_{i=0}^{N-1} P_i} \quad [6]$$

$$f_{mediana} = \text{valor de } f \text{ para } \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N P_i \quad [7]$$

onde N é tamanho da amostra do espectro de potência

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas foram realizadas no Excel com o auxílio de uma ferramenta própria para esse tipo de análise denominada XLStat.

As características extraídas a partir do sinal eletromiográfico foram correlacionadas com as informações obtidas pelo processamento de dados cinemáticos, de forma que o coeficiente de correlação de Pearson foi determinado para cada par de amostras.

Para a comparação de amostras de uma mesma variável foi utilizado um teste não paramétrico, uma vez que, após realizado teste de normalidade, nem todas as amostras apresentaram distribuição normal. O teste não paramétrico utilizado foi o teste de Friedman, que foi escolhido pelo fato de, através dele, ser possível analisar amostras de forma pareada. Esse teste não usa os dados numéricos diretamente, mas sim os postos ocupados por eles após ordenação feita para cada grupo separadamente.

CAPÍTULO 4

4 RESULTADOS

A seleção dos sujeitos de pesquisa foi realizada de acordo com os critérios de elegibilidade anteriormente relatados. Para os atletas fosse analisados com base nesses critérios, foi aplicado um questionário e realizada uma avaliação antropométrica.

Os resultados da avaliação antropométrica e respostas que abordavam questões a respeito da condição física dos atletas selecionados podem ser visualizados na Tabela 3. As demais respostas do questionário, referentes ao treinamento de taekwondo e a prática de outras atividades físicas, podem ser observadas na Tabela 4.

Tabela 3 - Resultados avaliação física

Atleta	Antropometria			Lateraldade		Lesões	
	Massa (Kg)	Estatura (m)	IMC* (kg/m ²)	Membro Dominante	Sofreu algum tipo de lesão (sim/não)	Local da lesão	
1	57	1,74	18,83	Direito	Sim	Luxação e tendinite no pé esquerdo	
2	82	1,92	22,24	Direito	Sim	Clavícula, pé e joelho esquerdo	
3	67	1,70	23,18	Direito	Não	-	
4	62	1,86	17,92	Direito	Não	-	
5	54	1,64	20,08	Esquerdo	Não	-	
6	63	1,78	19,88	Direito	Sim	Joelho direito	
7	56	1,72	18,93	Esquerdo	Não	-	

*Índice de Massa Corpórea

Tabela 4 – Treinamento e prática de atividades físicas

Atleta	Treinamento		Outras atividades físicas		
	Frequência de treinamento (horas/semana)	Categoria	Pratica outras atividades física	Modalidade	Frequência (horas/semana)
1	8	58 Kg	Não	-	-
2	5	80 Kg	Não	-	-
3	6	63 Kg	Sim	Ciclismo	2
4	5	58 Kg	Sim	Ciclismo	1
5	5	54Kg	Não	-	-
6	6	63Kg	Sim	Futebol	4
7	5	54Kg	Sim	Musculação	5

Além dos critérios de exclusão relatados anteriormente, optou-se por excluir da análises os atletas que apresentaram falhas durante a coleta de dados, como foi o caso do atleta 7, cuja captura de movimentos foi finalizada indevidamente antes do término do treinamento.

De forma a otimizar a organização desse trabalho, a exibição dos resultados foi dividida de acordo com a sua origem. Assim, os resultados foram distribuídos entre os tópicos: Resultados da Análise Cinemática, Resultados da Análise do Sinal Eletromiográfico e Resultados da Análise de Lactato.

4.1 RESULTADOS DA ANÁLISE CINEMÁTICA

Por meio dos dados cinemáticos coletados, foi possível analisar várias variáveis como: torque; gestos empregados; angulação dos quadris, joelho e membros; equilíbrio; velocidade; aceleração; deslocamento; dentre outros. Neste estudo foram analisados os seguintes parâmetros: padrão de movimento adotado pelos atletas, velocidade do chute, altura máxima do chute, e precisão e exatidão do chute ao acertar o alvo. Para isso, a trajetória dos marcadores foi fragmentada de forma que cada parte correspondesse ao deslocamento dos pontos durante a execução de único chute, ou seja, todos os parâmetros aqui analisados serão representados para cada chute. No entanto, para utilização dos dados sob essa forma de representação, primeiramente foi necessário adotar quais os pontos seriam identificados como o início e o fim

de cada chute. Contudo, viu-se a necessidade de avaliar o padrão de movimento adotado pelos voluntários na maioria dos chutes, antes de iniciar a análise dos demais fatores a serem avaliados.

4.1.1 Padrão de movimento

Por meio da reconstrução tridimensional do movimento, foi possível detectar e analisar os gestos empregados durante os treinamentos.

Os gestos adotados no momento pré, durante e pós chute foram obtidos por meio da fragmentação da reprodução tridimensional dos movimentos. Os gestos empregados durante a execução dos movimentos foram visualizados frame por frame e, posteriormente foram reagrupados por chute, permitindo a análise detalhada dos movimentos realizados durante cada chute.

A maioria dos chutes adotados pelos atletas seguem o padrão de movimento, representado pela sequência de frames na Figura 23.



Figura 23 – Conjunto de frames de um único chute.

De acordo com o padrão de movimento e com a análise dos frames, determinou-se o início e término de cada chute.

Os chutes representam um movimento acíclico, isto é, não apresentam repetições de fases em seu processo de movimento, uma vez que estes movimentos não são executados da mesma maneira. Contudo, como foi realizada uma série de chutes do mesmo tipo, é possível observar que o último gesto realizado durante um chute trata-se do primeiro a ser realizado no próximo.

Analisando cada frame foi possível observar que o movimento do chute é composto por algumas fases, e estas, para um melhor entendimento, foram identificadas e relatadas a seguir.

Como perna de balanço considera-se a perna dominante, isto é aquela usada para chutar. E, como perna de apoio considera-se a perna não dominante, usada para dar sustentação e auxiliar no do corpo no momento do chute.

Na primeira fase do movimento, representada pelo primeiro frame da Figura 23, é possível identificar uma fase de contato inicial, onde os calcanhares dos dois pés se encontram em contato com o chão. A segunda fase do movimento, representada pelo segundo e terceiro frame, observa-se uma resposta à carga, na qual o corpo absorve o impacto do pé de apoio ao chão, e este, por sua vez, impulsiona o pé de forma a dar início ao movimento de balanço da perna dominante.

O quarto frame representa um momento de meio apoio, nessa fase toda a sustentação do corpo é realizada pela perna de apoio. Do quinto ao décimo segundo frame, é possível observar o movimento de balanço da perna dominante, representado pelo chute.

No décimo terceiro frame, o pé da perna dominante do atleta volta a tocar o chão. No entanto, do décimo quarto ao décimo sexto frame é realizado outro movimento de balanço da perna dominante semelhante à passada realizada. Neste movimento a perna de apoio dá sustentação ao corpo, enquanto a perna de balanço move sua perna para trás até o momento em que o pé da perna dominante entra em contato com o chão. O último frame, décimo sétimo, é representado por uma fase em que os calcanhares dos dois pés se encontram apoiados no chão. Os quatro últimos frames representam a fase em que o atleta buscar recuperar o equilíbrio após o chute, e representa também uma fase preparatória para o próximo chute, sendo o último frame do ciclo equivalente ao primeiro do próximo ciclo.

A interpretação e a adoção de um padrão de movimento para a coleta é de fundamental importância para a comparação dos treinamentos realizados por cada atleta. Além disso, o agrupamento das variáveis de acordo com cada chute teve como critério o padrão de movimento adotado, principalmente para que fosse identificado o início e o término de cada chute.

4.1.2 Exatidão e precisão do chute

Os conceitos de exatidão e precisão muitas vezes se confundem. No entanto, precisão indica o quanto as medidas repetidas estão próximas umas das outras, enquanto exatidão indica o quanto próxima a média é do valor real, ou valor usado como referência.

A exatidão e a precisão do chute dos atletas de taekwondo foram avaliadas por meio da distância entre o pé e o alvo (centro do aparador). Essa avaliação foi feita com base nas dimensões do aparador, 80 x 40cm. Dessa forma, foi adotada um raio de 40 cm a partir do centro do aparador, de forma que todos os chutes deveriam atingir a região interior a esse raio. A partir dessa informação, adotou-se que distâncias entre o aparador e o pé maiores que o raio de 40cm, representam chutes que não atingiram o aparador. Tais chute, ocorrem, na maioria dos casos, devido a um desequilíbrio do atleta ao executar algum golpe durante o teste.

Para que a exatidão pudesse ser avaliada uniformemente entre os atletas, foi realizada uma normalização dos dados quanto ao valor máximo tolerado para a distância entre o pé e o alvo, ou seja, todos os valores de distância de todos os atletas foram divididos por 40 cm (máxima distância tolerada). Desta forma, por meio do Gráfico 13, é possível melhor identificar os chutes de melhor exatidão durante o treinamento.

Distâncias normalizadas (Exatidão do Chute)

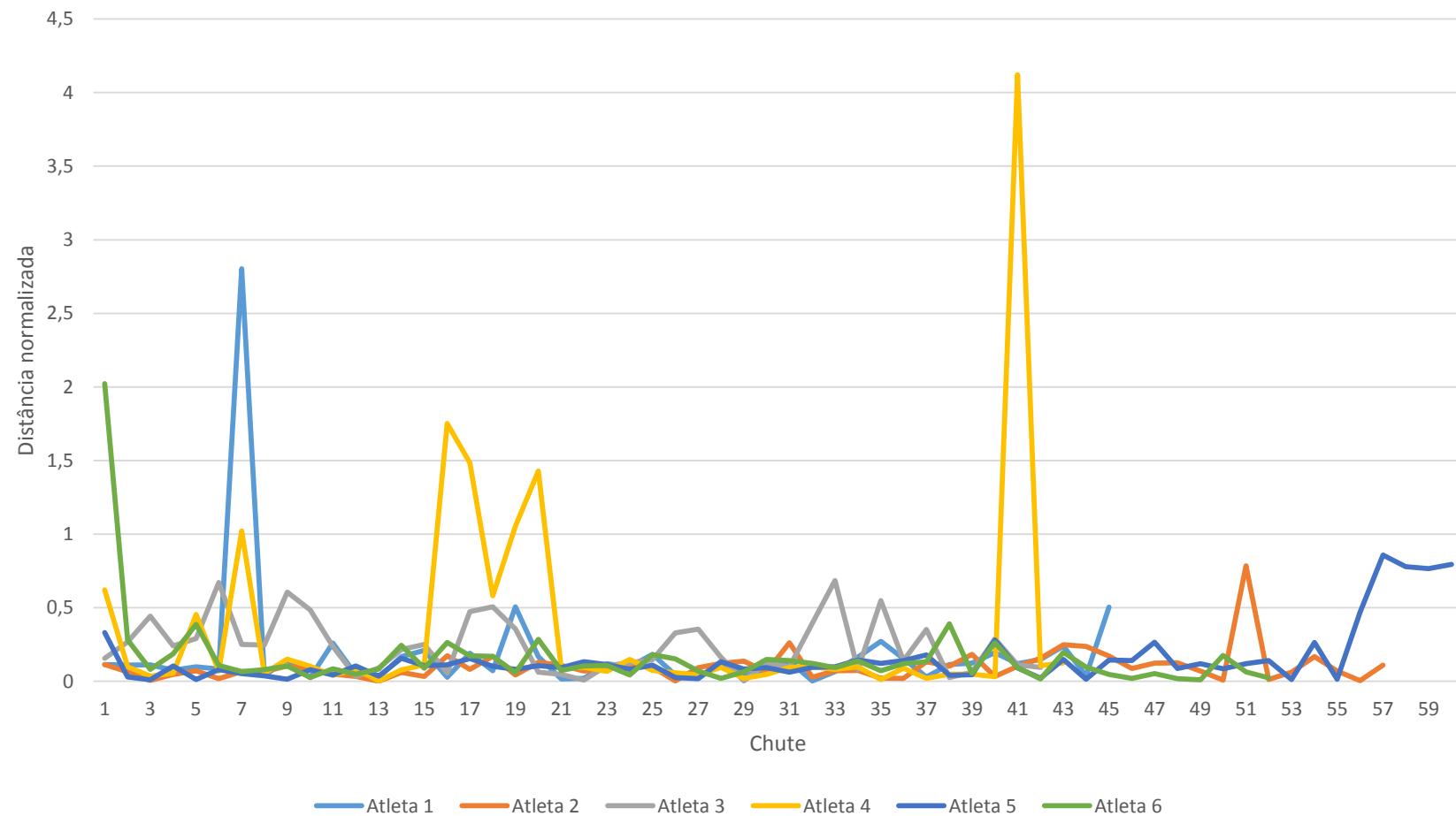


Gráfico 13 - Gráfico normalizado das distâncias entre o aparador e o pé dos atletas.

De acordo com os gráficos, aqueles chutes que apresentam valores maiores que um, representam os chutes que não atingiram o aparador no momento do chute. Aqueles que apresentam valores menores que um, representam os chutes que acertaram o aparador, de forma que, quanto menor o valor de amplitude do gráfico, mais exato foi o chute, isto é, menor a distância entre o pé e o alvo. As informações quanto a distância, propriamente dita, se encontram em anexo neste documento.

Contudo, para avaliar a precisão dos chutes, para cada atleta foi calculada a distância média dos chutes e, posteriormente, esta foi subtraída dos valores de distância. Os valores de distância média podem ser visualizados na Tabela 5 e as distâncias subtraídas dos valores das médias são exibidas no Gráfico 14.

Tabela 5 – Valores de distância média entre o aparador e o pé de cada atleta.

Distâncias médias entre o aparador e o pé (Medida de precisão)	
Atleta	Distância Média (cm)
1	7,395
2	4,029
3	9,724
4	13,920
5	6,108
6	6,253

Erro (Precisão do Chute)

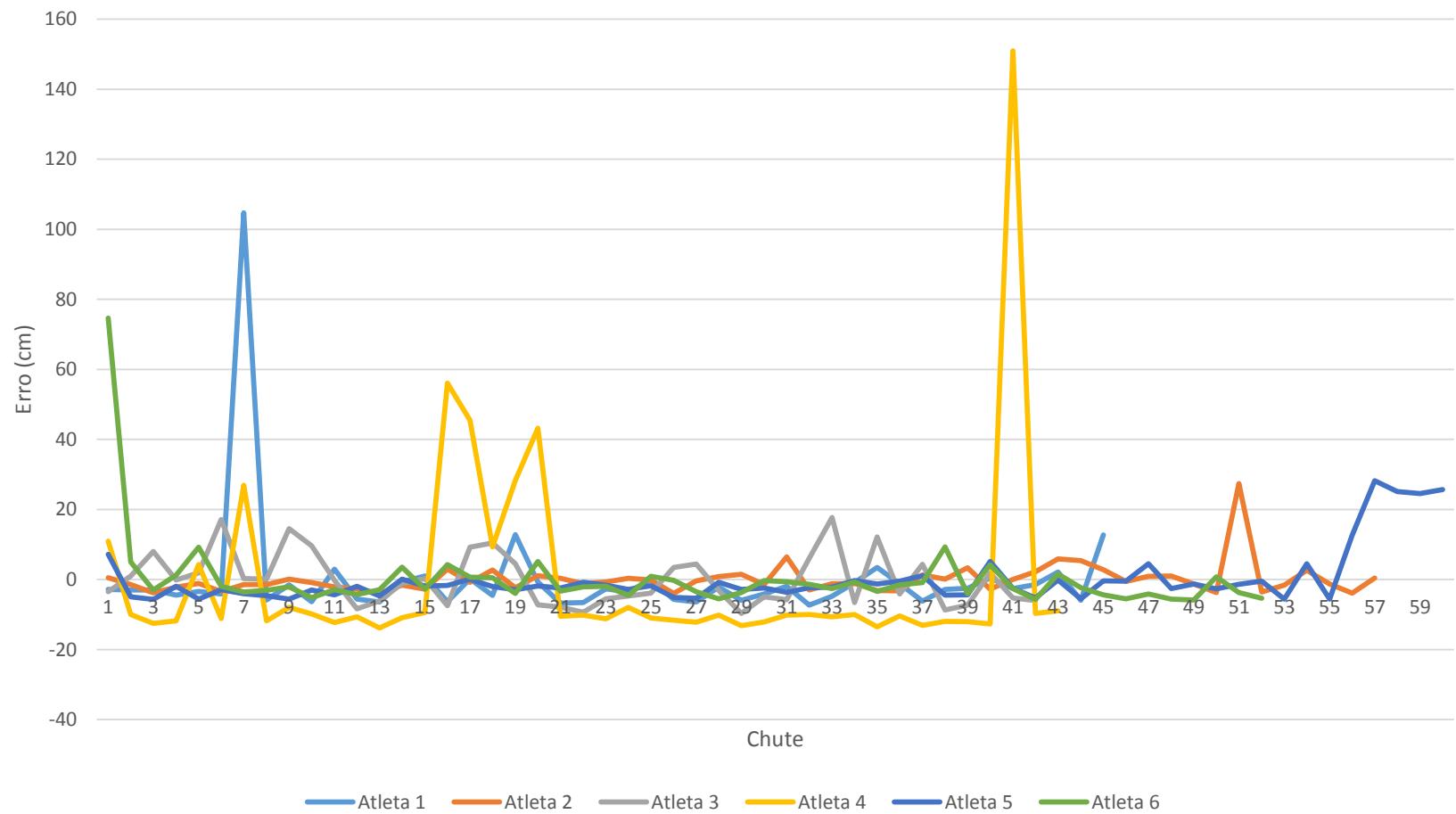


Gráfico 14 - Gráfico do erro de precisão dos chutes dos atletas.

Desta forma, quanto mais próximos de zero for o valor, mais preciso o chute será. A precisão do chute está relacionada com a região em que o atleta acerta mais vezes no aparador, independentemente se essa região trata-se do alvo. Assim, é possível observar que nem sempre um chute preciso é um chute exato, isto vale também para o contrário.

4.1.3 Velocidade

Nesse estudo foi analisada apenas a velocidade do marcador virtual do pé ao longo da trajetória realizada durante cada chute. Os vetores de velocidade instantânea foram obtidos para os pontos da trajetória e, posteriormente foi realizada a soma dos vetores a fim de se obter o vetor total.

O vetor total foi calculado para todos os chutes executados pelos atletas, e a velocidade média dos chutes, como também a velocidade máxima de cada atleta pode ser visualizada na Tabela 6.

Tabela 6 – Velocidade média e velocidade máxima em m/s e km/h executada por cada atleta durante a trajetória dos chutes.

Atleta	Velocidade Média		Velocidade Máxima	
	m/s	Km/h	m/s	Km/h
1	4,273	15,383	5,427	19,536
2	4,086	14,710	5,569	20,047
3	5,968	21,486	7,588	27,318
4	4,578	16,480	7,128	25,662
5	4,642	16,712	5,986	21,550
6	4,495	16,184	6,307	22,705

O valores de velocidade em metros por segundo podem ser visualizados no Gráfico 15, juntamente com a curva de velocidades e a visualizar a curva obtida pela regressão linear. A regressão linear foi obtida com o objetivo de se observar o comportamento da velocidade ao longo do treinamento.

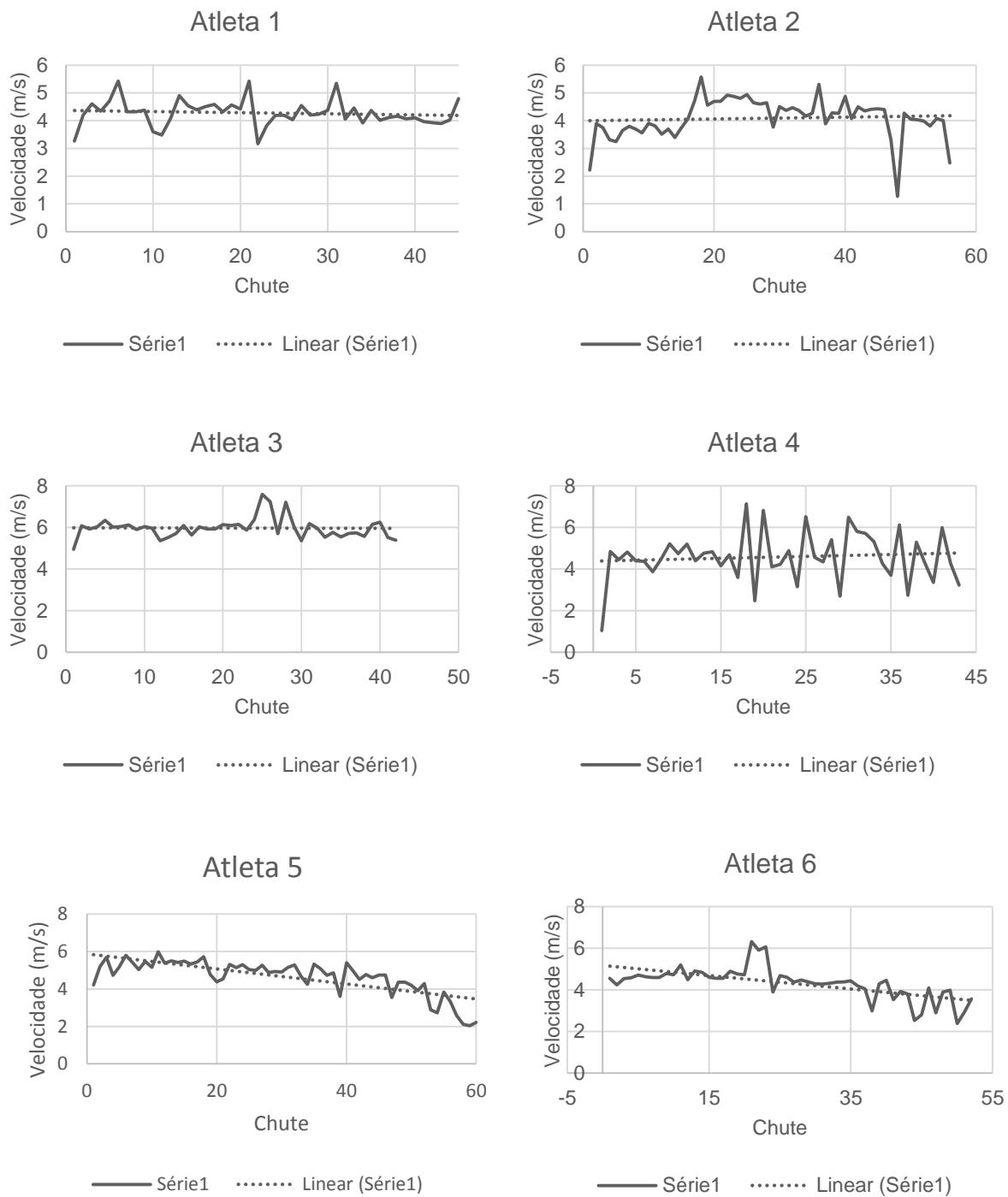
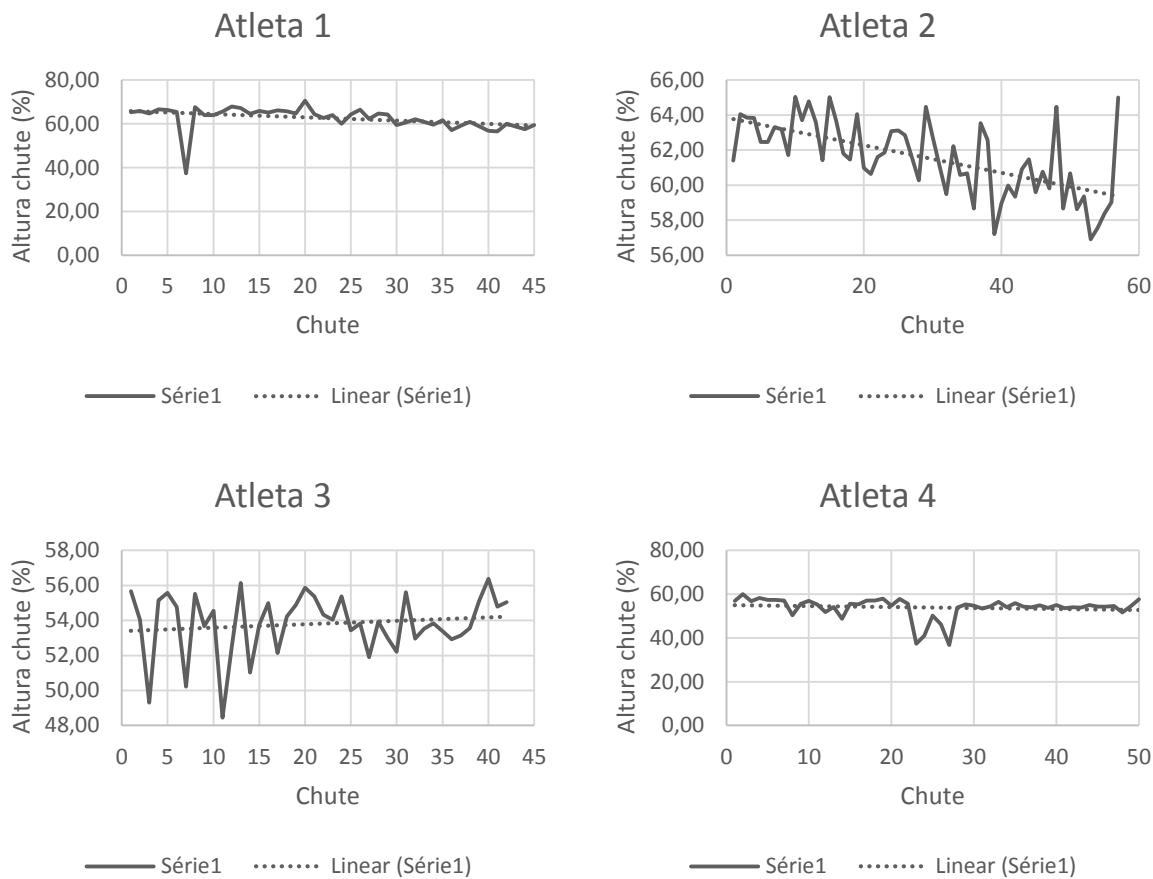


Gráfico 15 – Velocidade de chute dos atletas.

4.1.4 Altura

Para cada chute, também foram extraídas informações a respeito da altura máxima atingida pelo marcador virtual do pé, o mesmo utilizado para análise da velocidade e da distância entre o aparador e o alvo. No Gráfico 16, além de representar a altura máxima de cada chute, exibe a curva de regressão linear com o intuito de avaliar o comportamento da altura do chute ao longo do tempo. Como a altura do chute está diretamente relacionada com a estatura e a flexibilidade do atleta, os valores de altura foram normalizados tendo como base a estatura de cada voluntário. Os valores expressos no gráfico definem a altura do chute de acordo com a porcentagem da estatura do atleta. Desta forma, foi possível identificar qual atleta chutou mais alto.



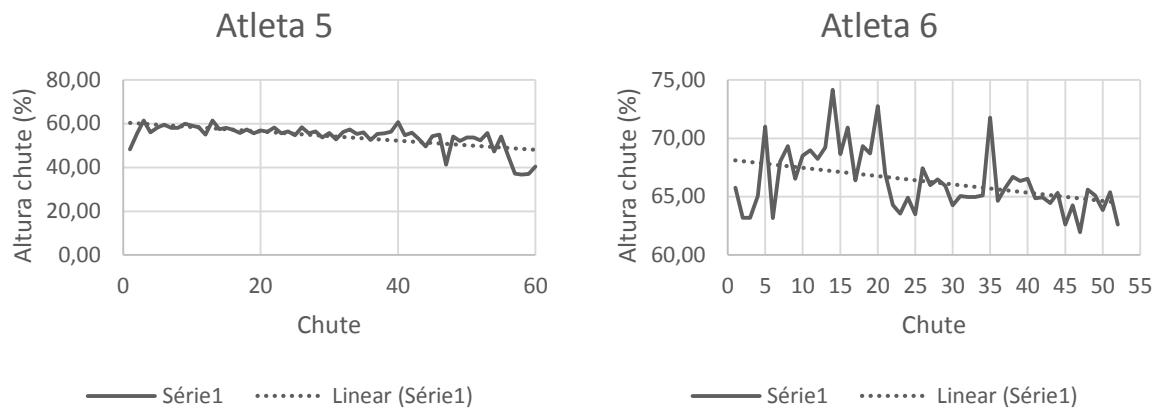


Gráfico 16 – Alturas dos chutes normalizadas de acordo com o tamanho de cada atleta.

4.2 RESULTADOS DA ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Após o processamento do sinal eletromiográfico, algumas características foram extraídas como a amplitude máxima e o RMS de cada chute a partir do sinal no domínio do tempo; e frequência média e frequência mediana por chute obtidas através do sinal no domínio da frequência. Como nos resultados da análise cinemática, os resultados obtidos pela análise do sinal EMG foram divididos em subitens de forma a otimizar a distribuição e a organização deste trabalho.

4.2.1 Sinal no domínio do tempo

Domínio do tempo é o termo usado para descrever a representação do sinal com relação ao tempo. Desta forma cada valor de amplitude do sinal EMG, dado em milivolts, corresponde a um instante de tempo ou ao número de amostra equivalente à aquele instante.

A avaliação dos dados foi realizada por chute, dessa forma, o sinal foi fragmentado em janelas correspondentes a cada chute executado pelos atletas.

4.2.1.1 Amplitude Máxima

Os Gráficos 17 a 22 mostram os valores de amplitude máxima por chute dos sinais EMG retificados e normalizados de cada um dos músculos analisados. O objetivo de se analisar a amplitude máxima do sinal eletromiográfico é comparar seu comportamento ao longo do tempo com outras variáveis como altura do chute, distância e velocidade.

Atleta 1

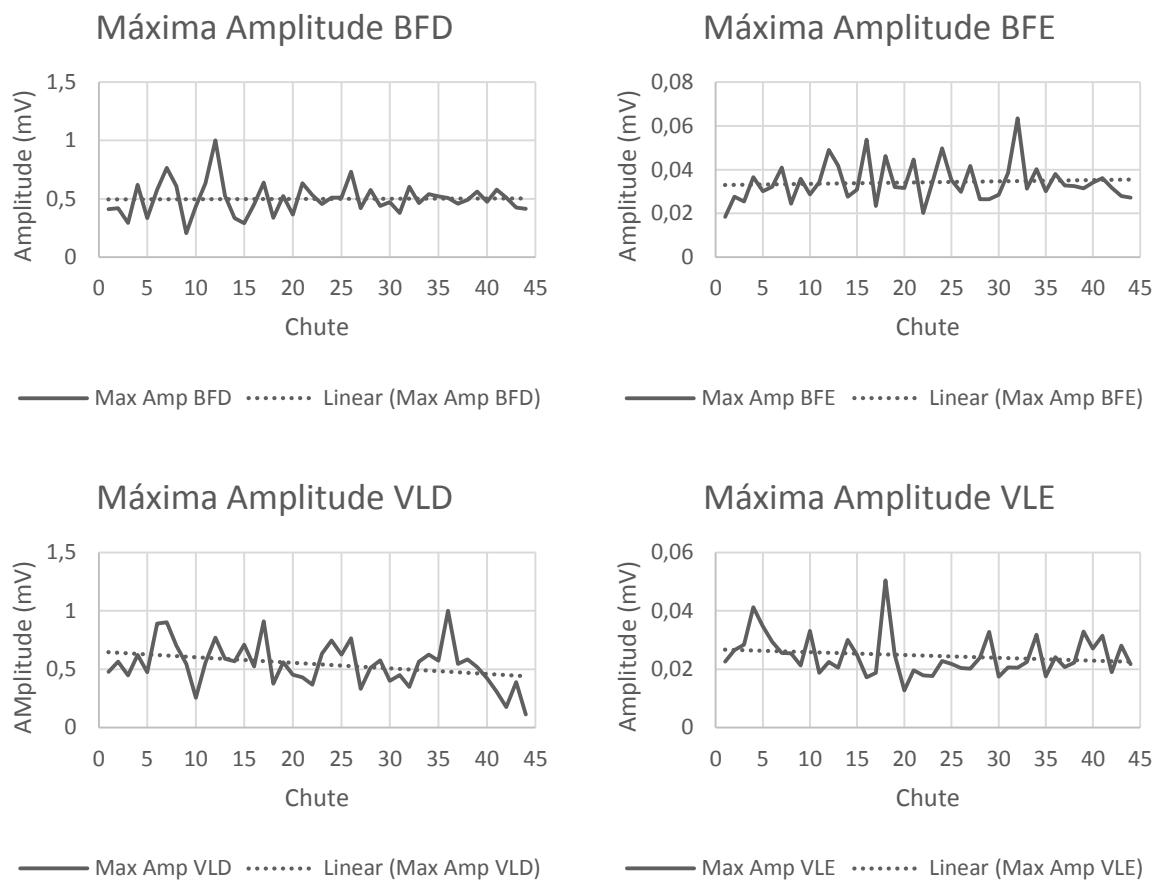


Gráfico 17 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 1.

Atleta 2

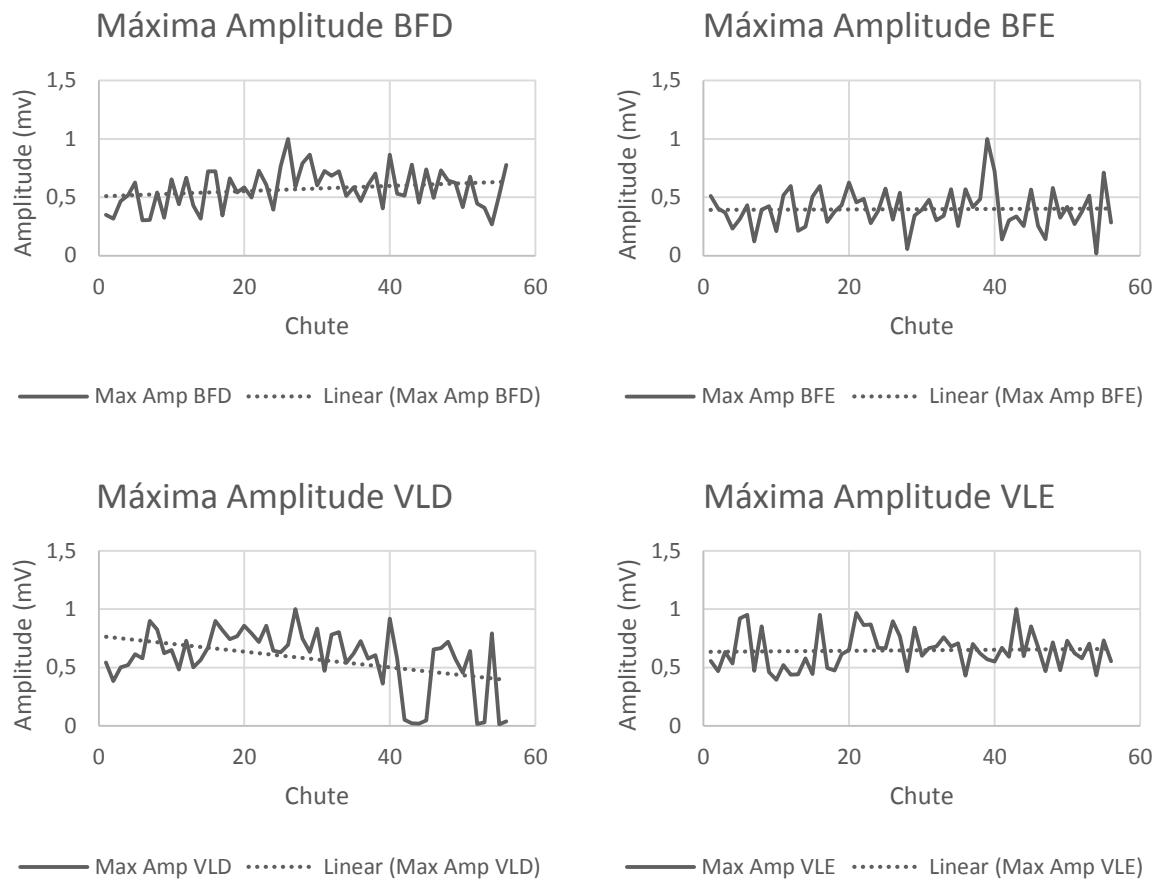
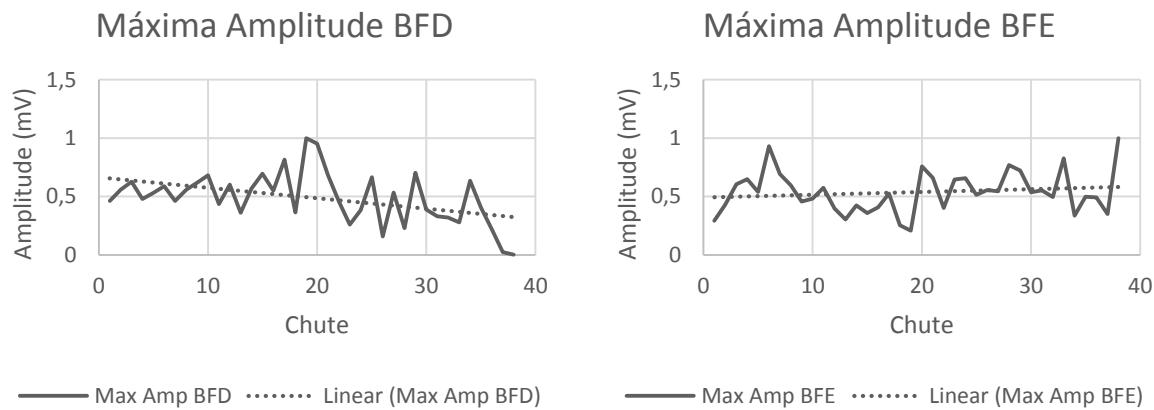


Gráfico 18 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 2.

Atleta 3



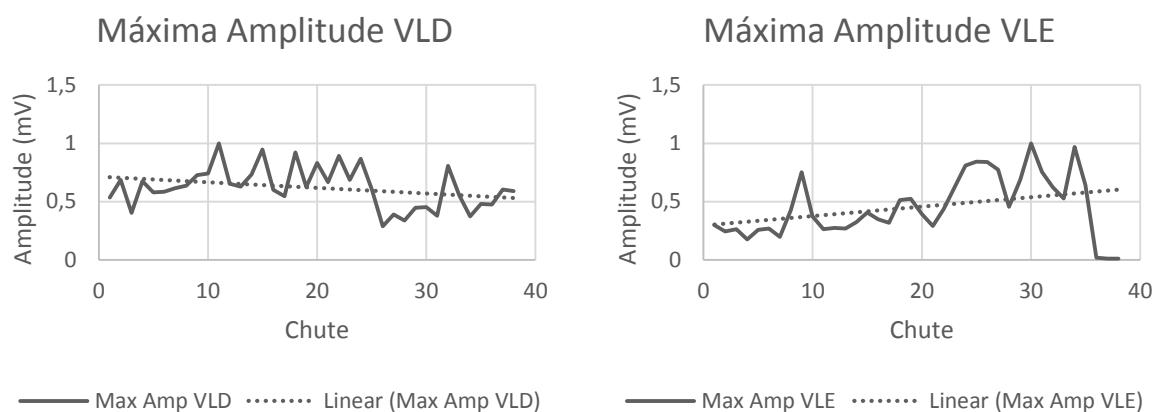


Gráfico 19 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 3.

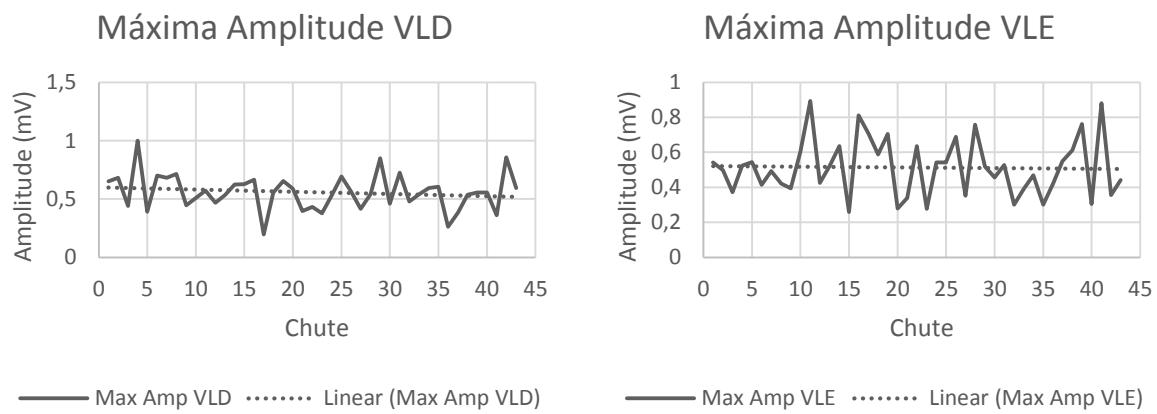
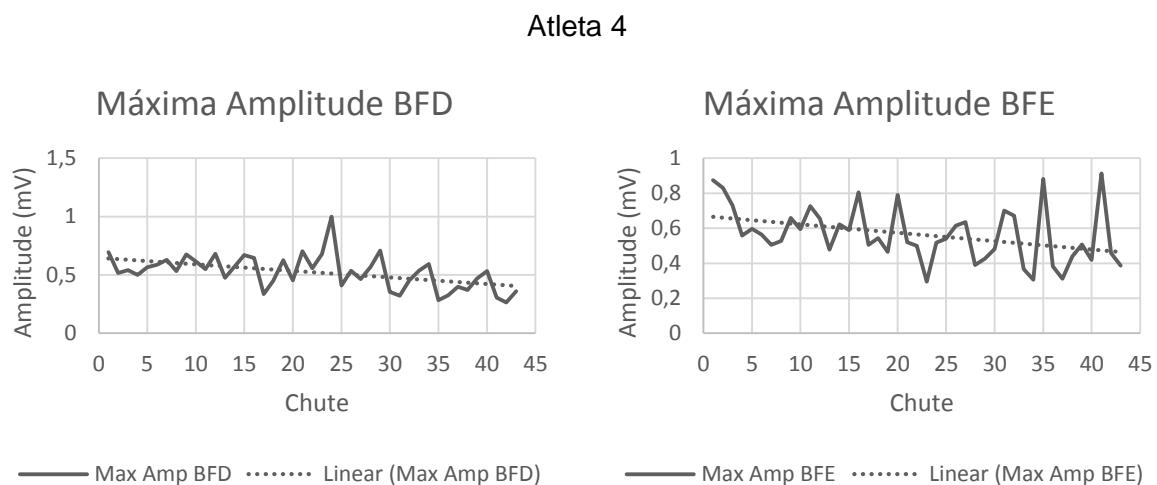


Gráfico 20 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 4.

Atleta 5

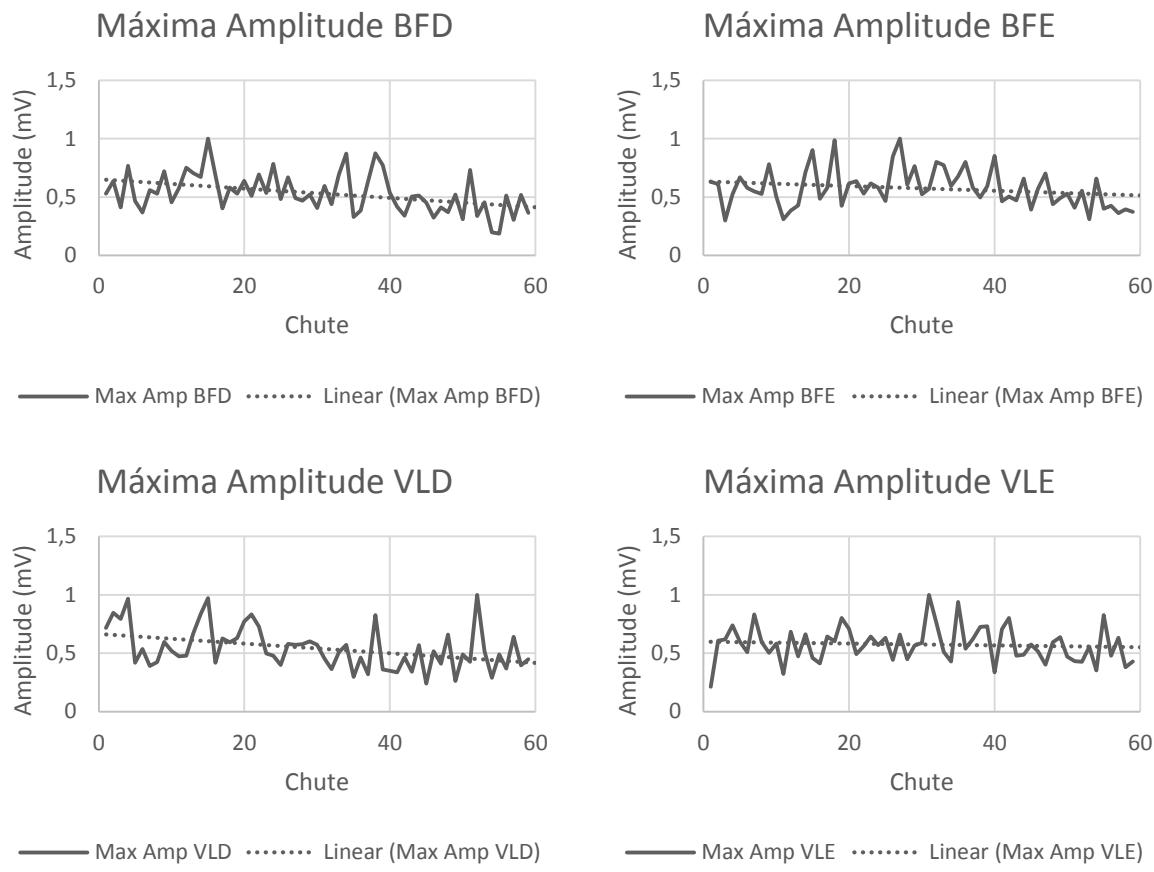
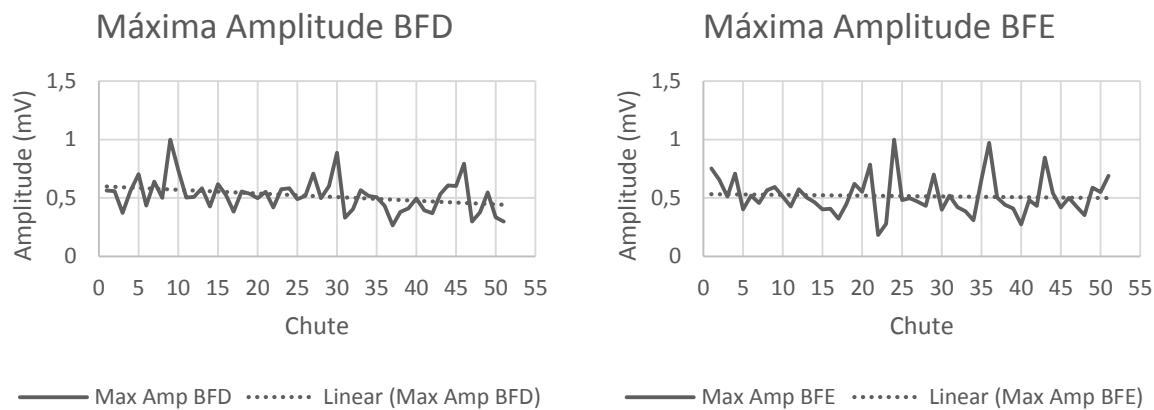


Gráfico 21 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 5.

Atleta 6



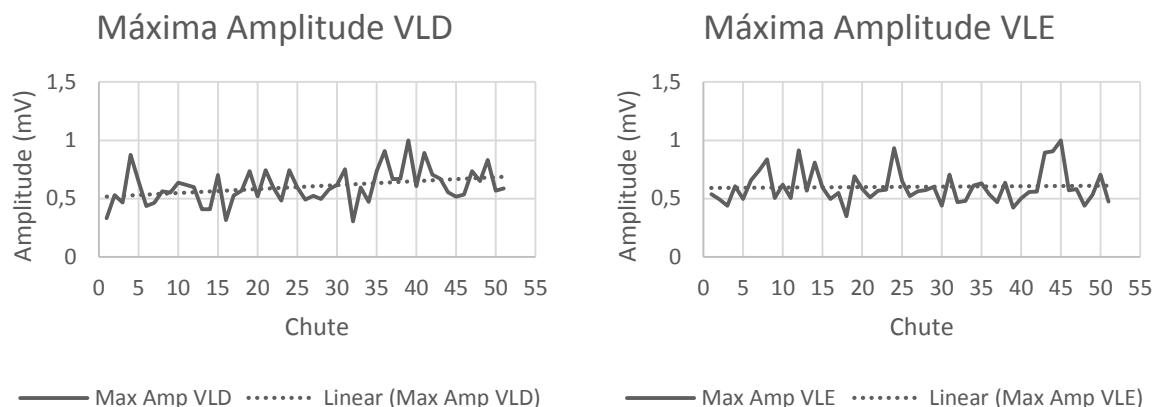
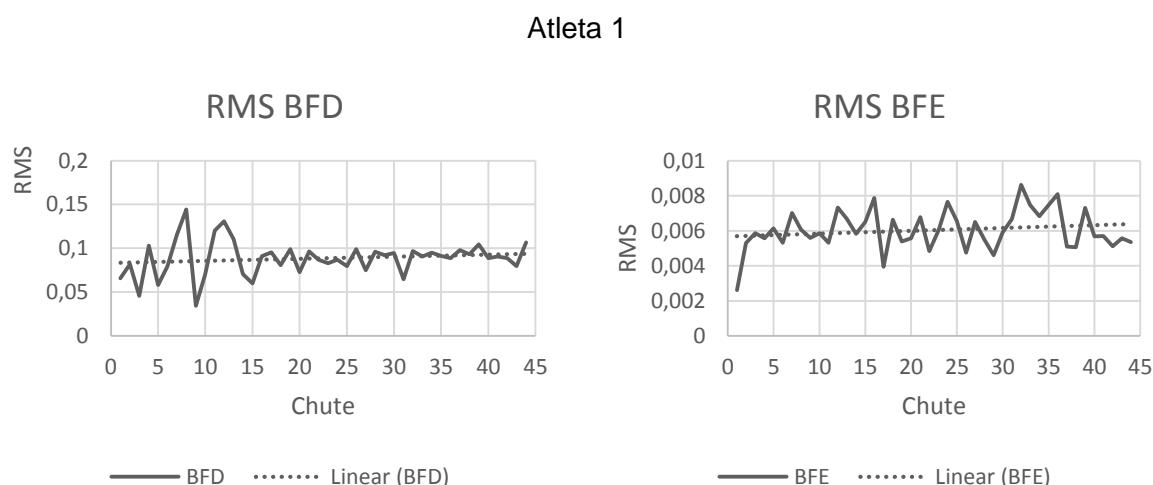


Gráfico 22 - Máxima amplitude para os músculos do atleta 6.

4.2.1.2 RMS

O RMS foi obtido a partir do sinal EMG retificado e normalizado, e tem como principal objetivo, demonstrar o nível de atividade deste e contribuir para a detecção da fadiga muscular. Para que fosse possível avaliar o RMS por chute, o sinal foi fragmentado em várias janelas cujas amostras correspondem a um único chute. Para os Gráficos 23 a 28, além dos valores de amplitude de RMS, também foi inserida a curva de regressão linear como forma de entender o comportamento do sinal ao longo do treinamento.



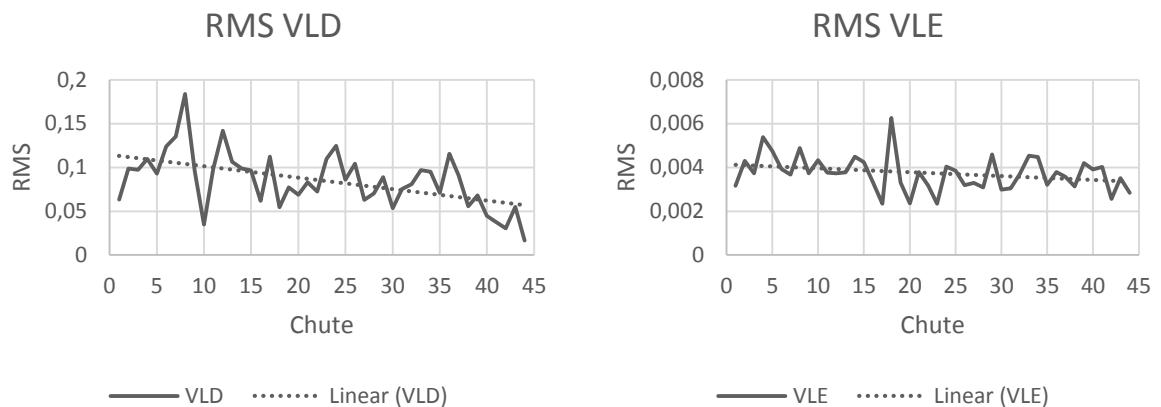


Gráfico 23 - RMS dos músculos do atleta 1.

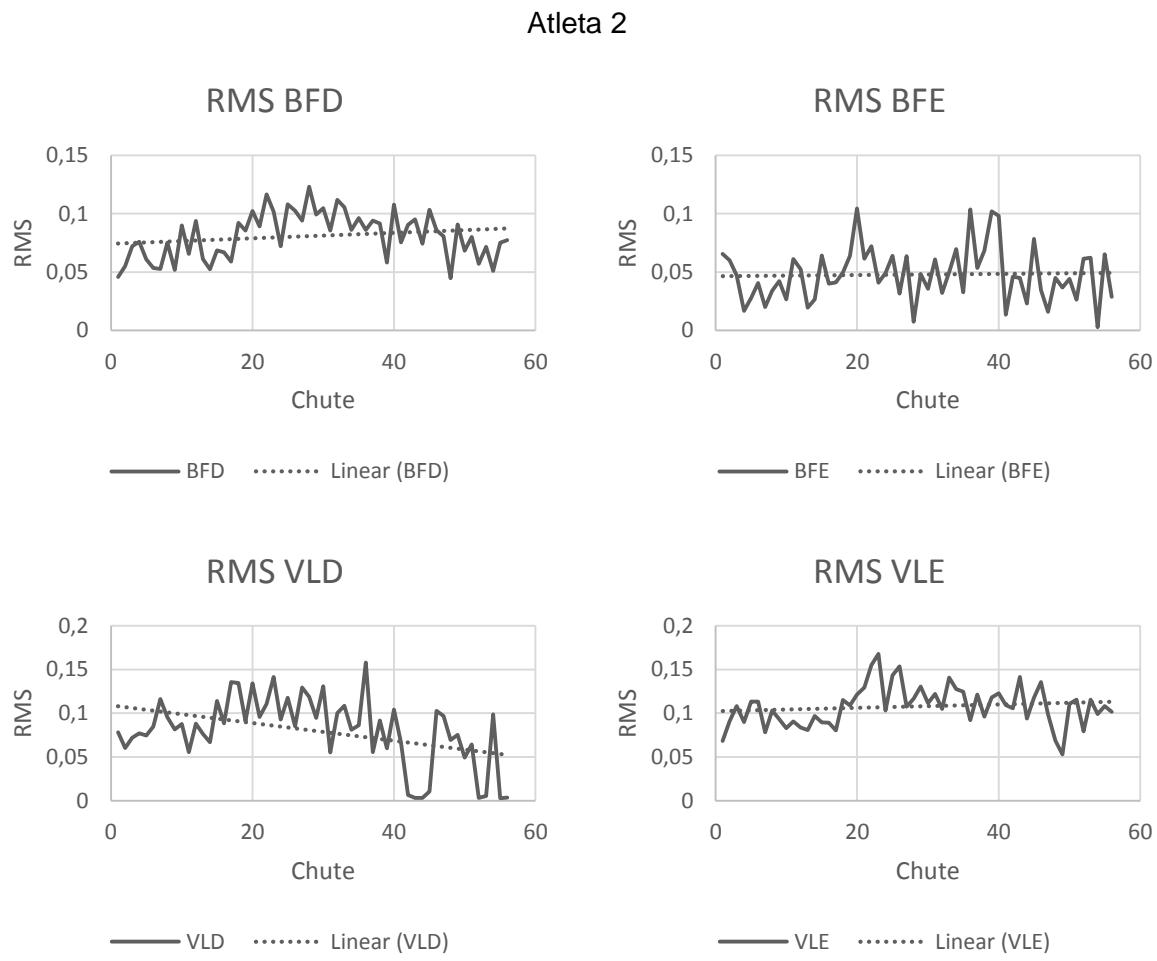


Gráfico 24 - RMS dos músculos do atleta 2.

Atleta 3

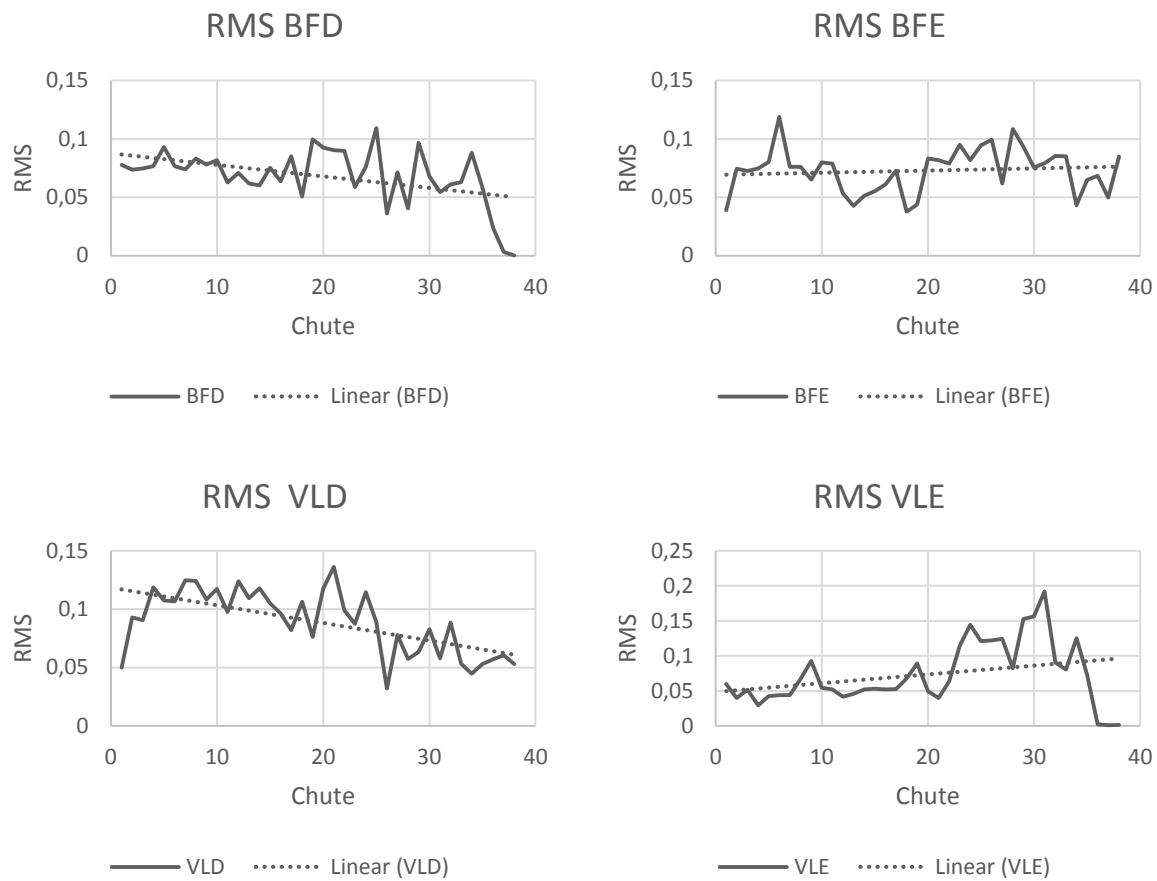
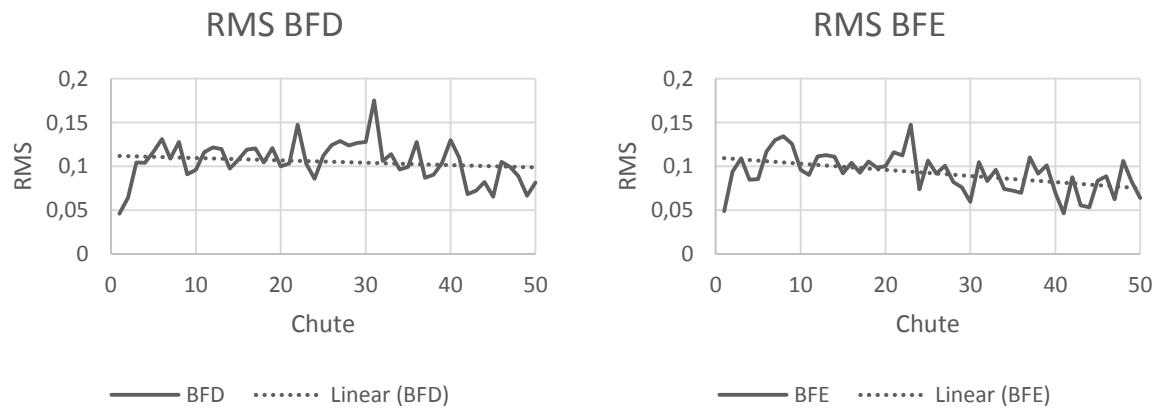


Gráfico 25 - RMS dos músculos do atleta 3.

Atleta 4



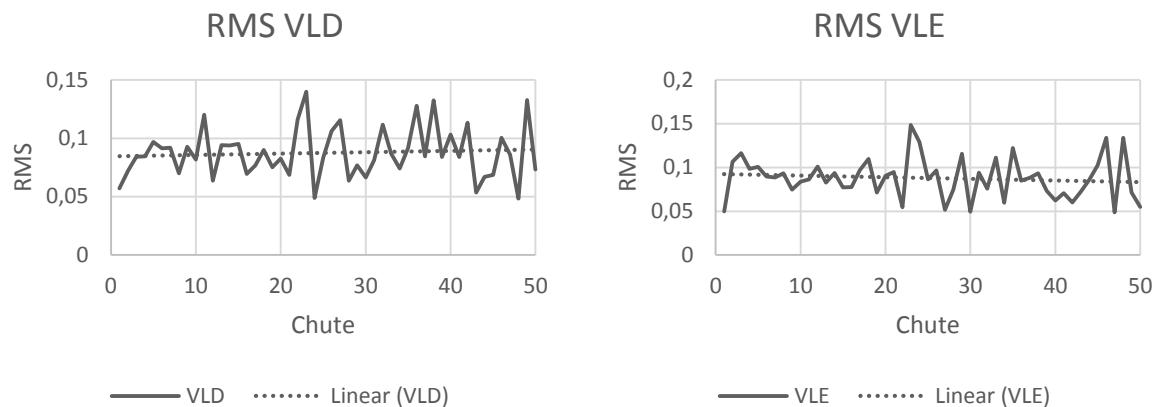


Gráfico 26 - RMS dos músculos do atleta 4.

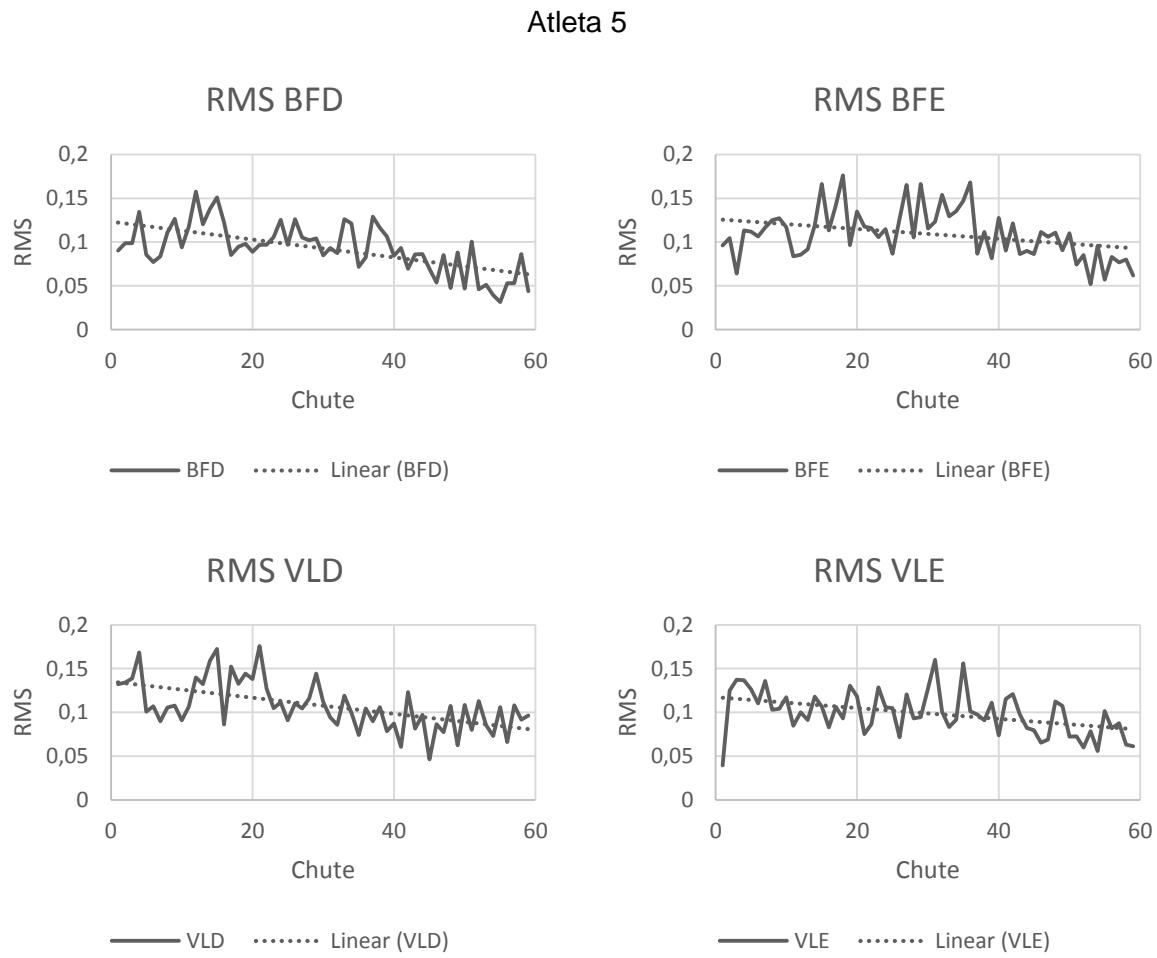


Gráfico 27 - RMS dos músculos do atleta 5.

Atleta 6

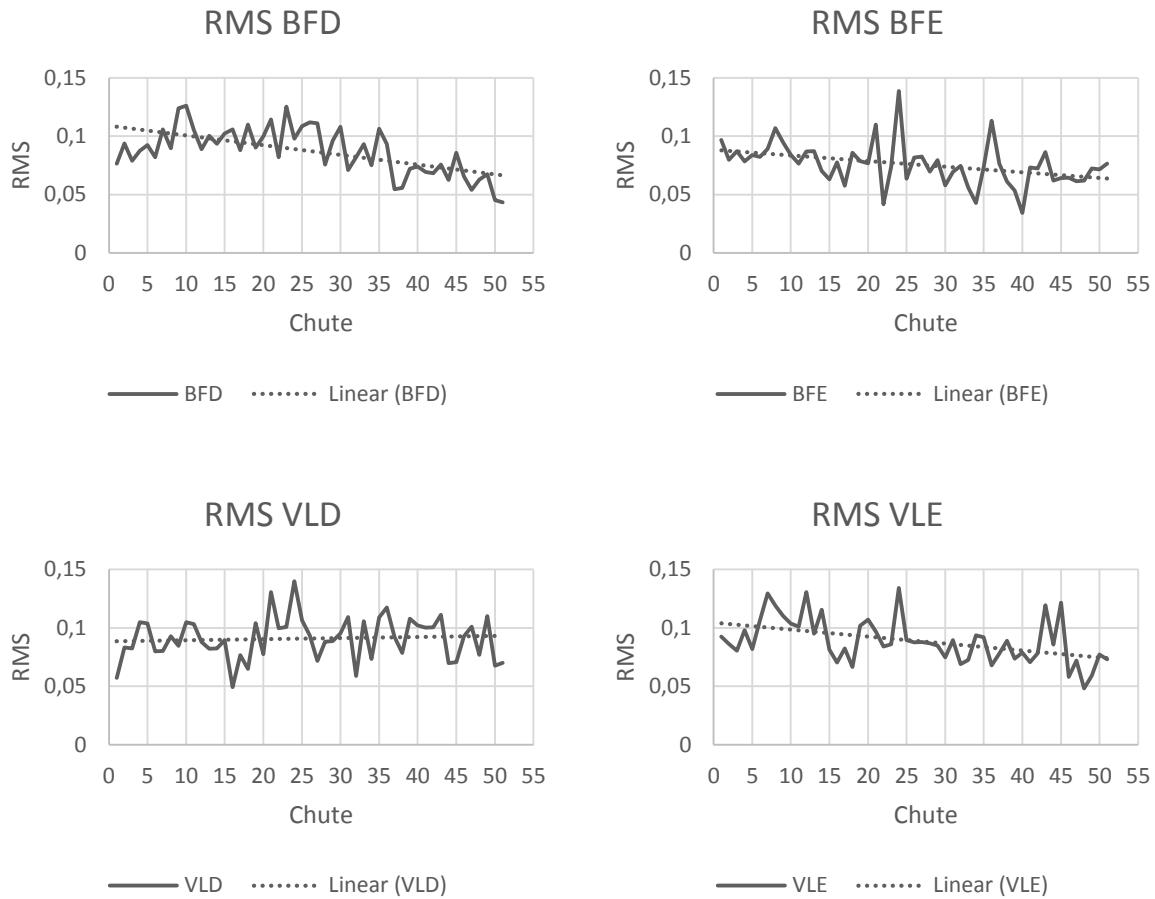


Gráfico 28 - RMS dos músculos do atleta 6.

4.2.2 Sinal no domínio da frequência

A partir do sinal no domínio da frequência, foram extraídas informações a respeito da frequência média e frequência mediana. A intenção em se analisar essas duas características deve-se a necessidade de detectar qual das variáveis é a mais adequada para avaliar a fadiga nesse estudo.

A análise dos dados foi realizada a partir das janelas do sinal EMG correspondentes a cada chute, determinadas para avaliação do sinal sobre o domínio do tempo. Desta forma, para que fossem obtidas informações por chute, foi aplicada a transformada rápida de Fourier em cada janela, afim de se obter o espectro de potência.

4.2.2.1 Frequência Média

A frequência média obtida por meio da análise do espectro de potência de cada músculo é representada pelos Gráficos 29 a 34, sendo cada valor de amplitude correspondente a um determinado chute.

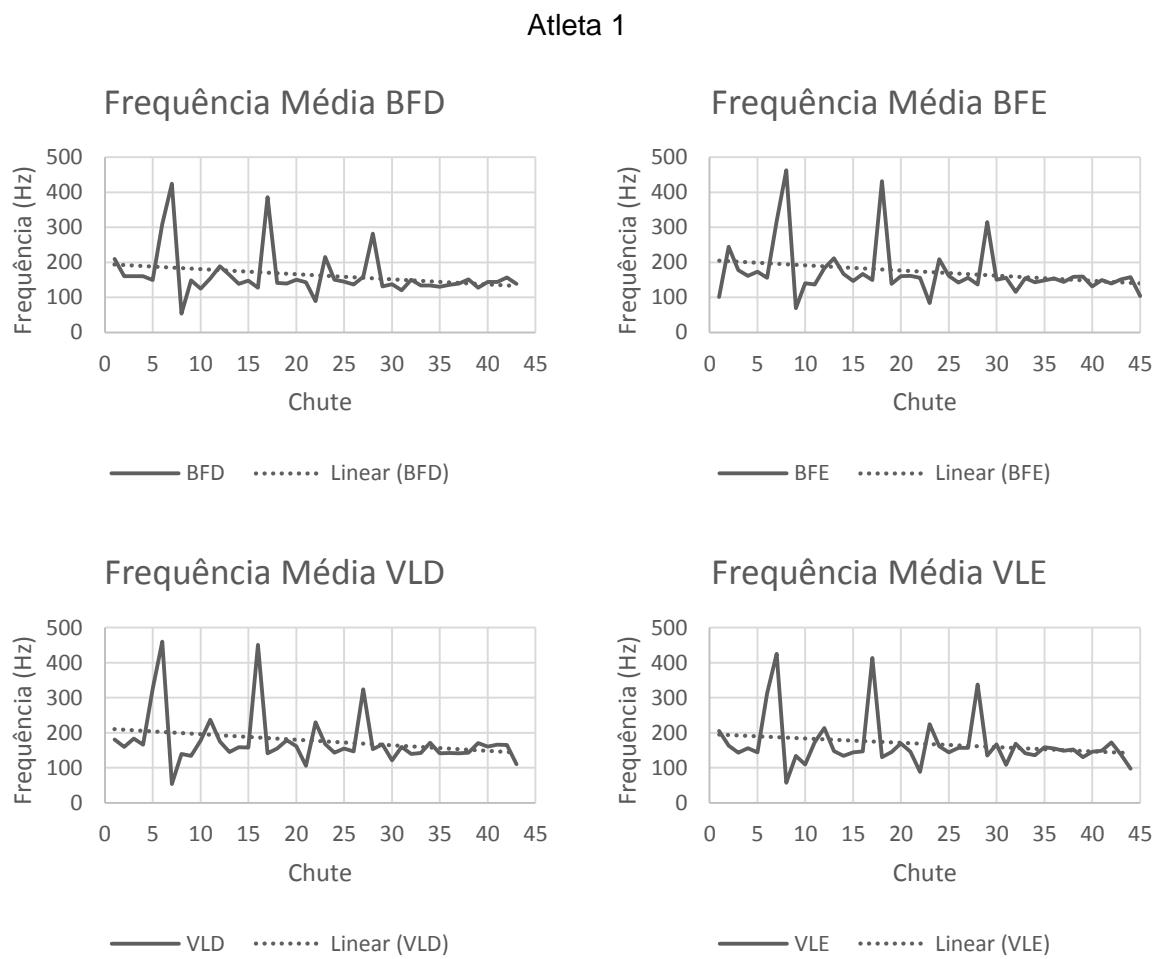


Gráfico 29 – Frequência média por chute para os músculos do atleta 1.

Atleta 2

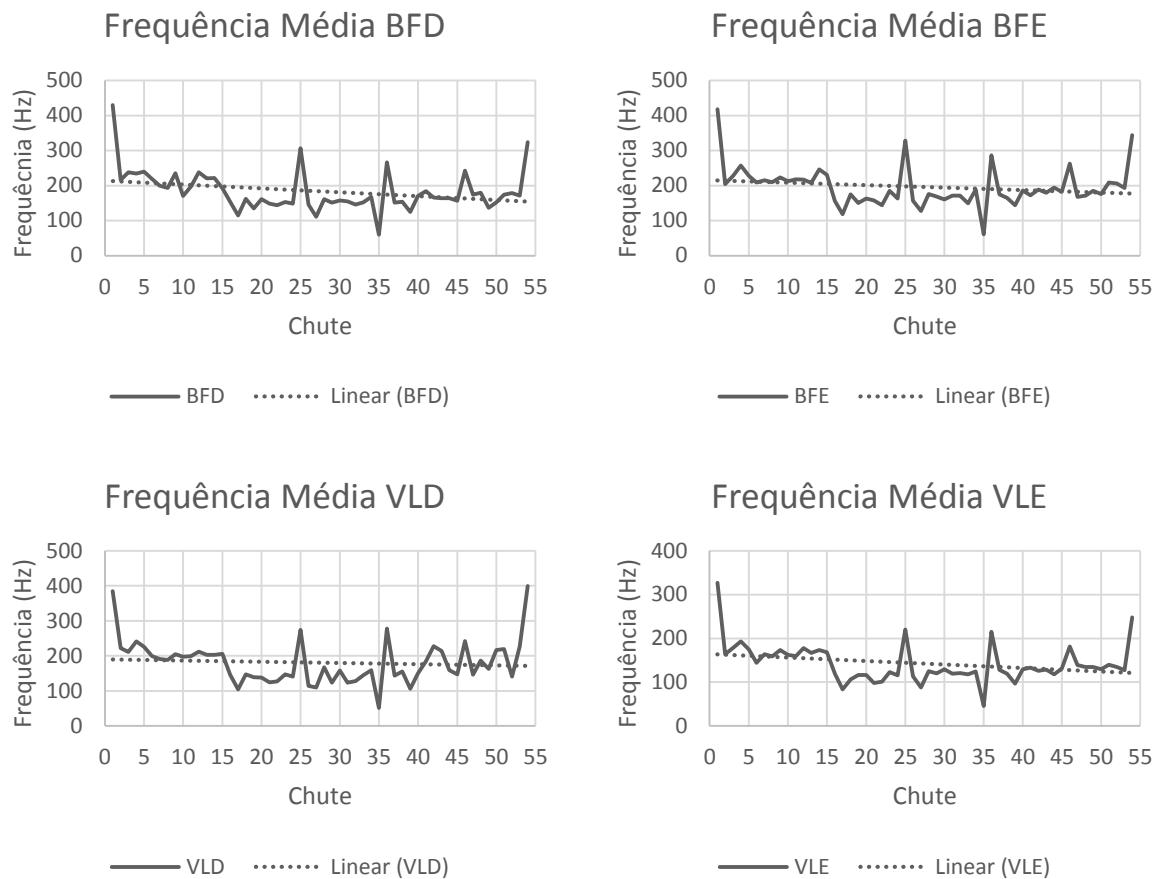
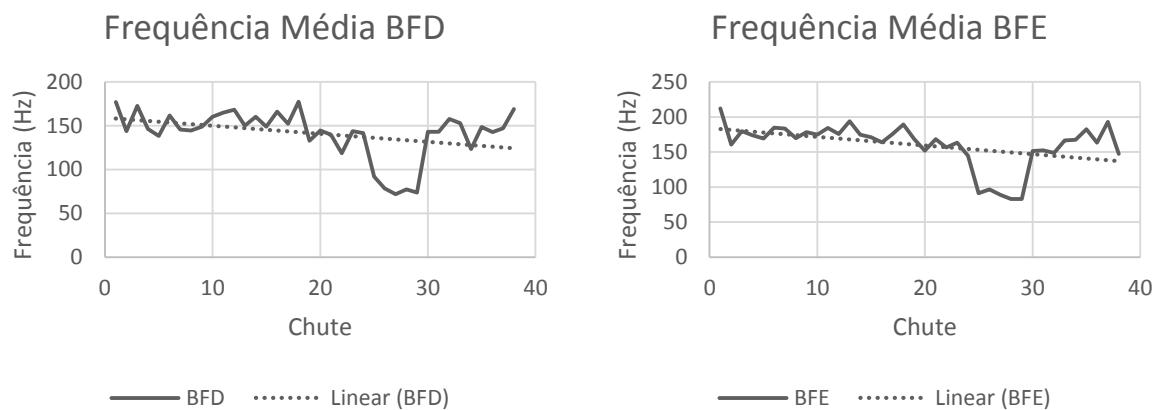


Gráfico 30 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 2.

Atleta 3



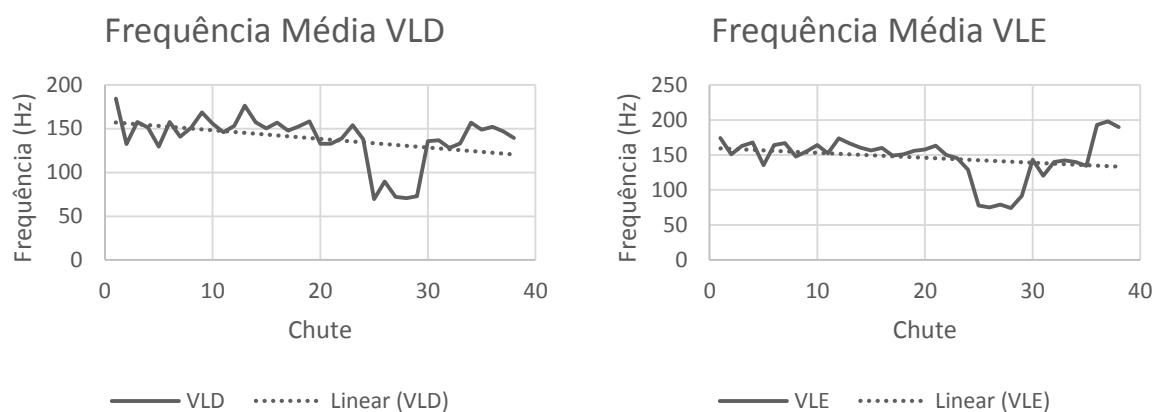


Gráfico 31 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 3.

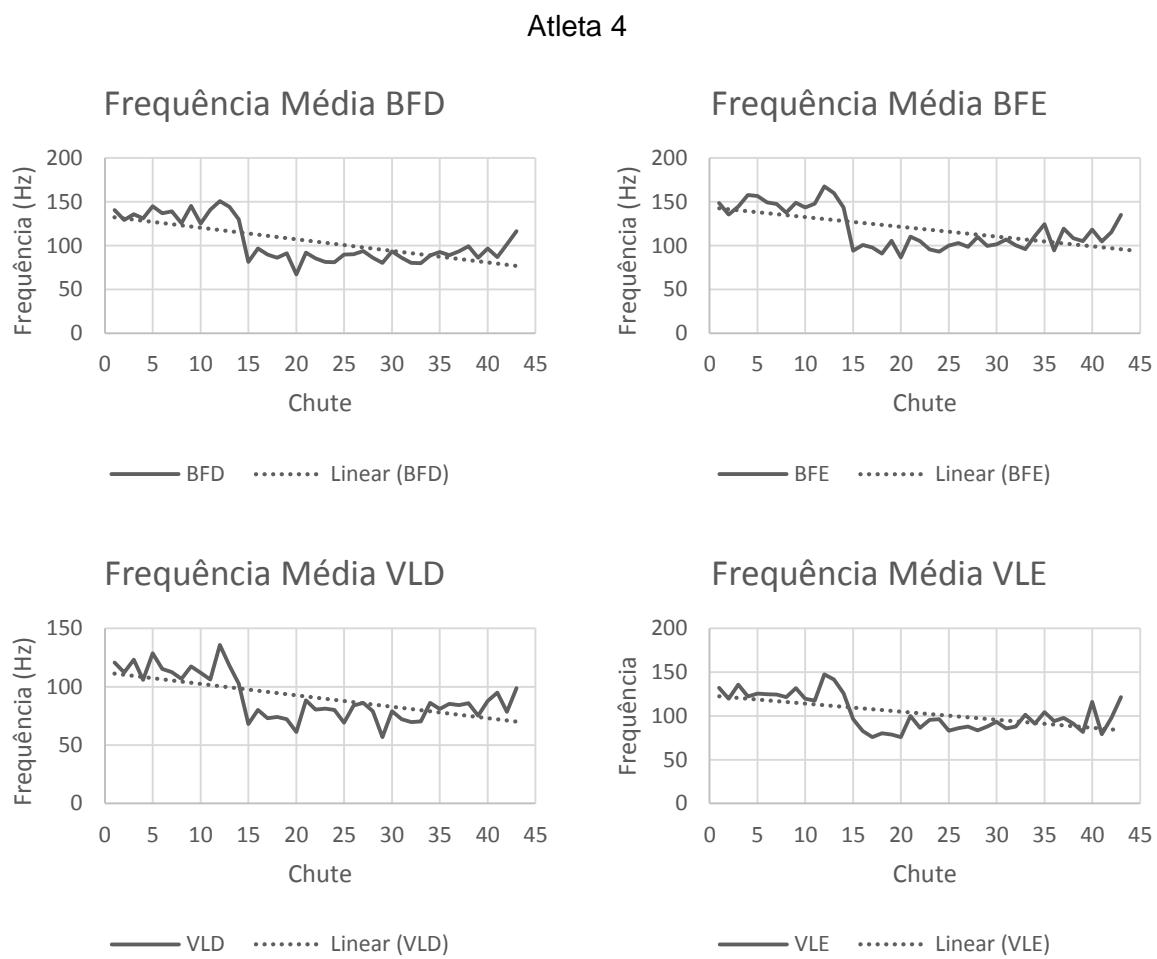


Gráfico 32 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 4.

Atleta 5

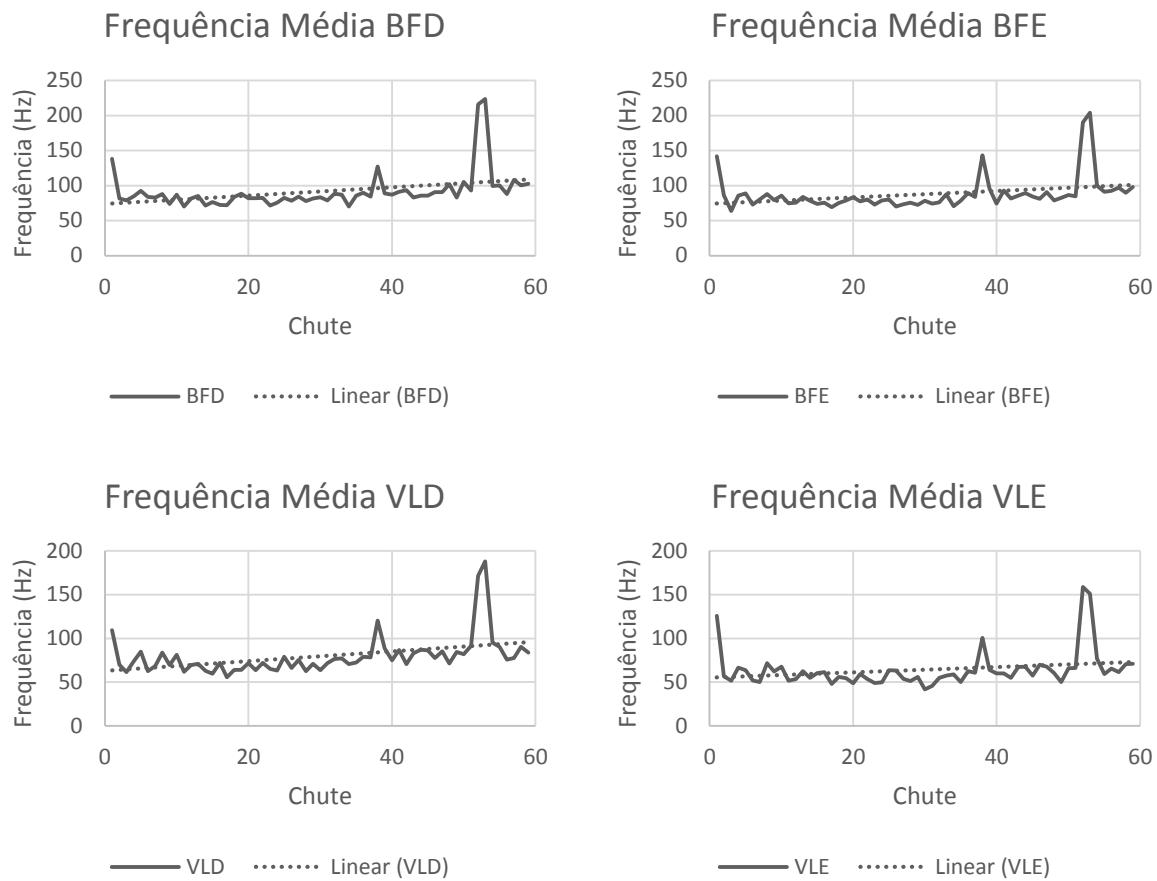
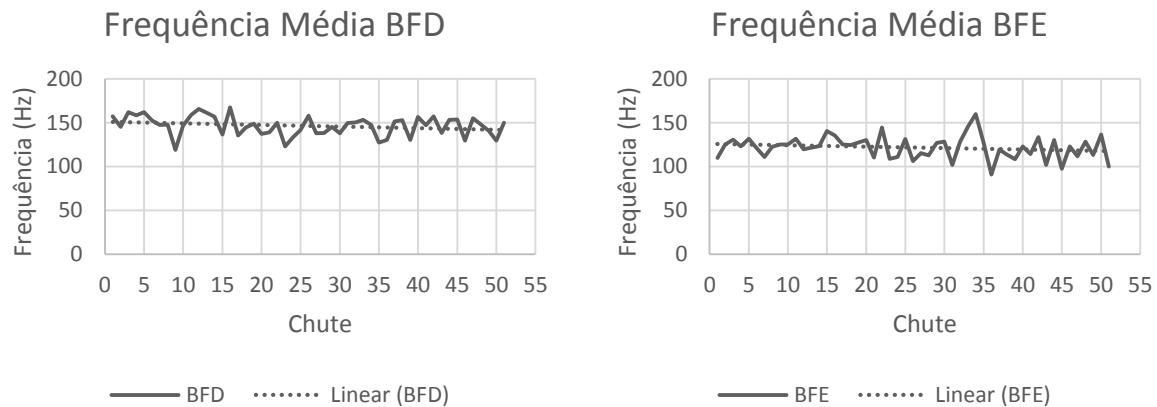


Gráfico 33 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 5.

Atleta 6



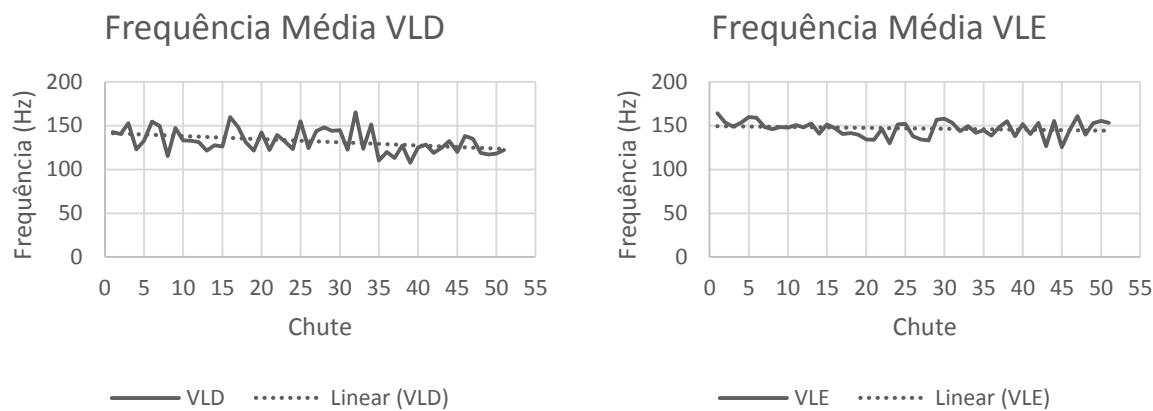
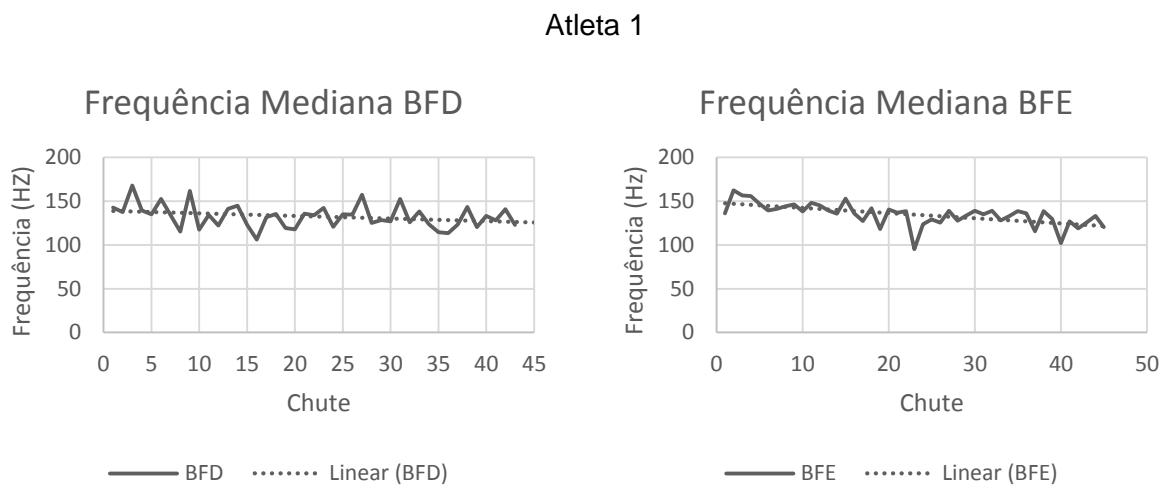


Gráfico 34 - Frequência média por chute para os músculos do atleta 6.

4.2.2.2 Frequência Mediana

A frequência mediana obtida por meio da análise do espectro de potência de cada chute representada pelos Gráficos 35 a 40. Embora a frequência média e mediana sejam usadas pra determinar a fadiga, na literatura a frequência mediana é mais utilizada para avaliar esse estado fisiológico.



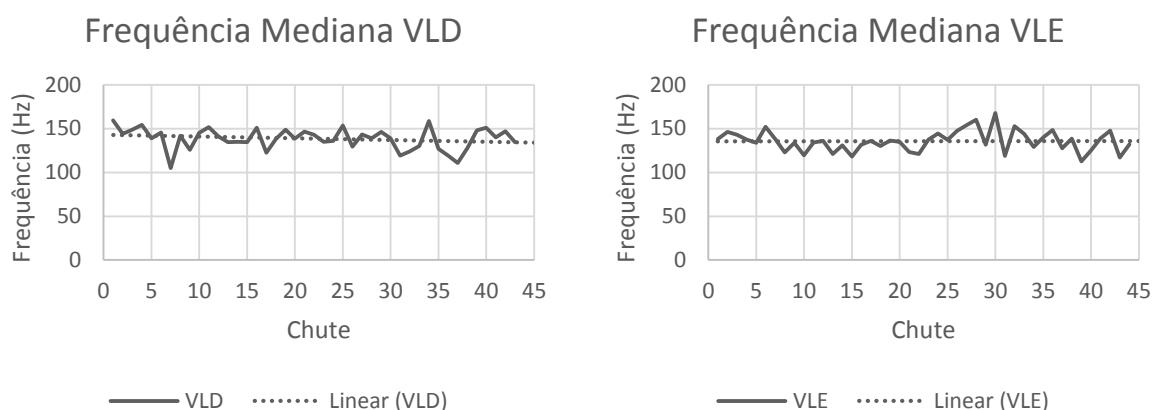


Gráfico 35 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 1.

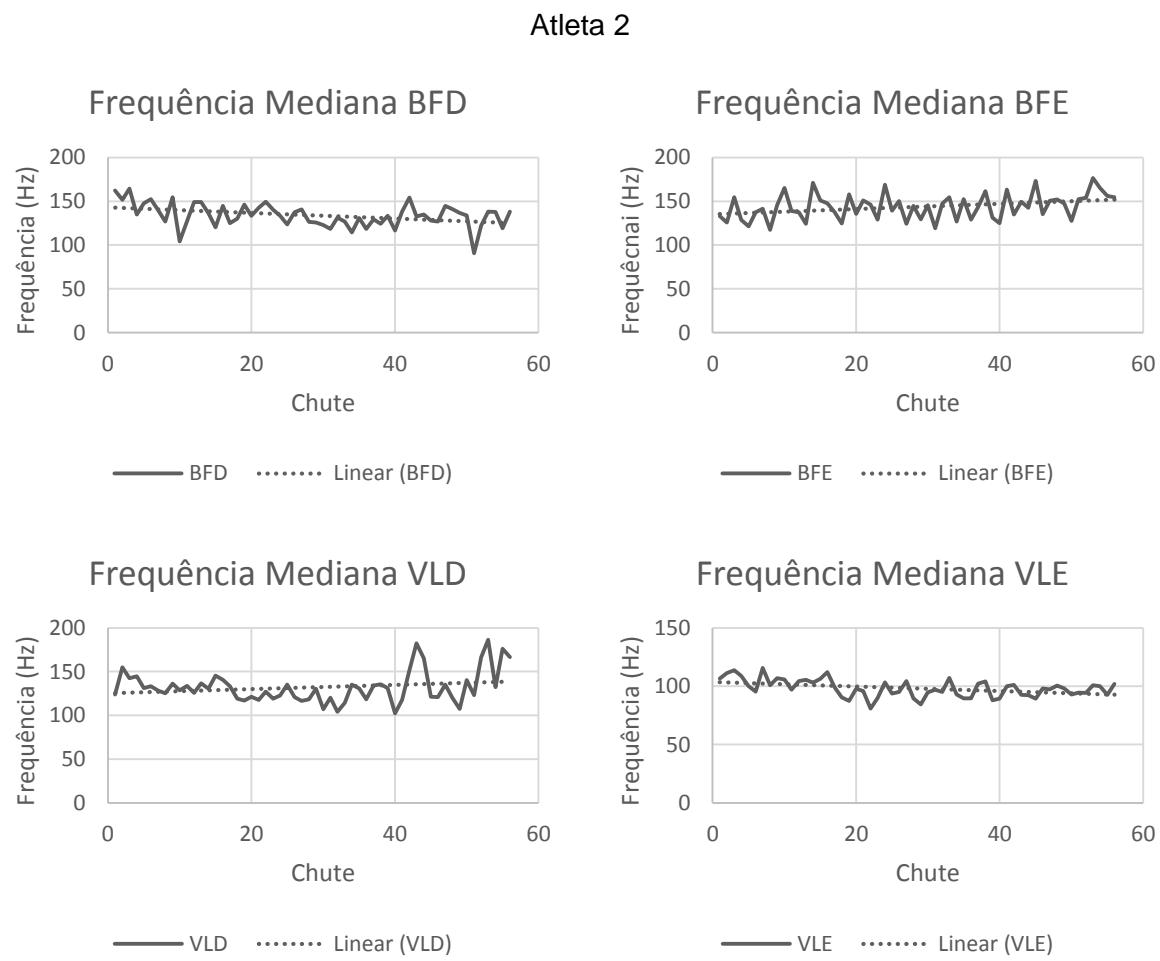


Gráfico 36 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 2.

Atleta 3

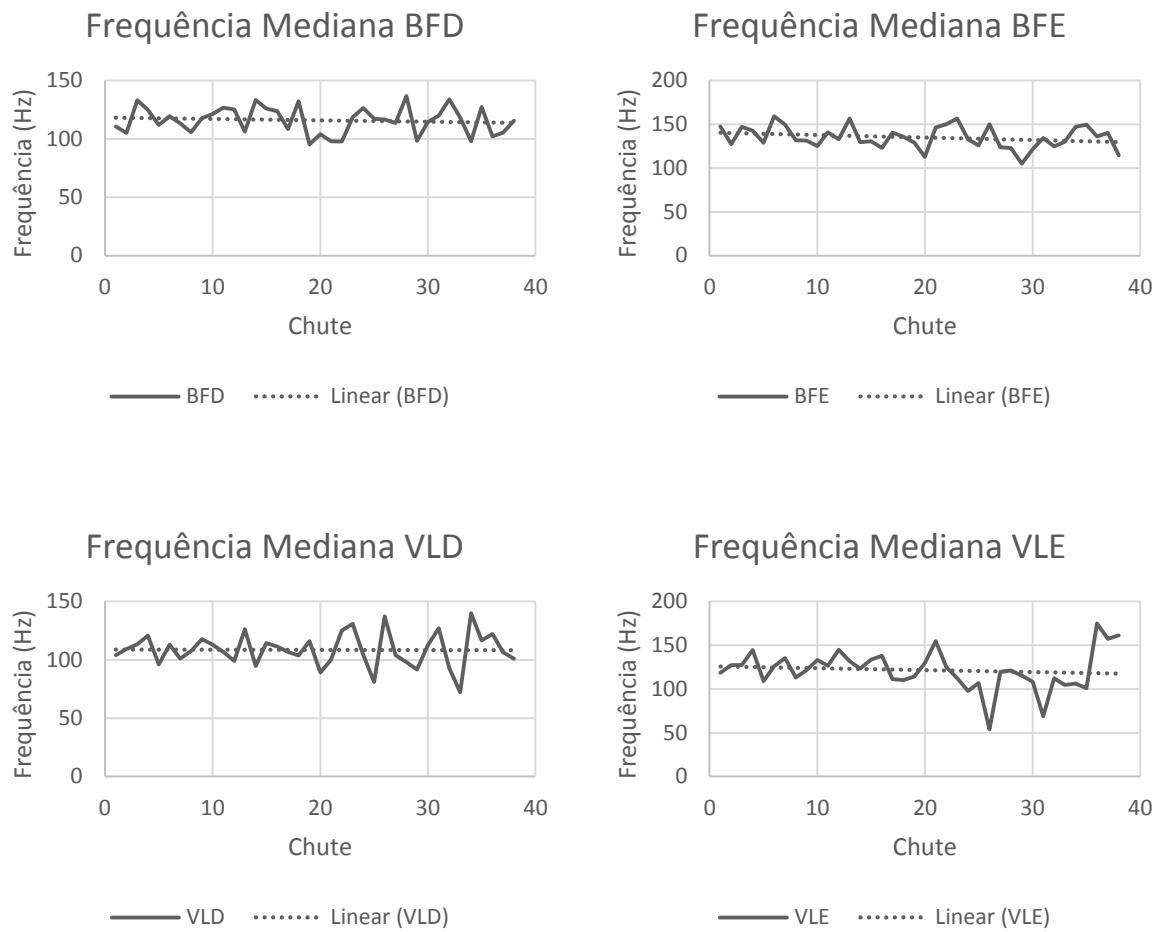
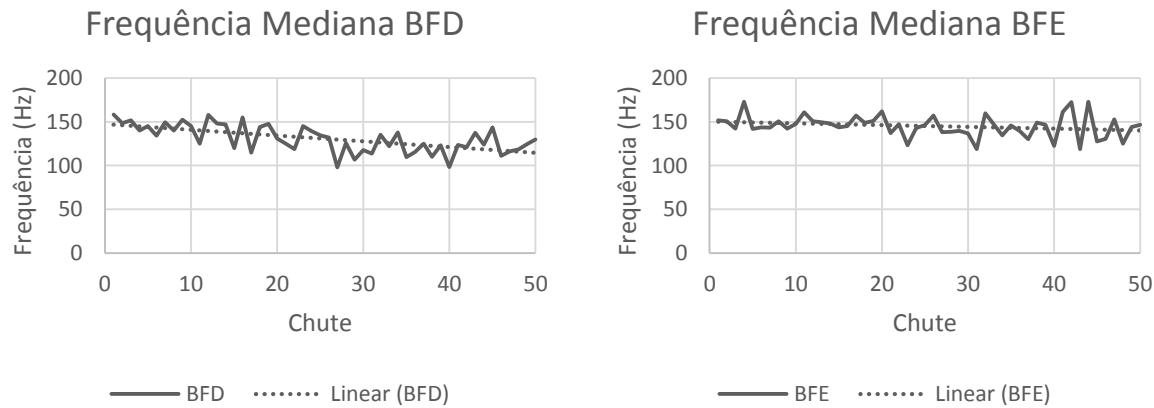


Gráfico 37 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 3.

Atleta 4



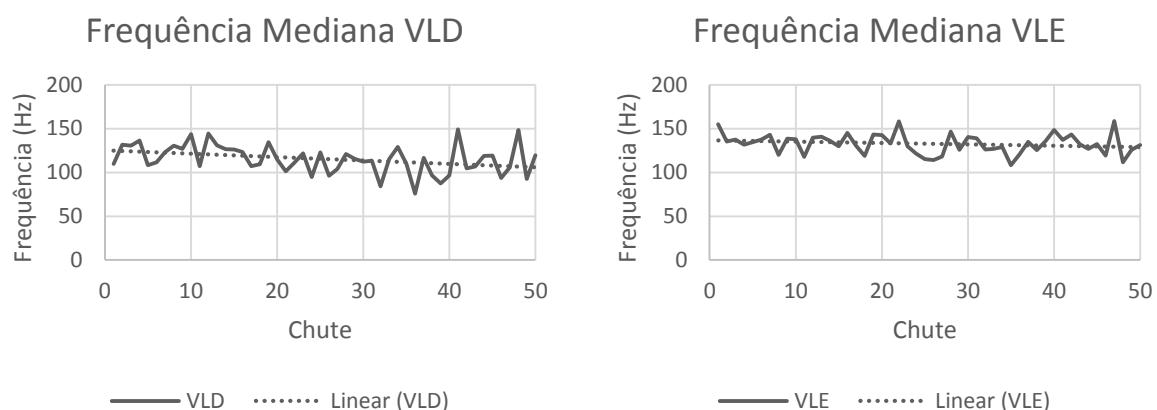


Gráfico 38 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 4.

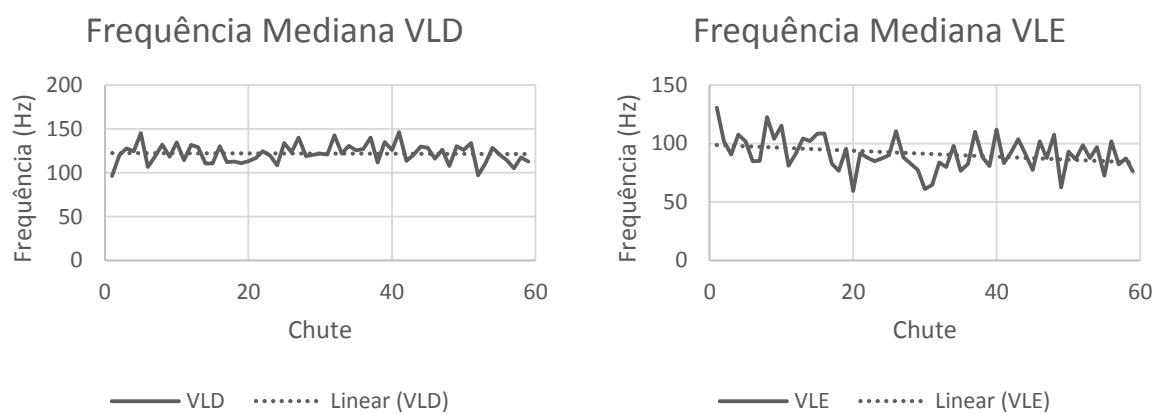
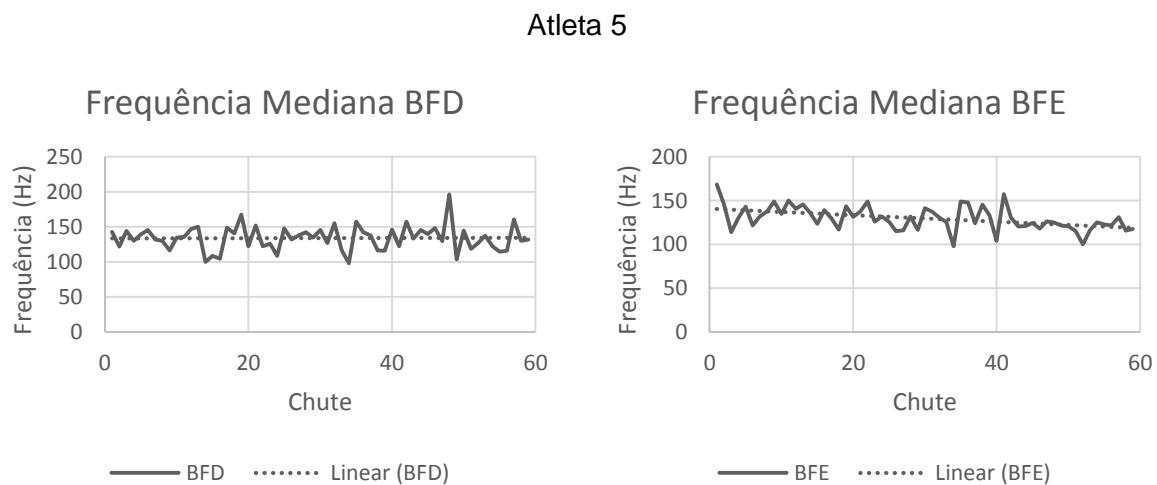


Gráfico 39 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 5.

Atleta 6

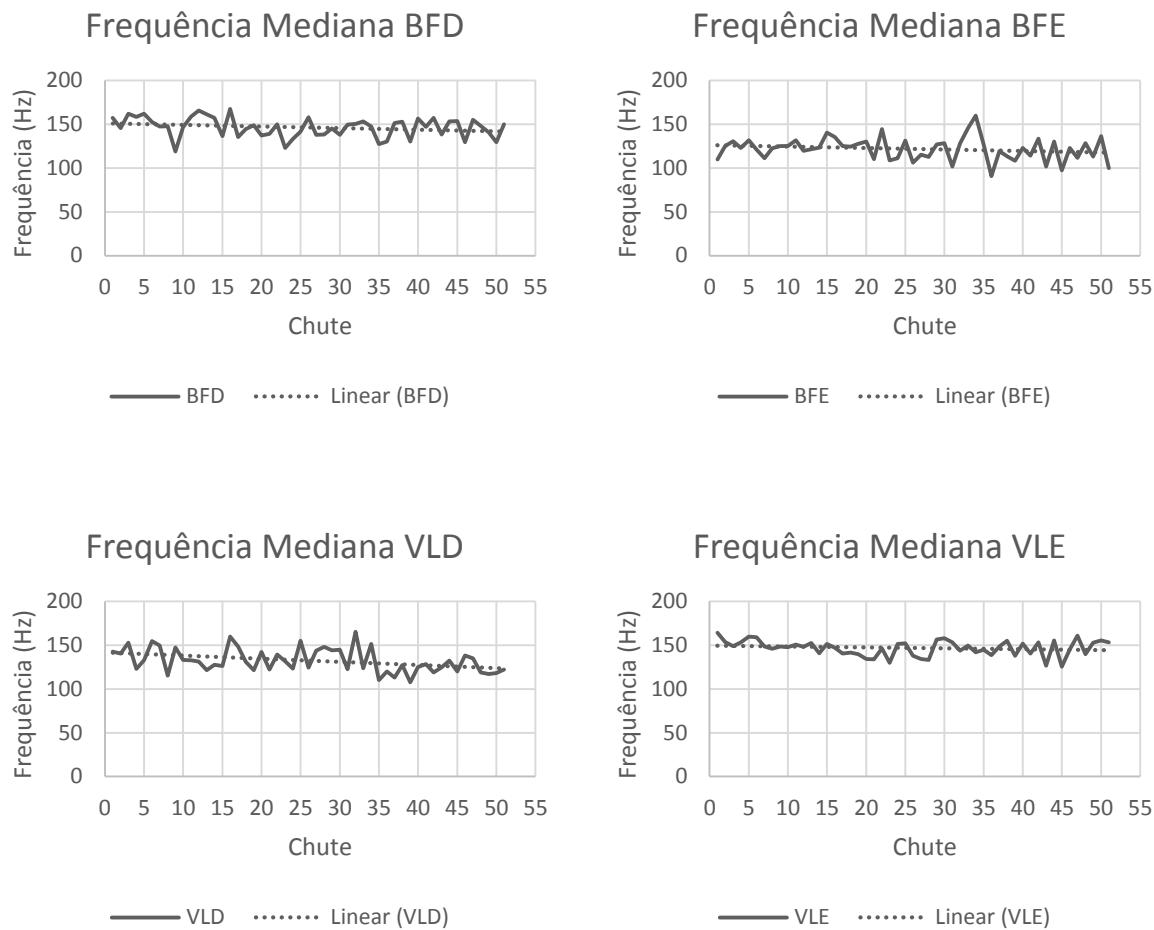


Gráfico 40 - Frequência mediana por chute para os músculos do atleta 6.

4.3 RESULTADO DA ANÁLISE DE LACTATO

Na Tabela 7 estão expostas as concentrações de lactato coletadas antes do treinamento e três minutos após o treinamento.

Tabela 7 – Concentração de lactato no sangue antes do treinamento e após 3 minutos do término do treinamento.

Atleta	Lactato (mmol/L)	
	Antes do treinamento	Depois do treinamento
1	3,0	9,8
2	2,0	7,7
3	2,5	12,1
4	2,2	8,9
5	2,2	15
6	1,7	14,9
7	2,1	9,0

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos pela análise estatística podem ser visualizados nas Tabelas 8 a 19. As tabelas a seguir mostram os coeficientes de correlação de Pearson para cada par de amostra. Esta análise tem como objetivo analisar a correlação entre as características extraídas a partir da análise cinemática com as características extraídas do sinal EMG e do seu espectro de potência. O teste foi realizado utilizando um intervalo de confiança de 95% ($\alpha = 0,05$). Os resultados podem ser visualizados nas Tabelas 8 a 19, sendo que os valores em negrito indicam os coeficientes de correlação diferentes de zero e com nível de significância menores ou igual a $\alpha = 0,05$.

Tabela 8 – Correlação entre a altura do chute e a amplitude máxima do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Altura x Máxima Amplitude			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	-0,157	-0,122	-0,038	-0,016
2	0,100	-0,073	0,351	0,036
3	0,064	-0,075	0,021	0,074
4	0,031	-0,234	0,070	-0,158
5	0,364	0,300	0,168	0,209
6	0,073	-0,061	-0,121	0,047

Tabela 9 - Correlação entre a distância e a amplitude máxima do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson)			
	Distância x Máxima Amplitude			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	0,261	0,065	0,318	0,009
2	0,128	-0,047	-0,069	0,071
3	0,041	0,031	0,005	0,011
4	-0,158	0,419	-0,192	0,429
5	-0,216	-0,311	-0,119	-0,134
6	0,047	0,148	-0,285	-0,125

Tabela 10 - Correlação entre a velocidade do chute e a amplitude máxima do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson)			
	Velocidade x Máxima Amplitude			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	-0,095	0,240	0,204	0,023
2	0,163	0,058	0,195	0,079
3	0,038	0,215	-0,085	0,271
4	-0,393	0,099	-0,125	0,009
5	0,370	0,306	0,066	0,156
6	0,127	-0,231	-0,213	-0,243

Tabela 11 – Correlação entre a altura do chute e o RMS do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson)			
	Altura x RMS			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	-0,152	-0,226	0,121	0,081
2	-0,067	-0,145	0,288	-0,120
3	0,153	-0,006	0,054	0,069
4	-0,055	-0,277	-0,187	-0,270
5	0,571	0,356	0,285	0,419
6	0,398	0,144	-0,066	0,314

Tabela 12 – Correlação entre a distância e o RMS do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Distância x RMS			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	0,178	0,102	0,220	-0,050
2	0,026	-0,086	-0,148	0,110
3	-0,019	0,050	-0,041	-0,112
4	-0,062	0,297	-0,137	0,447
5	-0,421	-0,353	-0,161	-0,332
6	-0,043	0,111	-0,286	0,003

Tabela 13 – Correlação entre a velocidade do chute e o RMS do sinal EMG.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Velocidade x RMS			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	-0,140	0,262	0,230	0,086
2	0,601	0,286	0,357	0,492
3	0,161	0,581	-0,007	0,264
4	-0,188	0,073	0,043	-0,003
5	0,617	0,419	0,290	0,485
6	0,661	0,112	0,107	0,222

Tabela 14 – Correlação entre a altura do chute e a frequência média.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Altura x Frequência Média			
	Frequência Média BFD	Frequência Média BFE	Frequência Média VLD	Frequência Média VLE
1	-0,340	-0,054	0,315	-0,287
2	0,219	0,213	0,200	0,220
3	-0,038	0,027	0,120	0,003
4	0,286	0,356	0,321	0,437
5	-0,285	-0,258	-0,241	-0,228
6	-0,253	-0,253	-0,275	-0,256

Tabela 18 – Correlação entre distância e a frequência mediana.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Distância x Frequência Mediana			
	Frequência Mediana BFD	Frequência Mediana BFE	Frequência Mediana VLD	Frequência Mediana VLE
1	-0,015	0,029	-0,400	0,019
2	-0,397	0,056	-0,009	-0,132
3	0,311	0,196	-0,106	-0,196
4	0,013	-0,272	0,249	-0,388
5	-0,001	-0,133	-0,288	-0,096
6	0,194	-0,076	0,160	0,318

Tabela 19 – Correlação entre a velocidade do chute e a frequência mediana.

Atleta	Coeficiente de Correlação (Pearson) Velocidade x Frequência Mediana			
	Frequência Mediana BFD	Frequência Mediana BFE	Frequência Mediana VLD	Frequência Mediana VLE
1	0,282	0,168	-0,184	0,038
2	-0,306	-0,099	-0,247	-0,446
3	0,110	-0,096	-0,069	-0,379
4	-0,090	-0,278	-0,044	-0,113
5	-0,022	0,292	0,306	0,092
6	0,060	0,168	0,202	-0,176

As tabelas a seguir, Tabelas 20 a 24, exibem os resultados obtidos pelo Teste de Friedman. Optou-se por realizar esse teste porque após realizar o teste de normalidade, observou-se que nem todas as amostras apresentarem distribuição normal, dessa forma, viu-se a necessidade de aplicar um teste não paramétrico para realizar a comparação das médias.

Para a aplicação desse teste, inicialmente os dados foram divididos em três amostras, sendo a primeira referente a fase inicial, a segunda a fase intermediária e a terceira a fase final do treinamento. A intenção é detectar se houve mudanças significativas entre as amostras das variáveis aqui analisadas ao longo do tempo por meio de hipóteses. Para isso, são determinadas duas hipóteses para o teste, a hipótese nula H_0 e a hipótese alternativa H_1 , de forma que a primeira impõem que os dados pertencem a uma mesma população, sendo portanto,

semelhantes. Enquanto a segunda impõem que os dados não pertencem a mesma população, ou seja, diferentes.

Com a aplicação deste teste, espera-se que a hipótese nula seja rejeitada, apresentando, ao menos um dos grupos analisados diferente dos demais.

Da mesma forma que no teste de correlação, foi utilizado um intervalo de confiança de 95% e àqueles resultados que se encontram em negrito refere-se aos valores diferentes de zero com nível de significância $\alpha = 0,05$.

Tabela 20 – Teste não paramétrico das amostras das variáveis altura, velocidade e distância.

Atleta	Teste não paramétrico (Teste de Friedman)		
	<i>p valor bilateral</i>		
	Altura	Velocidade	Distância
1	0	0,155	0,189
2	< 0,0001	< 0,0001	0,036
3	0,319	0,010	0,526
4	0,011	1	0,030
5	< 0,0001	< 0,0001	0,058
6	0,161	< 0,0001	0,444

Tabela 21 – Teste não paramétrico das amostras de amplitude máxima para cada um dos músculos analisados.

Atleta	Teste não paramétrico (Teste de Friedman)			
	<i>p valor bilateral</i>			
	Máxima Amplitude BFD	Máxima Amplitude BFE	Máxima Amplitude VLD	Máxima Amplitude VLE
1	0,424	0,807	0,395	0,076
2	0,017	0,135	0,017	0,017
3	0,013	0,205	0,004	0,076
4	0,024	0,030	0,395	0,607
5	0	0,021	0,196	0,810
6	0,014	0,790	0,028	0,943

Tabela 22 - Teste não paramétrico das amostras de RMS de cada músculo analisado.

Atleta	Teste não paramétrico (Teste de Friedman) <i>p</i> valor bilateral			
	RMS BFD	RMS BFE	RMS VLD	RMS VLE
1	0,807	0,395	0,024	0,046
2	< 0,0001	0,024	0,001	0
3	0,039	0,920	0,005	0,125
4	0,004	0,017	0,807	0,395
5	< 0,0001	0	0	0
6	0	0,004	0,193	0,007

Tabela 23 - Teste não paramétrico das amostras de frequência média para cada um dos músculos analisados.

Atleta	Teste não paramétrico (Teste de Friedman) <i>p</i> valor bilateral			
	Frequência Media BFD	Frequência Media BFE	Frequência Media VLD	Frequência Media VLE
1	0,319	0,041	0,607	0,257
2	0	0	0,001	< 0,0001
3	0,097	0,039	0,097	0,050
4	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
5	0,001	0	0,001	0,008
6	< 0,0001	< 0,0001	0,003	< 0,0001

Tabela 24 - Teste não paramétrico das amostras de frequência mediana para cada um dos músculos analisados.

Atleta	Teste não paramétrico (Teste de Friedman) <i>p</i> valor bilateral			
	Frequência Mediana BFD	Frequência Mediana BFE	Frequência Mediana VLD	Frequência Mediana VLE
1	0,223	< 0,0001	0,135	0,807
2	0,010	0,030	0,002	0,002
3	0,472	0,205	0,558	0,205
4	0,011	0,109	0,004	0,109
5	0,520	0,008	0,431	0,040
6	0,101	0,824	0,012	0,589

CAPÍTULO 5

5 DISCUSSÃO

Para uma maior compreensão dos resultados, esses foram comparados com a reconstrução do movimento de cada um dos atletas, obtida pelo software de captura de movimentos.

A discussão será realizada de acordo com a ordem em que foram expostos os resultados no capítulo anterior. Assim, primeiramente serão discutidos os resultados obtidos por meio da análise cinemática, posteriormente os dados obtidos pela análise do sinal eletromiográfico e, por fim, uma discussão a respeito dos resultados obtidos pelos testes de correlação.

5.1 PADRÃO DE MOVIMENTO

Quanto à análise dos dados obtidos pela reconstrução do movimento, é possível identificar que a maioria dos atletas exerceram o mesmo padrão de movimento durante as coletas, no entanto, alguns realizaram algumas mudanças neste padrão, causando, consequentemente, algumas alterações nas variáveis analisadas neste estudo.

Por meio de imagens, identificou-se que os atletas 1 e 4 mudaram o padrão de movimento no meio da coleta; o atleta 2 apresentou dificuldade no meio do treinamento por apresentar uma lesão no pé esquerdo e que o atleta 3 apresentou um padrão de movimento diferente do adotado pelos outros lutadores.

5.2 PRECISÃO E EXATIDÃO DO CHUTE

De uma forma geral, analisando os resultados, pode-se dizer que a maioria dos atletas realizou algum chute que não acertou o aparador, isto é, apresentou uma pelo menos um valor de distância entre a região atingida e o alvo maior que o raio de 40 cm.

O atleta 4 foi o aquele que executou o maior número de golpes que não alcançaram o aparador, totalizando seis chutes. Os demais apresentaram em torno de um ou nenhum chute com distâncias entre a região atingida e o alvo maiores que 40 cm.

Quanto a exatidão dos chutes, pode-se dizer que os atletas 1, 2, 5 e 6 apresentaram chutes com menores distâncias entre o local atingido e o alvo, ou seja, mais exatos, do que os realizados pelos demais atletas.

Quanto a precisão dos chutes, observa-se que os atletas 1, 4 e 6 apresentaram chutes mais precisos, ou seja, que atingiram várias vezes a mesma região, podendo essa corresponder ao alvo ou não.

Sabe-se que nem todo chute exato é preciso e nem o contrário, no entanto, os atletas 1 e 6 apresentaram chutes, em sua maioria, exatos e precisos, isto porque a região mais atingida trata-se do alvo do aparador.

As distâncias entre o pé do atleta no momento do chute e o alvo foram avaliadas ao longo do treinamento por meio do teste não paramétrico de Friedman, no qual os dados foram divididos em três amostras para análise da diferença entre as suas médias. E, como resultado à esta técnica estatística teve-se que apenas os atletas 2 e 4 apresentaram diferenças de distâncias significativas durante a coleta. Esse resultado deve-se ao aumento dessas distâncias no final da coleta do atleta 2 e vários chutes que não atingiram o aparador no início e meio da coleta do atleta 4.

5.3 VELOCIDADE

Analizando a velocidade obtida a partir do marcador virtual do pé do atleta, observa-se por meio da Tabela 5 que os atleta 1 e 2 apresentaram chutes com menores velocidade, isso deve-se ao padrão de movimento diferente adotado em parte do treinamento realizado pelo atleta 1 e pela lesão no pé esquerdo que atrapalhou o desempenho do atleta 2.

A maior velocidade empregada nos chutes foi executada pelo atleta 3 que, embora tenha realizado todos os movimentos de acordo com o padrão aqui adotado, apresenta algumas características de movimento que podem ter contribuídos para as altas velocidades de chute, como a realização de saltos no momento em que o membro dominante retorna ao chão e se

prepara para a realização do próximo chute. Tais chutes podem ter contribuído para gerar um maior impulso da perna de balanço, aumentar o torque e elevar a velocidade do golpe.

Quanto ao comportamento da velocidade, observou-se por meio do teste não paramétrico de Friedman que para a maioria dos atletas a velocidade apresentou diferenças ao longo do tempo, com exceção dos atletas 1 e 4, que apresentaram variações de velocidade semelhantes ao longo do tempo, isto é, as médias das amostras analisadas são consideradas homogêneas entre si.

Contudo, os únicos atletas que apresentaram um decréscimo significativo da velocidade ao longo do treinamento foram os de número 5 e 6. O demais apresentaram variações de velocidade ao longo da coleta. No geral, os atletas apresentaram uma velocidade média de aproximadamente 4,67 m/s ou 16,82 km/h.

5.4 ALTURA DO CHUTE

Quanto à altura do chute realizado, por meio da observação dos gráficos normalizados pelo comprimento de cada atleta, é possível afirmar que o atleta 6 apresentou chutes mais altos, chegando a quase 75% da sua estatura, logo em seguida tem-se o atleta 1 que realizou chutes com altura de 70% e posteriormente o atleta 2 que realizou chutes com 65% da sua estatura. Os demais atletas apresentaram chutes com altura entre 50 e 60% do tamanho do seu corpo.

De acordo com o teste de Friedman é possível afirmar que as médias das amostras dos atletas 1, 2, 4 e 5 apresentaram diferenças significativas. Dentre estes atletas, os de número 1, 4 e 5 apresentaram maiores variações de altura durante a coleta.

Por meio dos gráficos é possível observar que o atleta 1 realizou um chute de altura muito baixa, cerca de 37,5% do seu comprimento, no início da coleta. Comparando essa informação com as informações obtidas pelos demais gráficos, velocidade e distância, pode-se afirmar que para este mesmo golpe, golpe 7, houve um pico de distância entre o alvo e a região atingida, sendo este valor equivalente a um chute que não atingiu o aparador, aproximadamente 112 cm. Além disso, observando o gráfico de velocidade, observa-se que a velocidade empregada no golpe anterior, golpe 6, é a velocidade máxima do atleta durante todo o seu treinamento e no golpe analisado houve uma queda de velocidade. Dessa forma, pode-se concluir que houve um

desequilíbrio do atleta ao finalizar o golpe 6 e iniciar golpe 7. Tal desequilíbrio é justificado ao analisar a reconstrução do movimento do atleta, revelando que neste momento houve uma mudança no padrão de movimento adotado pelo atleta. Tal movimento é composto por chutes com giros, típicos dos chutes *tora tolho* do taekwondo.

O atleta 4 apresentou uma queda na altura do chute entre os golpes 23 e 27. Juntamente com essa variação na altura do chute observou-se um aumento considerável na distância entre o aparador e a região atingida pelo pé do lutador, indicando que os golpes 23, 24, 26 e 27 não acertaram o aparador. Analisando as imagens obtidas pelo sistema de captura, observou-se que esse momento coincide com a mudança de padrão de movimento do atleta. Em que para compensar a queda na velocidade do chute, o atleta opta por não realizar o movimento de balanço do membro dominante para trás no término do golpe, e passa a realizar um simples toque no chão e retornar ao balanço referente ao chute.

O atleta 5 apresentou uma queda na altura do chute no final do treinamento, a partir do chute 57. Analisando os gráficos de distância e velocidade, observou-se que essa queda de altura está acompanhada com a queda na velocidade e um aumento significativo na distância entre o alvo e a região do aparador atingida pelo chute. Ao analisar a filmagem desse atleta observou-se que essas mudanças nas variáveis analisadas deve-se ao cansaço e a dificuldade do atleta em executar os movimentos.

5.5 SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Os resultados obtidos pela análise do sinal eletromiográfico revelam a respeito do comportamento da atividade muscular dos quatro músculos avaliados ao longo do tempo de treinamento dos atletas.

Considerando que todos os testes foram realizados até a exaustão dos lutadores, os processamentos e análises do sinal eletromiográfico foram realizadas com o objetivo de detectar a fadiga por meio de mudanças esperadas no sinal EMG.

De acordo com Miyahita (1981) e Masuda (1999) quando um músculo encontra-se em fadiga após contrações repetidas há uma elevação na amplitude dos sinal EMG (MASUDA et al., 1999; MIYASHITA; KANEHISA; NEMOTO, 1981). Essa elevação da amplitude deve-se a

velocidade crescente de disparo das unidades motoras como forma de compensar a queda na contração das fibras fadigadas (BIGLAND; LIPPOLD, 1954).

Dessa forma, viu-se a necessidade de analisar a amplitude máxima do sinal eletromiográfico de cada chute e observar o comportamento dessa variável ao longo do tempo de treinamento.

De acordo com o teste não paramétrico de Friedman, o atleta 1 não apresentou nenhuma diferença significativa em nenhum dos músculos analisados; o atleta 2 apresentou diferenças significativas nos músculos bíceps femoral direito, vasto lateral direito e vasto lateral esquerdo; os atletas 3 e 6 apresentaram diferenças significativas nos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral direito; e, por fim, os atletas 4 e 5 apresentaram diferenças nas amostras dos músculos bíceps femoral direito e bíceps femoral esquerdo.

Por meio dos gráficos, pode-se observar que o atleta 3 apresentou um aumento da amplitude máxima, no caso esse aumento foi identificado no vasto lateral esquerdo ao longo do tempo de contração dinâmica realizada durante o treinamento. O atleta 4 também apresentou um aumento da amplitude máxima para o músculo bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo. No entanto, esse aumento é significativo apenas para o bíceps femoral esquerdo do atleta 4. Os demais atletas apresentaram variações aleatórias das máximas amplitudes ao longo do tempo ou até mesmo a diminuição das mesmas.

Como forma de complementar a avaliação do sinal no domínio do tempo, foi realizado o cálculo do RMS para o EMG de cada músculo. O RMS é muito utilizado para demonstrar o nível de atividade muscular e medir a amplitude do sinal eletromiográfico. Em muitos estudos trata-se da variável mais apropriada para o estudo pois representa a potência do sinal (DE LUCA, CARLO J., 1997).

Primeiramente, analisando os resultados obtidos pelo teste de Friedman, observa-se que todos os atletas apresentaram diferenças entre as médias das amostras em pelo menos um dos músculos analisados. O atleta 1 apresentou diferenças significativas nos músculos vasto lateral direito e vasto lateral esquerdo; o atleta 2 apresentou diferenças significativas entre as amostras de todos os músculos analisados, assim como o atleta 5; o atleta 3 apresentou diferenças para os músculos bíceps femoral direito e vasto lateral direito; o atleta 4 apresentou diferenças significativas das amostras correspondentes aos músculos bíceps femoral direito e bíceps femoral esquerdo; e por fim, o atleta 6 apresentou diferenças significativas entre os músculos bíceps femoral direito, bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo.

Ainda por meio da análise dos gráficos e da amplitude do sinal RMS obtido, observa-se que os músculos que apresentaram maior atividade para os atletas 1 e 4 foram o bíceps femoral direito e vasto lateral direito; enquanto que para os demais atletas todos os músculos apresentaram, aproximadamente, o mesmo nível de atividade.

Analizando os gráficos, observou-se que para a maioria dos músculos, de todos os atletas, houve a diminuição do RMS ou as amplitudes apresentam variações distribuídas aleatoriamente ao longo do tempo. Embora não apresente diferença significativa entre as médias das amostras, o atleta 3 apresentou um pequeno aumento do RMS no músculo vasto lateral esquerdo.

Ao contrário do que é relatado nos estudos realizados com contrações musculares isométricas (referencia), não foi estatisticamente identificado nenhum músculo que apresentasse o aumento do nível de atividade muscular ao longo do tempo.

Quando comparados os dados estatístico obtidos pela análise da amplitude máxima e do RMS, observa-se que ambos se assemelham, no entanto, quando estes dados foram comparados com os gráficos, percebeu-se que para nenhuma das variáveis foi possível identificar a fadiga muscular de forma significativa, uma vez que esta é evidenciada por meio dos valores de lactato coletados nos períodos pré e pós treinamento. Mas, ainda em busca de uma análise mais representativa, foi realizada a análise do sinal eletromiográfico utilizando outras variáveis.

Os resultados obtidos pelo sinal no domínio da frequência tem como principal objetivo ajudar na identificação do limiar de fadiga dos músculos analisados. Para a análise do sinal espectral foram calculadas a frequência média e a frequência mediana. De acordo com De Luca (1997), ambas podem ser usadas para a determinação da fadiga por meio do sinal EMG, embora o autor recomenda o uso da frequência mediana por esta ser menos sensível a ruídos e mais sensível à fatores fisiológicos e bioquímicos que ocorrem nos músculos durante contrações sustentadas. Contudo, a frequência mediana é mais variável em casos de instabilidade do espectro do sinal EMG ou presença de frequências mais baixas.

Dessa maneira, foram realizadas as análises utilizando essas duas abordagens a fim de se determinar qual delas melhor representa o limiar de fadiga para contrações dinâmicas.

Os resultados da frequência média obtidos pelo teste de Friedman revelam que todos os atletas apresentaram diferenças significativas entre as amostras de pelo menos um dos músculos analisados. O atleta 1 apresentou diferença significativa das amostras do bíceps

femoral esquerdo; o atleta 3 apresentou diferença significativa das amostras do vasto lateral esquerdo; e os demais atletas apresentaram diferenças significativas entre as amostras de todos os músculos analisados durante a coleta.

Quanto a análise dos gráficos, é possível observar que, embora o atleta 1 apresente diferenças significativas apenas no bíceps femoral esquerdo, todos os músculos apresentaram uma diminuição da frequência média ao longo do tempo; os atleta 2, 3 e 4 também apresentaram uma diminuição na frequência média de todos os músculos embora essa seja menos expressiva graficamente; e os atletas 5 e 6 apresentaram um comportamento homogêneo das frequências médias ao longo do tempo; de forma que as variações apresentadas são distribuídas aleatoriamente.

Contudo, pode-se dizer que, por meio da análise dos resultados de frequência média por chute, houve uma diminuição significativa para todos os músculos dos atletas 2 e 4; e para os músculos bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo para os atletas 1 e 3 respectivamente.

O teste não paramétrico realizado entre as amostras de frequência mediana dos músculos revela que o atleta 1 apresentou diferenças significativas entre as amostras do músculo bíceps femoral esquerdo; o atleta 2 apresentou diferenças significativas em todos os músculos analisados; o atleta 3 não apresentou diferenças significativas em nenhum dos músculos analisados; o atleta 4 apresentou diferenças apenas nos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral direito; o atleta 5 apresentou diferenças entre as amostras dos músculos bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo; e por fim, o atleta 6 apresentou diferenças entre as amostras apenas do vasto lateral direito.

Quanto a análise dos gráficos, observa-se que para a maioria dos atletas houve uma diminuição da frequência mediana, embora essa diminuição não seja muito expressiva. Os gráficos dos músculos da atleta 1 revelam uma diminuição da frequência mediana para os músculos bíceps femoral direito e bíceps femoral esquerdo; os gráficos do atleta 2 revelam uma diminuição da frequência mediana dos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral esquerdo; já para o atleta 3, nenhum dos músculos apresentaram decréscimo da frequência mediana considerável; o atleta 4 apresentou diminuição da frequência mediana dos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral direito; o atleta 5 apresentou diminuição da frequência dos músculos bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo; e por fim, o atleta 6 apresentou diminuição da frequência no músculo vasto lateral direito.

Analisando os gráficos e os resultados obtidos pelo teste estatístico, é possível identificar uma redução significativa na frequência mediana do músculo bíceps femoral esquerdo do atleta 1; de todos os músculos do atleta 2; do bíceps femoral direito e do vasto lateral direito do atleta 4; do bíceps femoral esquerdo e do vasto lateral esquerdo do atleta 5; e do vasto lateral direito do atleta 6.

Embora a análise da frequência média e da frequência mediana seja usada para avaliar o comportamento da atividade muscular e detecção da fadiga, ambos as variáveis apresentaram resultados diferentes tanto no teste estático como nos gráficos. Sendo os resultados obtidos pela avaliação da frequência média mais generalistas do que os obtidos pela avaliação da frequência mediana.

No entanto, mesmo sendo menos expressivo do que em estudos utilizando contrações isométricas, o comportamento de ambas as variáveis corresponde ao esperado pelo estudo: a diminuição da frequência mediana ao longo do tempo de treinamento. Desta forma, é possível confirmar os resultados obtidos por Oliveira (2004), que consistia em avaliar a fadiga através da frequência média e mediana do espectro de potência do sinal EMG obtido por meio de exercícios utilizando contração muscular dinâmica (OLIVEIRA et al., 2004).

De uma maneira geral pode-se dizer que os músculos que apresentaram indícios de fadiga entre foram o bíceps femoral esquerdo do atleta 1; o bíceps femoral direito e o vasto lateral esquerdo do atleta 2; o bíceps femoral direito e o vasto lateral direito do atleta 4; o bíceps femoral esquerdo e o vasto lateral esquerdo do atleta 5; e o vasto lateral direito do atleta. O fato da fadiga ser identificada em músculos diferentes entre os atletas, deve-se ao padrão de movimento adotado por cada um, a utilização de outros tipos de golpes durante o treinamento, a presença de lesões, ou até mesmo o desequilíbrio muscular.

Embora seja comprovado aumento na concentração de lactato no sangue, acredita-se que a não obtenção dos resultados esperados por meio da análise da amplitude máxima e do RMS, deve-se ao fato destes experimentos serem recomendados para contrações musculares isométricas. Além disso, de acordo com alguns autores, os músculos compostos de fibras do tipo I, de contração lenta, apresentam um período mais prolongado para demonstrar a fadiga através da eletromiografia (GONÇALVES, 2006). Além disso, em alguns estudos como o de Taylor e Bronks (1994); no qual foi analisada as mudanças na atividade dos músculos vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio durante a corrida em um esteira; observou-se que o ponto de quebra da

linearidade da amplitude do sinal EMG ocorreu após o ponto de quebra do lactato sanguíneo (TAYLOR; BRONKS, 1994).

5.6 TESTE DE CORRELAÇÃO

Além dos resultados discutidos anteriormente, com o objetivo de relacionar as variáveis obtidas pela análise cinemática e as variáveis extraídas a partir do sinal eletromiográfico, foi realizado um teste de correlação a fim de se obter o coeficiente de correlação de Pearson entre esses dois tipos de informação, cinemática e eletromiografia.

A partir do teste de correlação é possível avaliar a linearidade entre duas variáveis, isto é, avaliar a relação que existem entre as duas.

Os valores de correlação de Pearson variam de -1 a 1, sendo que coeficientes de correlação igual indica uma correlação perfeita positiva entre duas variáveis; coeficientes de correlação igual a -1 indicam uma correlação perfeita porém negativa, isto é, se uma variável aumenta a outra diminui; e coeficiente igual a zero representa uma correlação nula, ou seja, as duas variáveis não dependem linearmente uma da outra. Para este trabalho considerou-se que valores de correlação maiores que 0,7 (positivos ou negativos) indicam forte correlação; valores entre 0,3 e 0,7 (positivos ou negativos) representam uma correlação moderada; e valores menores que 0,3 representam uma fraca correlação.

Estes testes de foram realizados para todas as variáveis analisadas neste trabalho a fim de detectar algum tipo de relação entre elas. Contudo, como forma de simplificar a discussão dos resultados, optou-se pela análise das variáveis mais adotadas pelos trabalhos na área, o RMS e a frequência mediana.

Para o teste de correlação entre a altura e a frequência mediana, apresentaram correlação moderada positiva apenas o músculo vasto lateral direito dos atletas 1 e 5 e o vasto lateral esquerdo do atleta 2.

Para o teste entre a distância e a frequência mediana, observou-se que o vasto lateral direito do atleta 1 apresentou uma correlação moderada negativa com a distância; o atleta 2 apresentou um coeficiente de correlação moderado negativo para o bíceps femoral direito; o

atleta 4 apresentou uma correlação moderada negativa com o vasto lateral esquerdo; e o atleta 6 apresentou uma correlação moderada positiva com o músculo vasto lateral esquerdo.

Para o teste de correlação entre a velocidade e a frequência mediana observou-se que o atleta 2 apresentou uma correlação moderada negativa com o bíceps femoral direito e no vasto lateral esquerdo; o atleta 3 apresentou coeficiente de correlação moderado negativo com o músculo vasto lateral esquerdo; e o atleta 5 apresentou coeficiente de correlação moderado positivo com o vasto lateral direito.

A correlação entre o RMS do sinal EMG e a altura apresentou coeficientes moderados e positivos para os músculos vasto lateral esquerdo, bíceps femoral direito e bíceps femoral esquerdo do atleta 5 e para os músculos bíceps femoral direito e vasto lateral esquerdo do atleta 6.

Quanto a correlação entre a distância e RMS obteve-se que o atleta 4 apresentou coeficiente de correlação moderado positivo para o vasto lateral esquerdo e o atleta 5 apresentou coeficientes de correlação negativos para o bíceps femoral direito, bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo.

E por fim, a correlação entre a velocidade e o RMS indicou coeficientes de correlação moderados positivos para todos os músculos bíceps femoral direito, vasto lateral direito e vasto lateral esquerdo dos atletas 2 e 4; para o bíceps femoral esquerdo do atleta 3; e para o bíceps femoral direito do atleta 6.

Embora todos os coeficientes de correlação representem uma correlação moderada entre as variáveis analisadas, poucas conclusões podem ser obtidas a partir dessa análise.

De acordo com as tabelas exibidas nos resultados, é possível observar que as variáveis que apresentaram um maior número de correlações são a velocidade e a atividade muscular representada pelo RMS. Como as correlações são positivas, pode-se dizer que quanto maior a velocidade, maior será a atividade muscular empregada no movimento. Tal fato deve-se a necessidade de um maior número de recrutamento de unidades motoras para gerar a força necessária para se realizar um chute de alto impacto e velocidade.

Análoga a correlação da velocidade, tem-se a correlação entre a RMS e a altura do golpe, de forma que, como esperado, quanto maior o nível de atividade muscular, maior será a força de sustentação gerada e mais alto será o chute do lutador.

As correlações negativas presenciadas entre a distância e o RMS, podem revelar a importância da atividade muscular para a execução de chutes precisos e exatos, uma vez que quanto maior a atividade muscular, menor será a distância entre a região atingida do aparador e o alvo.

Quanto a correlação obtida entre as variáveis cinemáticas e a frequência mediana, observou-se que ambas apresentam uma relação distinta e apresentam comportamentos bem diferentes.

Quanto a não obtenção de coeficientes de correlação para todas as variáveis, alguns autores relataram em seus trabalhos, que esta questão pode ser justificada pelo fato do comportamento da atividade muscular em função do tempo durante a execução de uma atividade intensa poder apresentar respostas não lineares (TESCH et al., 1983).

CAPÍTULO 6

6 CONCLUSÃO

Como forma de tentar avaliar o desempenho de atletas e evitar lesões musculares, foi utilizado um conjunto de parâmetros biomecânicos para que pudesse ser desenvolvido um sistema capaz de analisar os movimentos e atividade muscular de atletas de taekwondo.

Com a análise dos dados cinemáticos coletados, foi possível identificar padrão de movimento adotado por cada um do atletas e perceber como este pode influenciar no desempenho do atleta.

Além disso, por meio dos resultados obtidos pela análise do sinal eletromiográfico, das técnicas estatísticas, das representações gráficas e os dados a respeito das concentrações de lactato, foi possível concluir que a frequência mediana é a variável mais indicada para a análise do comportamento muscular da detecção da fadiga muscular em contrações musculares dinâmicas em estudos como este. E, embora o RMS não tenha apresentado bons resultados quanto à identificação da fadiga, essa variável foi importante para o entendimento a respeito do nível de atividade muscular empregado pelos atletas principalmente quando correlacionados com parâmetros cinemáticos como velocidade, altura, precisão e exatidão dos golpes.

Quanto os resultados obtidos para a validação do sistema, de uma maneira geral, pode-se dizer que cada um dos seis atletas apresentaram comportamentos distintos. O atleta 1 realizou golpes compostos por chutes precisos e exatos, no entanto, estes golpes apresentaram grandes variações de altura e baixa velocidade. Além disso apresentou músculos com um nível de atividade muscular muito elevada, quando comparado com os demais atletas, contudo, foram identificado indícios de fadiga apenas no bíceps femoral esquerdo. Como o membro dominante deste atleta é o direito, acredita-se que a fadiga ocorreu na perna de apoio em consequência à mudança no padrão de movimento no meio da coleta, adotando chute com giros que foram responsáveis por causar um desequilíbrio muscular.

O atleta 2 executou chutes de baixa velocidade e apresentou indícios de fadiga nos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral esquerdo, contudo esses resultados são justificados pelo fato do lutador realizar a coleta lesionado no pé esquerdo.

O lutador 3, não apresentou nenhum valor expressivo nos seus resultados, no entanto, além de realizar um número de chutes bem menor que os demais, acredita-se que ele não tenha chegado à exaustão. A característica mais relevante desse atleta está no padrão de movimento adotado, que se difere dos demais por apresentar alguns saltos com troca de pernas no período entre o término de um chute e o começo de outro.

Como o atleta 1, o atleta 4 também mudou o padrão de movimento no meio da coleta de dados, eliminando o momento de balanço para trás da perna dominante após o chute. Essa mudança nas características de movimento provocou um maior número de chutes que não atingiram o aparador e maiores variações de altura. Esse atleta também apresentou uma maior atividade muscular quando comparado com os outros e indícios de fadiga nos músculos bíceps femoral direito e vasto lateral direito.

O atleta 5 apresentou uma queda significativa na velocidade de seus golpes e grandes variações na altura dos chutes no período final da coleta, como sua concentração de lactato no sangue foi uma das maiores, acredita-se que esses fenômenos sejam consequências de um exaustão elevada. Esse atleta apresentou fadiga nos músculos bíceps femoral esquerdo e vasto lateral esquerdo, ressaltando que sua perna dominante é a perna esquerda.

Além de apresentar golpes precisos e exatos, o atleta 6 foi quem realizou os chutes mais altos, no entanto, como o atleta 5 ele também apresentou uma queda de velocidade considerável ao longo do treinamento. No entanto, o único músculo que apresentou aspectos característicos da fadiga foi o vasto lateral direito.

Desta forma, conclui-se que o sistema proposto por esse trabalho possibilita uma avaliação da performance desses atletas durante um treinamento específico, podendo auxiliar treinadores a corrigir os erros cometidos pelos atletas, a desenvolverem treinos mais eficientes e a evitarem lesões musculares.

Contudo, neste trabalho foram avaliados apenas alguns parâmetros biomecânicos. Para os próximos trabalhos, recomenda-se a utilização de outros parâmetros como: análise angular das articulações, análise postural, torque, tempo de reação, dinamometria, entre outros; como forma de tornar essa avaliação cada vez mais completa.

Acredita-se que esse trabalho possa contribuir muito não só com a biomecânica do esporte, mas sim com a biomecânica do movimento humano em geral contribuindo com estudos que envolvem outras abordagens como análise da marcha e análise postural.

CAPÍTULO 7

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRANTES, J. Fundamentos e elementos de análise em biomecânica do movimento humano. **Reedição do autor. Movlab-Universidade Lusofona. Lisboa**, 2008.

ALVARENGA, R. L.; SOUZA, M. N. Cross-Validation of Non-Invasive Lactate Threshold by Bioelectrical Impedance in Football Players. **Journal of Sport Science and Medicine**, v. 6, n. 10, p. 53-56, 2007.

AMADIO, A. C. **Biomechanische Analyse des Dreisprungs.** Deutsche Sporthochschule, 1985.

ARDUINO. Arduino Uno. <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>, 2014. Acesso em: 15/02.

ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de ciências do Desporto**, v. 3, n. 1, p. 108-123, 2003.

ÁVILA, A. O. V. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). **Rev. bras. biomec**, v. 3, n. 4, p. 57-67, 2002.

BANGSBO, J. et al. Anaerobic energy production and O₂ deficit-debt relationship during exhaustive exercise in humans. **The Journal of physiology**, v. 422, n. 1, p. 539-559, 1990.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. Muscles alive. **Baltimore/USA**, 1985.

BIGLAND, B.; LIPPOLD, O. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. **The Journal of physiology**, v. 123, n. 1, p. 214-224, 1954.

BOUHLEL, E. et al. Heart rate and blood lactate responses during Taekwondo training and competition. **Science & Sports**, v. 21, n. 5, p. 285-290, 2006.

BRANDÃO, G. C. et al. Analise de lactato sanguíneo coletados em atletas de judô mediante a realização de um teste específico e uma situação de luta. **Foz do Iguaçu, PR: UNIAMERICA [200]**,

BU, B. et al. Effects of martial arts on health status: A systematic review. **Journal of Evidence Based Medicine**, v. 3, n. 4, p. 205-219, 2010.

BUCKLEY, J. D.; BOURDON, P. C.; WOOLFORD, S. Effect of measuring blood lactate concentrations using different automated lactate analysers on blood lactate transition thresholds. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 6, n. 4, p. 408-421, 2003.

CASTRO, L. O. D. D. **Avaliação eletromiográfica de músculos dos membros inferiores no dolha chagui e tuit chagui do taekwondo**. 1994. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

CAVALHEIRO, J. E. N. D. S.; TOIGO, A. M. Influência do tipo de piso em lesões nos membros inferiores de praticantes de tae kwon do chute bandal tchagui. **Efdeportes**, v. 14, n. 139, 2009.

CERULLI, G. Treatment of athletic injuries: what we have learned in 50 years. In: TANDOGAN, R. N.;MANN, G., et al (Ed.). **Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment, and Rehabilitation**: Springer, 2003. ISBN 3642156290.

CICIELSKI, P. E. C. et al. A resposta do lactato sanguíneo após o exercício de alta intensidade não é dependente da capacidade aeróbia. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 19, n. 4, p. 565-572, 2008.

COHEN, M.; ABDALA, R. **Lesões nos esportes: diagnóstico, prevenção, tratamento**. Revinter, 2003. ISBN 857309608X.

DA SILVA, L. P. et al. Comparação dos impactos de um chute de taekwondo com um chute do karatê.

DA SILVA, V. F. **Análise biomecânica do chute ap bal ap dolio tchgui do tae-kwon-do**. 2009. 56 Faculdade de Educação Física, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, v. 13, p. 135-163, 1997.

DE SIQUEIRA, T. S. Bluetooth–Características, protocolos e funcionamento.

DIPLA, K. et al. Fatigue resistance during high-intensity intermittent exercise from childhood to adulthood in males and females. **European journal of applied physiology**, v. 106, n. 5, p. 645-653, 2009.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. Manole, 2000. ISBN 9788520407950.

ERDENER, U. Foreword I. In: TANDOGAN, R. N.;MANN, G., et al (Ed.). **Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation**. Springer, 2003. ISBN 3642156290.

ESPINOSA, G. et al. Avaliação do impacto na articulação do joelho durante um chute semicircular dois. **Porto Alegre**, 2006.

FALCO, C. et al. Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 3, p. 242-248, 2009.

FIFE, G. et al. Effects of olympic style taekwondo kicks on an instrumented head-form and resultant head injury measures. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 4, p. 318-319, April 1, 2011 2012.

GAMBKE, B. et al. Multicenter evaluation of a portable system for determining blood lactate. **LaboratoriumsMedizin/Journal of Laboratory Medicine**, v. 21, n. 5, p. 250-256, 1997.

GONÇALVES, M. Eletromiografia ea identificação da fadiga muscular. **Rev Bras Educ Fís Esp**, v. 20, n. 5, p. 91-93, 2006.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. Elsevier Brasil, 2006. ISBN 8535216413.

HAGBERG, H. Intracellular pH during ischemia in skeletal muscle: relationship to membrane potential, extracellular pH, tissue lactic acid and ATP. **Pflügers Archiv**, v. 404, n. 4, p. 342-347, 1985.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. São Paulo: Guanabara, 464 ISBN 9788527722582.

HAMERSKI, J. C. Desenvolvimento de uma arquitetura parametrizável para processamento da pilha TCP/IP em hardware. 2008.

HARGREAVES, M.; MCCONELL, G.; PROIETTO, J. Influence of muscle glycogen on glycogenolysis and glucose uptake during exercise in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 1, p. 288-292, 1995.

JACOBS, I. Blood lactate. **Sports Medicine**, v. 3, n. 1, p. 10-25, 1986.

KATADA, K. et al. Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. **Radiology**, v. 200, n. 3, p. 851-856, 1996.

KAY, D. et al. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 6, p. 425-431, 2000.

KAZEMI, M. et al. Nine year longitudinal retrospective study of Taekwondo injuries. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 53, n. 4, p. 272-281, 2009.

KIM, Y.-K.; HINRICHES, R. N. Biomechanical classification of taekwondo kicks. **Hip**, v. 60, n. 180, p. 180, 2006.

KIM, Y. K.; KIM, Y. H.; IM, S. J. Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. **Journal of sports science & medicine**, v. 10, n. 1, p. 31, 2011.

LEARDINI, A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. **Gait & posture**, v. 21, n. 2, p. 212-225, 2005.

LEVENS, A.; INMAN, V. T.; BLOSSER, J. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 30, n. 4, p. 859-872, 1948.

LYSTAD, R. P.; POLLARD, H.; GRAHAM, P. L. Epidemiology of injuries in competition taekwondo: A meta-analysis of observational studies. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 6, p. 614-621, 2009.

MACHADO, S. M.; MORCIANI, F.; GONZAGA, F. M. G. Análise de protocolos utilizados para identificação da fadiga muscular em praticantes de artes marciais.

MACHADO, S. M. et al. Biomechanical analysis of the muscular power of martial arts athletes. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 48, n. 6, p. 573-577, 2010.

MANAL, K. et al. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait & posture**, v. 11, n. 1, p. 38-45, 2000.

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

MARCON, J. C. Pelos caminhos do taekwondo.

MASUDA, K. et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p. 39-46, 1999.

MERLETTI, R.; PARKER, P. J. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications**. Wiley, 2004. ISBN 9780471675808.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 21, n. 3, p. 209-217, 1981.

MUNDERMAN, L. S; Andreiacchi, P (2006)." The Evolution Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications.". **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 3, n. 6, 2006.

MURRAY, M. P.; DROUGHT, A. B.; KORY, R. C. Walking patterns of normal men. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 46, n. 2, p. 335-360, 1964.

NATURALPOINT. Arena Tutorials Applying Markers, <http://www.naturalpoint.com/optitrack/products/arena/tutorials.html>, 2014. Acesso em: 15/03.

NIEN, Y.; CHANG, J.; TANG, W. The kinematics of target effect during roundhouse kick in elite taekwondo athletes. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. S781, 2007.

OLIVEIRA, A. et al. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 45, n. 3, p. 167-175, 2004.

PAROUTY, J. et al. Effect of cold water immersion on 100-m sprint performance in well-trained swimmers. **European journal of applied physiology**, v. 109, n. 3, p. 483-490, 2010.

PIETER, W. Martial arts injuries. 2005.

PINHEIRO, A. P. Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional. 2008.

RAHNAMA, N.; REILLY, T.; LEES, A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 5, p. 354-359, 2002.

RIBEIRO, C. Z. P. et al. Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão. **Rev Bras Med Esporte**, v. 9, n. 2, p. 91-7, 2003.

RIOS, G. B. O processo de esportivização do taekwondo. **Pensar a Prática**, v. 8, n. 1, p. 37-54, 2006.

SEMMLOW, J. **Circuits, Signals, and Systems for Bioengineers: A MATLAB-based Introduction**. Academic Press, 2005. ISBN 008047652X.

SERINA, E.; LIEU, D. Thoracic injury potential of basic competition Taekwondo kicks. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 10, p. 951-960, 1991.

SHIMMER. **EMG Use Guide. Sensor Locations**. LTD., R. T. 2013 2013.

STEGEMAN, D.; HERMENS, H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM), 2007.

STEGMANN, H.; KINDERMANN, W.; SCHNABEL, A. Lactate Kinetics and Individual Anaerobic Threshold*. **International journal of sports medicine**, v. 2, n. 03, p. 160-165, 1981.

TAMBORINDEGUY, A. C. et al. Incidência de lesões e desvios posturais em atletas de taekwondo. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 33, p. 975-990, 2011.

TAYLOR, A.; BRONKS, R. Electromyographic correlates of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 69, n. 6, p. 508-515, 1994.

TESCH, P. et al. Influence of lactate accumulation of EMG frequency spectrum during repeated concentric contractions. **Acta physiologica scandinavica**, v. 119, n. 1, p. 61-67, 1983.

VALSTAR, E. R. et al. Guidelines for standardization of radiostereometry (RSA) of implants. **Acta orthopaedica**, v. 76, n. 4, p. 563-572, 2005.

WEBER, F. S. et al. Avaliação isocinética da fadiga em jogadores de futebol profissional. **Rev Bras Ciênc Esporte**, v. 34, n. 3, p. 775-88, 2012.

WEBSTER, J. G. **Encyclopedia of medical devices and instrumentation**. Wiley, 1988. ISBN 9780471629696.

Atleta 4

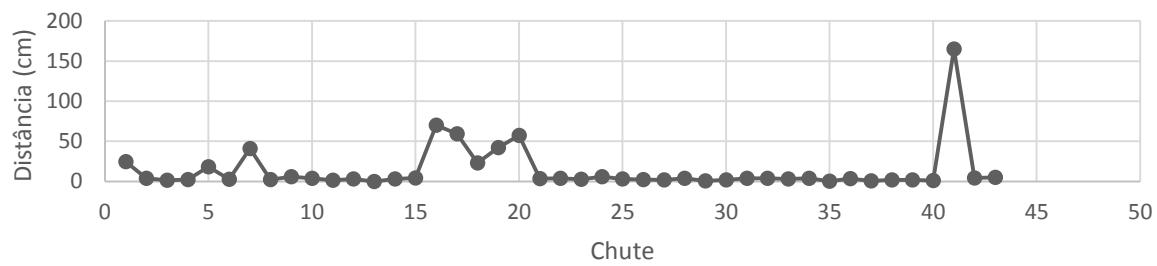


Gráfico 44 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 4.

Atleta 5

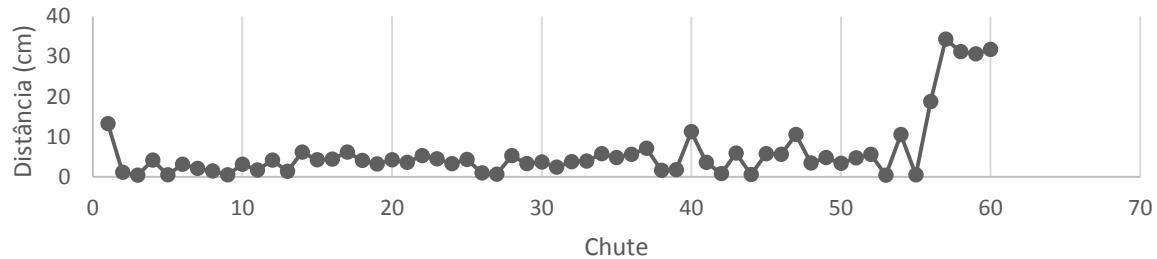


Gráfico 45 - Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 5.

Atleta 6

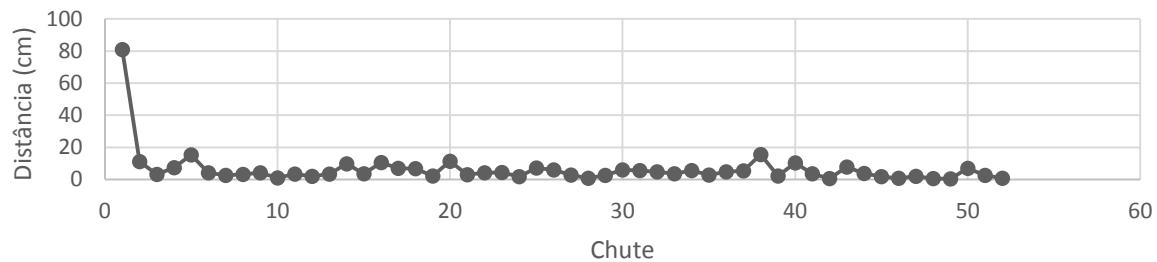


Gráfico 46 – Valores de distâncias entre a região atingida pelo chute e o aparador para o atleta 6.

Gráficos da altura dos chutes:

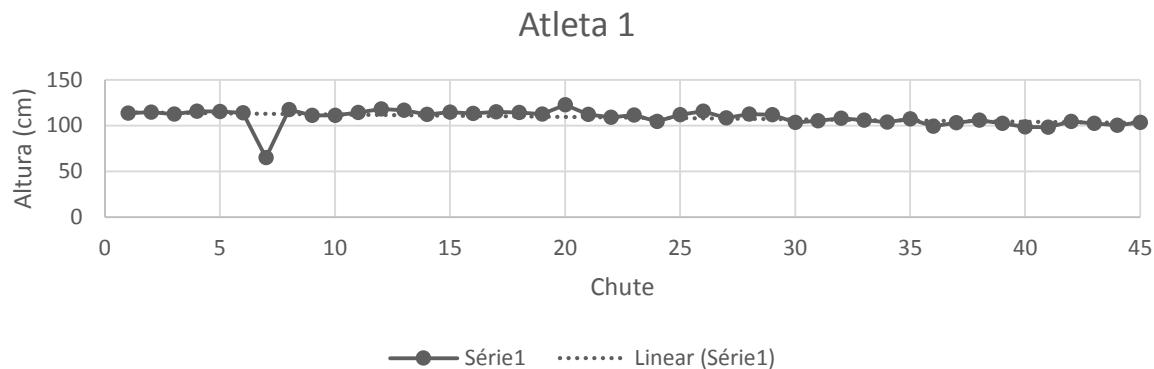


Gráfico 47 – Altura máxima de cada chute do atleta 1.

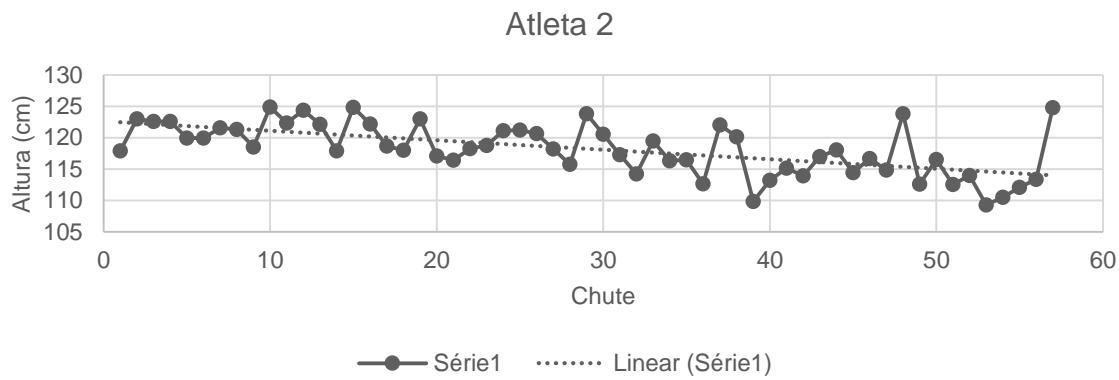


Gráfico 48 - Altura máxima de cada chute do atleta 2.

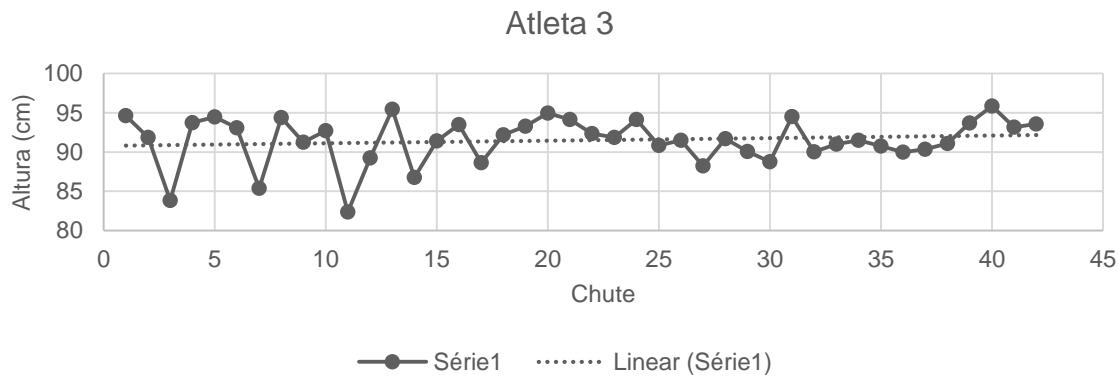


Gráfico 49 - Altura máxima de cada chute do atleta 3.

Atleta 4

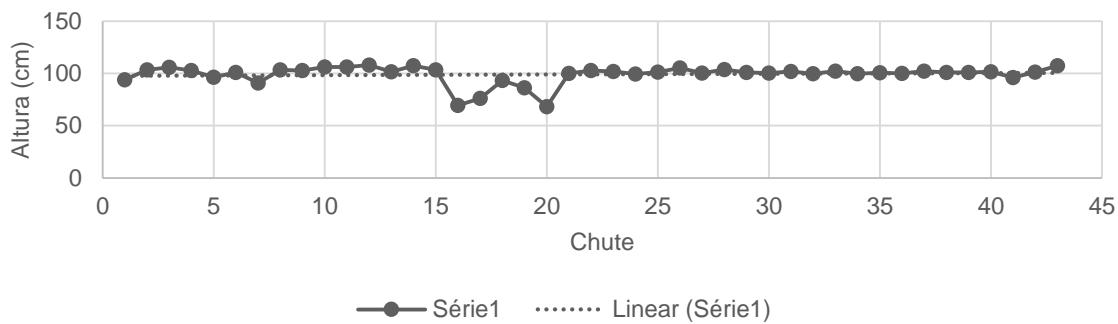


Gráfico 50 - Altura máxima de cada chute do atleta 4.

Atleta 5

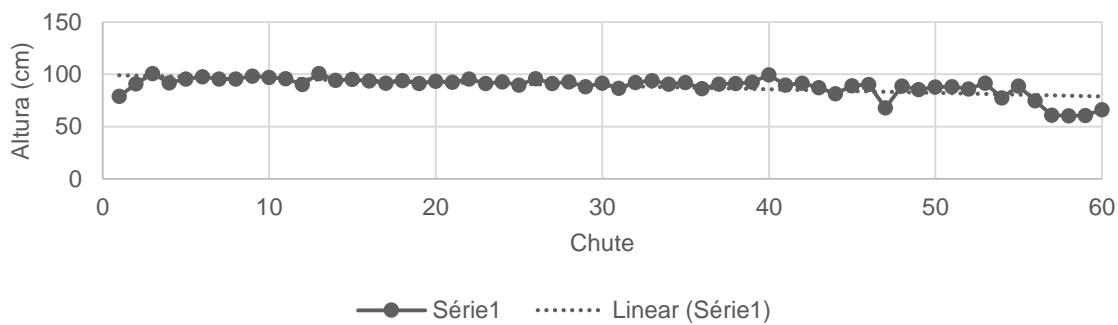


Gráfico 51 - Altura máxima de cada chute do atleta 5.

Atleta 6

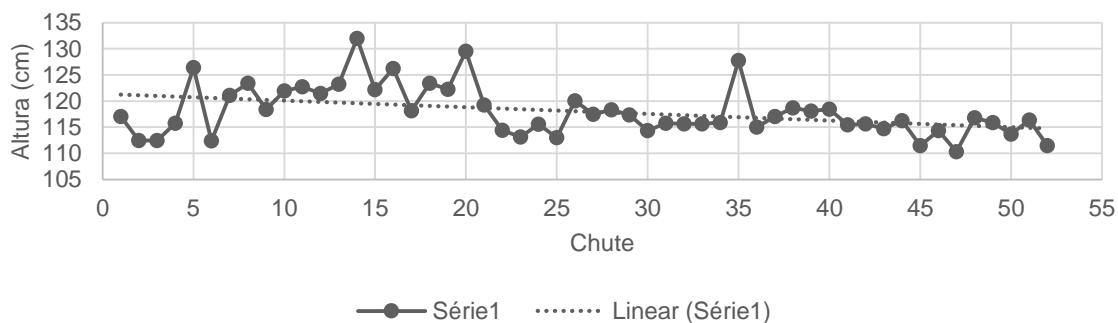


Gráfico 52 - Altura máxima de cada chute do atleta 6.

Questionário aplicado:

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data da avaliação: ____ / ____ / ____

Número do voluntário: _____

Nome do voluntário: _____

Idade: _____ Sexo: _____

Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____

Profissão: _____

Membro dominante: _____

Frequência de treinos (taekwondo): _____

Categoria (taekwondo): _____

Participação em campeonatos e/ou torneios: sim () não ()

Prática outra atividade física: sim () não ()

Modalidade: _____ Frequência: _____

Histórico de cirurgia ou lesão nas articulações do cotovelo, punho, ombro, tornozelo e/ou joelho: sim () não ()

Observações: _____

Histórico de doenças neuromusculares: sim () não ()

Observações: _____

Presença de doença crônica: sim () não ()

Observações: _____

Uso de medicamentos controlados: sim () não ()

Observações: _____

Observações: _____

Examinador: _____

Primeira página do parecer Comitê de Ética:

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Titulo da Pesquisa: Desenvolvimento de um sistema para estudo da correlação entre a dor muscular e movimentos de artes marciais (Taekwondo)

Pesquisador: Adriano Alves Pereira

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 06676412.1.0000.5152

Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 180.852

Data da Relatoria: 18/12/2012

Apresentação do Projeto:

O taekwondo é uma arte marcial, muito usada na defesa pessoal, que há alguns anos vem ganhando destaque como esporte olímpico. Como a maioria das artes marciais, o taekwondo é conhecido pela destreza no emprego das mãos e pés em golpes de alta velocidade. Vários fatores podem causar limitações no desempenho de atletas de elite, entre eles destaca-se a dor que está diretamente associada com a velocidade e o nível atividade exercido pelo atleta. Visando estimar a dor por meio da análise de movimento, neste projeto será desenvolvido um sistema capaz associar dados cinemáticos com sinais eletromiográficos de músculos onde, de acordo com relatos do próprio atleta, a dor está presente.

Nesta pesquisa serão analisados dados de 10 a 30 atletas, faixas preta de taekwondo, com idade entre 16 e 30 anos, residentes na cidade de Uberlândia-MG e que participam ou já participaram de campeonatos importantes da modalidade. Cada atleta voluntário participará de uma sessão de eletroestimulação para que seja determinado o seu limiar de dor, e quatro sessões de análise de movimento, nas quais serão coletados dados cinemáticos e eletromiográficos do voluntário durante seu treinamento. Entre cada uma das sessões de análise de movimento, será repassado o treinamento do atleta a fim deste executar exercícios que reduzam ou não provoquem dor. Ao final das quatro sessões espera-se que as dores tenham diminuído forma considerável durante os treinos. De posse dos dados coletados, será realizada uma análise estatística e a partir dos resultados obtidos buscados novos parâmetros capazes de estimar a dor.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br