

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – DF
CAMPUS GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE
MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO
PARA PREVENÇÃO DE LESÕES**

GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA

ORIENTADORA: DRA. LOURDES MATTOS BRASIL
COORIENTADORA: DRA. VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES



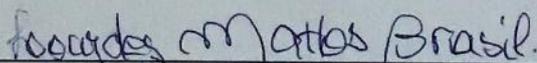
**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DO GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**"SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE
MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO
PARA PREVENÇÃO DE LESÕES"**

GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA

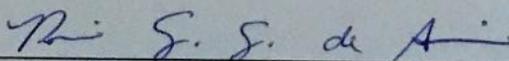
**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA
A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.**

APROVADA POR:

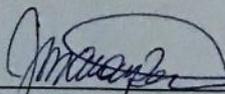


**Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil; FGA / UnB
(ORIENTADOR)**

**Profa. Dra. Vera Regina Fernandes Marães; FCE / UnB
(COORIENTADOR)**



**Prof. Dr. Ronni Geraldo Gomes de Amorim; FGA / UnB
(EXAMINADOR INTERNO)**



**Profa. Dra. Juliana de Faria Fracon e Romão; FCE / UnB
(EXAMINADOR EXTERNO)**

Brasília, 28 de fevereiro de 2019

BRASÍLIA/DF, 28 DE FEVEREIRO DE 2019.

FICHA CATALOGRÁFICA

GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA
SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES, [Distrito Federal] 2019..

105A/2019. 89 p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2019.). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós- Graduação em Engenharia Biomédica.

1. Sistema Inteligente. 2. Biomecânica
3. Captura de Movimento. 4. Prevenção de Lesões

I. FGA UnB Gama/ UnB. II.SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES

CDU: N° da CDU (biblioteca)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Souza, G. S. L. Sistema Inteligente de Avaliação Biomecânica de Membros Inferiores de Atletas de Futebol Americano para Prevenção de Lesões. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação NO. 105A/2019, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 89 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA

TÍTULO: SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES

GRAU: Mestre

ANO: 2019.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2019..

QI-06, Lote 560.

CEP: 72445-060, Brasília, DF – Brasil

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, por acreditarem em todos os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, agradeço a Deus que, com Sua bondade, deu me a graça de participar de mais este desafio em favor do meu aprendizado.

Aos meus pais, Luiz e Guiomar (*In memoriam*), que sempre me apoiaram e incentivaram nos estudos.

Agradeço a Dra. Lourdes Mattos Brasil, por toda atenção, paciência e dedicação incansáveis por dois longos anos de desenvolvimento do meu trabalho.

À Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães, por todo o apoio técnico, disponibilização de equipamentos e discussões sem as quais este projeto não seria possível.

À minha colega Bruna da Silva Sousa, por toda colaboração no desenvolvimento do protocolo de coletas, nas coletas em si e discussões sem as quais este projeto não seria possível.

Ao meu colega Roberto Aguiar Lima, pelo apoio e as inúmeras aulas de programação, cinemática, inteligência artificial e discussões sem as quais este projeto não seria possível.

Aos meus filhos e esposa, que sempre me apoiaram e souberam entender a minha ausência nas horas de estudo ao longo desses anos, sem eles nada disso seria possível.

E a todos os componentes do grupo de trabalho OHPERA que direta ou indiretamente estiveram presentes durante este momento de minha vida, discutindo, apoiando e motivando.

Não confunda derrotas com fracasso nem vitórias com sucesso.

Roberto Shinyashiki

RESUMO

SISTEMA INTELIGENTE DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS DE FUTEBOL AMERICANO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES

Autor: GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA

Orientadora: Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil

Co-orientadora: Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Dissertação de Mestrado
Brasília, 02 de 2019.**

O esforço físico que o atleta faz durante a prática de esportes lhes proporcionam diversos efeitos fisiológicos. E, o método de medição ou determinação destes estados do corpo humano em pleno emprego do seu esforço é muito importante para diagnosticar e prevenir lesões, fortalecimento da musculatura e tendões, ou seja, de todo o desempenho do atleta. Portanto, o objetivo da pesquisa foi projetar um sistema inteligente portátil para captura de variáveis cinemáticas que analisou o comportamento biomecânico de membros inferiores de atletas praticantes de futebol americano. Assim, foi realizado um protocolo inicial com a função de identificar a melhor metodologia de testes para prosseguimento da pesquisa, no qual foram definidos os detalhes dos saltos verticais e horizontais de atletas. A captura de movimentos foi realizada por meio das ferramentas de *Motion Capture* (MOCAP) e *Inertial Measurement Units* (IMU) com marcadores reflexivos afixados nos membros inferiores dos voluntários. Os dados foram analisados com o uso da programação em *Python*, por possuir um vasto e robusto conjunto de aplicações apropriadas para estes tipos de análises. Os resultados identificaram que os saltos horizontais surgem como um método alternativo válido e confiável para avaliar atletas na identificação e prevenção de lesões. Como proposta final da pesquisa foi desenvolvido um sistema inteligente de grande valia para prevenção de lesões, bem como a identificação de desarranjos corporais.

Palavras-chave: Sistema Inteligente, Biomecânica, Captura de Movimento, Prevenção de Lesões.

ABSTRACT

**INTELLIGENT SYSTEM OF BIOMECHANICAL EVALUATION OF
INFERIOR MEMBERS OF AMERICAN FOOTBALL ATHLETES FOR
THE PREVENTION OF INJURIES****Author: GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA****Supervisor: Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil****Co-supervisor: Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães****Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Master Degree Brasília, 02 of 2019.**

The physical exertion that the athlete does during the practice of sports gives them diverse physiological effects. And, the method of measuring or determining these states of the human body in full use of your effort is very important to diagnose and prevent injuries, strengthening of the muscles and tendons, that is, of the athlete's entire performance. Therefore, the objective of the research was to design a portable intelligent system to capture kinematic variables that analyzed the biomechanical behavior of lower limbs of athletes practicing football. Thus, an initial protocol was performed with the function of identifying the best test methodology for the continuation of the research, in which the details of the vertical and horizontal jumps of athletes were defined. Motion capture was performed using the Motion Capture (MOCAP) and Inertial Measurement Units (IMU) tools with reflective markers affixed to the lower limbs of the volunteers. The data were analyzed using Python programming because it has a large robust set of applications suitable for these types of analyzes. The results identified that the horizontal jumps appear as a valid and reliable alternative method to evaluate athletes in the identification and prevention of injuries. As a final proposal of the research was developed an intelligent system of great value for injury prevention, as well as the identification of body disorders.

Key-words: Intelligent System, Biomechanics, Motion Capture, Injury Prevention.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	10
1.2	OBJETIVOS	13
1.2.1	Objetivo Geral	13
1.2.2	Objetivo Específicos	13
1.3	REVISÃO DA LITERATURA	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	SISTEMA INTELIGENTE	16
2.1.1	Sistemas Especialistas	17
2.2	SISTEMA INERCIAL DE MEDIDAS	17
2.2.1	Acelerômetros	18
2.2.2	Giroscópios	18
2.2.3	Grandezas Angulares	18
2.2.4	Grandezas Lineares	19
2.2.5	Aplicações dos Sensores Inerciais em Humanos	20
2.3	Lógica <i>Fuzzy</i>	21
2.3.1	Sistemas <i>Fuzzy</i>	22
2.3.2	Sistema de Controle <i>Fuzzy</i>	23
2.3.3	Classificação <i>Fuzzy</i> e Reconhecimento de Padrões	24
2.4	Avaliação Postural	26
2.4.1	Posicionamento dos Eletrodos de Corpo Inteiro	28
2.4.2	Distúrbios e Alterações no Salto	30
3	METODOLOGIA	32
3.1	COLETA E ANÁLISE DE DADOS	32
3.1.1	Protocolo Utilizado para Coleta de Sinais MOCAP	36
3.1.2	Protocolo Utilizado para Coleta de Sinais com IMU	37
3.1.3	Coleta 1 - Teste de Salto Vertical	39
3.1.4	Coleta 2 - Teste de Salto Horizontal	39
3.1.5	Análise dos Dados MOCAP	39
3.1.6	Análise dos Dados IMU	40
3.1.7	Classificação da Performance dos atletas Utilizando Lógica <i>Fuzzy</i>	40
3.2	PROPOSTA INICIAL	43
3.3	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	43
3.4	RECURSOS TECNOLÓGICOS	43

3.5	RESTRICÇÕES	43
4	RESULTADOS	44
4.1	AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS	44
4.2	RESULTADOS DOS SINAIS CINEMÁTICOS MOCAP	44
4.2.1	Determinação do melhor tipo de Salto	44
4.2.2	Análise do posicionamento para determinação de erros posturais	46
4.3	RESULTADOS DOS SINAIS CINEMÁTICOS IMU	47
4.3.1	PADRÃO DOS SALTOS	47
4.3.2	ACELERAÇÃO	50
4.3.3	VELOCIDADE	51
4.3.4	DESLOCAMENTO	52
4.3.5	ALTURA	53
4.4	RESULTADOS DA <i>PERFORMANCE</i> DO ATLETA utilizando lógica FUZZY	54
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	57
6	TRABALHOS FUTUROS	59
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60
	ANEXOS	65
	ANEXO A – CONFIRMAÇÃO DA APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA (CEP)	66
	ANEXO B – DECLARAÇÃO LABORATÓRIO DE ANÁLISE DE MOVIMENTO E PROCESSAMENTO DE SINAIS	67
	ANEXO C – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO CBEB 2018	69
	ANEXO D – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO COBEC 2017	70
	ANEXO E – ARTIGO COMPLETO CBEB 2018	71
	ANEXO F – ARTIGO COMPLETO COBEC 2017	81

APÊNDICES 85**APÊNDICE A – ALGORITMO DE CAPTURA DE DADOS IMU) . 86**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Pesquisa por palavras-chave na língua Inglesa	14
Tabela 2 – Divisão das fases das Coletas	32
Tabela 3 – Perfil dos voluntários da amostra MOCAP	35
Tabela 4 – Perfil dos voluntários da amostra IMU	36
Tabela 5 – Base de Regras	42
Tabela 6 – Função de Pertinência	54
Tabela 7 – Resultado Final dos Atletas	56

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Métodos de medição da biomecânica	11
Figura 2 – Laboratório de análise de marcha e processamento de sinais - FCE . . .	12
Figura 3 – Estruturas de Sistemas <i>Fuzzy</i>	23
Figura 4 – Funções de Pertinência de Entrada para o Controlador <i>Fuzzy</i>	24
Figura 5 – Diferença entre classificação e reconhecimento de padrões	25
Figura 6 – Principais planos anatômicos	26
Figura 7 – Classificação do joelho	27
Figura 8 – Classificação da inclinação dos pés	27
Figura 9 – Classificação da pelve	28
Figura 10 – Marcadores Reflexivos	28
Figura 11 – Ossos do corpo humano	29
Figura 12 – Análise postural em diferentes equipamentos.	29
Figura 13 – Fluxograma de etapas da pesquisa.	33
Figura 14 – Câmera <i>Oqus</i> - QTM.	33
Figura 15 – Sensor MPU-6050	34
Figura 16 – Arduino NANO	34
Figura 17 – Posicionamento das 8 câmeras de infravermelho.	36
Figura 18 – Posicionamento e Fixação dos Marcadores.	37
Figura 19 – Arduíno NANO.	38
Figura 20 – Cabos de comunicação.	38
Figura 21 – Posicionamento do Sensor IMU.	39
Figura 22 – Funcionamento do algoritmo <i>Fuzzy</i>	40
Figura 23 – Funções de Pertinência.	41
Figura 24 – Posicionamento e Fixação dos Marcadores.	45
Figura 25 – Representação dos parâmetros cinéticos obtidos no MOCAP.	46
Figura 26 – Agrupamento de <i>frames</i> de um Salto Horizontal.	47
Figura 27 – Agrupamento de <i>frames</i> de um Salto Vertical.	48
Figura 28 – Aceleração dos Saltos Horizontais.	50
Figura 29 – Velocidade dos Saltos Horizontais.	51
Figura 30 – Deslocamento dos Saltos Horizontais.	52
Figura 31 – Altura obtida nos Saltos Verticais.	53
Figura 32 – Funções de Pertinência.	55
Figura 33 – Classificação Geral dos Atletas (<i>Performance</i> e Qualidade dos Saltos). .	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
AB	Assimetria Bilateral
ACM	<i>Association for Computer Machinery</i>
BioMEMS	Sistemas Micro-Electro-Mecânicos Biomédicos
BIREME	Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
EMG	Eletromiografia
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
MatLab	<i>Matrix Laboratory</i>
MEDLINE	<i>Medical Literature Analysis and Retrieval System Online</i>
MEMS	<i>MicroElectro-Mechanical Systems</i>
mmii	Membros Inferiores
MOCAP	<i>Motion Capture</i>
QTM	<i>Qualisys Track Manager</i>
RNA	Rede Neural Artificial
UnB	Universidade de Brasília

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

a	Aceleração
$\Delta\phi$	Deslocamento angular
v	Velocidade
Ω_m	Velocidade angular média

Símbolos Gregos

α	Aceleração angular
ϕ	Espaço angular
Ω	Velocidade angular

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Lesões podem afetar o desempenho máximo do atleta - a perda de um milímetro ou fração de um segundo - e pode ser o fator decisivo em ser escolhido para uma equipe olímpica ou ganhar uma medalha olímpica (ZERNICKE; WHITING, 2004).

O estudo do corpo humano favorece obter uma análise operacional dos atletas, ou seja, demonstrar diferentes parâmetros, 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 morfofuncional dos atletas (MIZIARA et al., 2014).

O esforço físico que o atleta faz durante a prática de esportes lhe proporciona diversos efeitos fisiológicos. A Fisiologia do Exercício é o ramo do conhecimento dedicado ao estudo dos efeitos fisiológicos agudos (respostas) e crônicos (adaptações) do exercício físico sobre os diversos sistemas corporais (ROCHA et al., 2005). Contudo, o método de medição ou determinação destes estados do corpo humano em pleno emprego do seu esforço é muito importante para diagnosticar e prevenir lesões, fortalecimento de musculatura e tendões, ou seja, todo o desempenho do atleta.

Estes métodos anteriormente citados, no entanto, analisam algumas características importantes tais como velocidade, aceleração, posicionamento no espaço e necessitam de certa maneira, mais de que um olho treinado para uma análise real do movimento do corpo humano, dado que a prevenção de lesões e o desempenho dos atletas estão ligados à biomecânica esportiva deles (AMADIO; SERRÃO, 2007).

De acordo com Amadio et al. (2007) e Amadio (2000) os métodos utilizados na biomecânica do esporte e aplicados para a análise da técnica de movimento podem ser classificados nas seguintes categorias: a) teórico-dedutivos ou determinísticos, baseados somente em leis físicas e relações matemáticas (relações causais); b) empírico-indutivos ou indeterminísticos, baseados em relações experimentais e estatísticas (relações formais); e c) métodos combinados, que tentam conjugar as duas categorias anteriores. E, por fim, os procedimentos metodológicos podem ser classificados em: procedimentos mecânicos, eletrônicos e ópticos-eletrônicos (processamento de imagens).

Todavia, as avaliações biomecânicas devem ir além do olhar clínico ao analisarem os parâmetros associados a lesões de atletas, devem estruturar seus argumentos em sistemas que possam ser capazes de traduzir estes parâmetros (MIZIARA et al., 2014). Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento

são: eletromiografia, antropometria, dinamometria, cinemetria, conforme demonstrado na Figura 1, (AMADIO; SERRÃO, 2007):



Figura 1 – Métodos de medição da biomecânica

Fonte: (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Eletromiografia (EMG) é a medição de atividade elétrica dos músculos e foi desenvolvida na primeira metade do século XX (BARBOSA, 2011). A EMG tem sido utilizada como instrumento cinesiológico para estudo da função muscular, sendo empregada no estudo da atividade muscular e no estabelecimento do papel de diversos músculos em atividades específicas (BORIN et al., 2006). De acordo com (MENZEL et al., 2002) a técnica de EMG é indicada para: (a) avaliação da coordenação e da técnica de movimento, (b) estabelecimento de padrões comparativos entre situação de treino e de competição, (c) monitoramento dos atletas, e (d) determinação dos padrões de recrutamento para grupos musculares selecionados e resposta em situação de fadiga induzida pelo treinamento.

Ao passo que, na antropometria, são estabelecidas as propriedades físicas do corpo humano estudado, tais como: propriedades geométricas, que envolvem medidas de comprimento, área e volume dos segmentos e propriedades inerciais, envolvendo medidas de massa, centro de gravidade e momento de inércia dos segmentos (AMADIO, 2000). Pois, uma avaliação antropométrica é essencial para a prevenção de lesões no esporte, dado que os atletas de alto nível, por exemplo, estão expostos a esportes de muito contato físico ou mesmo “de colisão” (GANTUS; ASSUMPCÃO, 2016).

Na dinamometria o conceito de força, sob o aspecto físico, somente pode ser interpretado a partir do efeito de sua ação, isto é, o que é analisado é a força de reação proporcionada pelo atleta quando este entra em uma atividade proposta, ligada em equipamentos específicos para a medição de valores relacionados a torque, força e equilíbrio

(AMADIO; SERRÃO, 2007). As plataformas de força são comumente utilizadas para a diagnose da Assimetria Bilateral (AB). AB é definida como uma diferença lateral nos parâmetros cinéticos ou cinemáticos entre os membros inferiores ou superiores (MEDEIROS, 2013).

A cinemetria consistiu-se na aquisição de imagens e nas conseqüentes reconstruções com auxílio de pontos marcados ou marcadores reflexivos, conforme modelo antropométrico, que estima a localização dos eixos articulares do sujeitos onde fixam-se estas marcas anatômicas (AMADIO, 2000). O conjunto de câmeras que mais se destaca na literatura é o *Motion Capture* (MOCAP), como ilustrado na Figura 2, (OLIVEIRA, 2017). MOCAP é a captura e gravação dos movimentos de humanos, animais e objetos inanimados em formato de dados tridimensionais (PRIM; GONÇALVES; VIEIRA, 2015).



Figura 2 – Laboratório de análise de marcha e processamento de sinais - FCE

Fonte: (Autoria própria).

Em conjunto com o MOCAP os sensores inerciais, ou como são encontrados no mercado consumidor por Unidades de Medição Inercial (*Inertial Measurement Units - IMUs*), medem aceleração, taxa angular e o vetor campo magnético em seu próprio sistema de coordenadas local tridimensional (SEEL; RAISCH; SCHAUER, 2014). O IMU vem sendo bastante empregado para a aquisição de dados cinemáticos, pelo sua portátil utilização e por ser de baixo custo em comparação com outros equipamentos de medidas

tais como o já referido MOCAP.

Neste trabalho, busca-se uma alternativa econômica, portátil e eficiente de um sistema inteligente para captura de variáveis cinemáticas do movimento biomecânico de atletas de futebol americano, utilizando-se o IMU como ferramenta principal a ser inserida num sistema inteligente. Assim, um estudo de caso, onde envolverá captura de movimentos deste atletas, foi desenvolvido para validar este sistema.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Projetar um sistema inteligente portátil para captura de variáveis cinemáticas para análise de membros inferiores de atletas de futebol americano para prevenção de lesões e identificação de erros posturais.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Estudar o comportamento biomecânico de membros inferiores no saltos verticais e horizontais;
- Determinar o melhor tipo de salto para análise de erros posturais;
- Estudar o controle e a modelagem baseados na lógica *fuzzy*;
- Projetar o IMU para aquisição de sinais cinemáticos de movimento para membros inferiores;
- Validar o IMU com o MOCAP/Vídeo;
- Analisar os resultados dos sinais capturados pelo IMU com a programação em Python;
- Testar o sistema inteligente proposto em um time de futebol americano.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

Neste trabalho a base bibliográfica pesquisada e utilizada considerou a busca por meio de livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: Portal de Periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), *PubMed*, *Association for Computer Machinery (ACM)*, *Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)*.

Os termos utilizados para a pesquisa foram: *Inertial Measurement Unit*, *Inertial sensors*, *walking* ou *gait*, *analysis* ou *evaluation* na língua inglesa e Sistema Inteligente, Captura de Movimento, Variáveis cinemáticas, Biomecânica de Membros Inferiores, Futebol Americano, Prevenção de Lesões, Lógica *Fuzzy* na língua portuguesa para realização da pesquisa nas bases de dados eletrônicas, conforme descrito na Tabela 1.

Tabela 1 – Pesquisa por palavras-chave na língua Inglesa

BASE DE DADOS	PALAVRAS-CHAVES	REVISTAS	NÚMERO DE PUBLICAÇÕES
BIREME MEDLINE	<i>Inertial Measurement Unit or inertial sensors and walking or gait and analysis or evaluation</i>	Gait & Postura – 18 Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc – 13 Sensors – 13 J Biomech – 10 Med Biol Eng Comput – 6 PLoS One – 4 IEEE J niomed Health Inform – 2 IEEE Trans Biomed Eng - 2 IEEE Inf Conf Rehabil Robot – 1	134
IEEE	<i>Inertial Measurement Unit or inertial sensors and walking or gait and analysis or evaluation</i>	Conferences – 5 Journals & Magazines - 2	7
SCIENCE DIRECT	<i>Inertial Measurement Unit or inertial sensors and walking or gait and analysis or evaluation</i>	Gait & Postura – 61 Jornal of Biomechanics – 31 Medical Engineering & Physics – 12 Robotics and Autonomous Systems – 11 Applied Ergonomics – 9	368

No artigo apresentado por (MANNINI et al., 2016) foi demonstrado e validada uma abordagem de modelagem probabilística geral para a classificação de diferentes marchas patológicas, em dois tipos de populações (doença de *Huntington* e indivíduos pós-AVC)

e controle de idosos saudáveis usando dados de IMU colocadas na perna e na cintura. O objetivo foi extrair informações de sinal no domínio do tempo e da frequência, para analisar, a longo prazo, apontamentos para a avaliação da marcha cotidiana no sentido de detectar precocemente alterações da marcha.

Na dissertação de mestrado de (ROVERI, 2016) foi criado um sistema de apoio à decisão para classificação de corrida de atletas utilizando sistemas linguísticos *fuzzy*. O uso desses sistemas é indicado para tratar de fenômenos com características de imprecisão de identificação. O estudo desenvolveu um sistema de apoio à decisão para a classificação da experiência do corredor de longa distância não federado por meio de um modelo *fuzzy*, bem como, desenvolveu uma prova que avaliou a capacidade do corredor em controlar o ritmo durante a corrida, como forma de qualificar a experiência nessa modalidade.

No trabalho de (SILVA; SOUZA; ALSINA, 2014) foi proposto uma construção de um IMU que utilizou apenas os sinais de três acelerômetros triaxiais para identificar o deslocamento do corpo, com o objetivo de identificar o deslocamento realizado por um corpo rígido em sistemas de navegação inercial tradicionais. Os autores utilizaram acelerômetros para reconhecer a aceleração linear e giroscópios para reconhecer a velocidade angular registrada durante o deslocamento.

No estudo proposto por (LEITE et al., 2014) foi demonstrado a utilização de um IMU como alternativa não visual para extrair parâmetros cinemáticos da marcha humana, trajetória, velocidade e comparar com a solução de vídeo – MOCAP. Os resultados mostraram efetiva correlação entre as duas abordagens, indicando avanços reais da tecnologia MicroElectroMechanical Systems (MEMS) de sensores inerciais de baixo custo aplicados à biomecânica, no entanto, o artigo não aponta para a análise da prevenção de lesões.

Na contribuição de (SEEL; RAISCH; SCHAUER, 2014) foi apresentado um conjunto de novos métodos para identificação de eixo e posição da articulação e medição do ângulo da articulação de flexão / extensão do joelho. Os autores fizeram uso apenas de giroscópios e acelerômetros fornecendo resultados de testes de marcha de um amputado transfemoral em comparação a métodos baseados em IMU para um sistema óptico de captura de movimento em 3D.

Na tese de (MOYANO, 2014) foi demonstrado o desenvolvimento e a avaliação de um sistema portátil para capturar variáveis cinéticas e cinemáticas, por meio de um IMU, para a detecção de padrões de marcha patológicas, analisando o comportamento biomecânico de uma cadeia cinemática de membro inferior.

Em toda a base de literatura pesquisada, não foram identificados nenhum sistema inteligente que disponibilizou automaticamente os erros posturais de atletas ao especialista da saúde, utilizando-se técnicas de captura de movimento com IMUs.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SISTEMA INTELIGENTE

A Inteligência Artificial (IA) automatiza a inteligência humana com base no modo como o cérebro humano processa informações (REZENDE, 2003). Sempre que o ser humano resolve um problema ou interage com as pessoas, passa por um processo. Ao limitar o escopo de um problema ou interação, esse processo pode ser modelado e automatizado. Assim, um sistema inteligente tem a chance de quebrar processos complexos e simular inteligência com a ajuda de instruções de computador de baixo nível (SILVA; TELES, 2011).

Tais processos nos seres humanos, podem ser traduzidos pelos cinco sentidos básicos existentes, divididos em visual, auditivo, cinestésico, olfativo e gustativo (SALAVERRÍA, 2014). No entanto, para entender como criar sistemas inteligentes, a IA separa as disciplinas da seguinte maneira, segundo (OSÓRIO; BITTENCOURT, 2000):

- **Escutando e falando:** Usando o sistema de reconhecimento de voz, o sistema inteligente pode coletar as informações. Usando a síntese de fala, pode transformar dados internos em sons compreensíveis. Reconhecimento de fala e as técnicas de síntese de fala lidam com o reconhecimento e a construção de sons que os humanos emitem ou que os humanos podem entender.
- **Lembrando:** Representar coisas que é sabido de todos. É aqui que criam bases de conhecimento e representações hierárquicas chamadas ontologias. Ontologias categorizam coisas e ideias em nosso mundo e contêm relações entre essas categorias.
- **Pensando:** Num sistema inteligência pode precisar de um especialista em um determinado domínio usando um sistema especialista. Um sistema especialista pode basear-se na lógica matemática de uma forma determinista, bem como de uma forma imprecisa e não determinística. A base de conhecimento de um sistema especialista é representada usando diferentes técnicas. À medida que o domínio do problema cresce, criam-se ontologias hierárquicas.
- **Vendo:** A técnica de visão computacional foi desenvolvida para aprender sobre o meio ambiente. Afinal, reconhecer rostos é útil, e a maioria dos humanos é especialista nisso. A visão computacional depende do processamento de imagens. Embora o processamento de imagens não seja diretamente uma disciplina de IA, é uma disciplina exigida para a IA.

- **Movendo-se:** Mover-se e tocar-se são naturais para os seres humanos, mas são tarefas muito complexas para computadores. Mover-se é manipulado pela robótica. Este é um tópico muito pesado em matemática. A robótica é baseada na teoria de controle, onde você cria um ciclo de *feedback* e controla o movimento do objeto com base no *feedback* coletado. Curiosamente, a teoria de controle tem aplicações em outros campos que não têm absolutamente nada a ver com a movimentação de objetos no espaço. Isso ocorre porque os ciclos de *feedback* exigidos são semelhantes aos modelados em economia.

2.1.1 Sistemas Especialistas

Um sistema especialista é um programa de computador projetado para usar fatos presentes em um domínio de problema específico (LIMA; PINHEIRO; SANTOS, 2016). Em seguida, desenvolve conclusões sobre esses fatos de uma maneira análoga a um especialista humano, raciocinando com os mesmos fatos e chegando a conclusões semelhantes. Tal programa ou sistema especialista precisaria ter acesso a todos os fatos no domínio, bem como ser programado com um conjunto de regras que um especialista humano seguiria com relação a esses fatos e tirando conclusões dos mesmos fatos (QUARESMA, 2018). Às vezes, esse sistema especialista é conhecido como um sistema baseado em regras ou baseado em conhecimento.

O primeiro sistema especialista em larga escala capaz de atuar em nível de especialista humano foi denominado MYCIN (NASER; AL-BAYED, 2016). Foi usado como um auxiliar inteligente para os médicos em seu diagnóstico de infecções transmitidas pelo sangue. MYCIN incorporou cerca de 450 regras. Segundo (KARIM; ÇELEBI; MOHAMMED, 2016) este sistema foi capaz de criar diagnósticos corretos em um nível comparável a um médico inexperiente. O conjunto de regras usadas no MYCIN foi criado com base em entrevistas com um grande número de especialistas no campo, que por sua vez confiaram em suas próprias experiências e conhecimentos. Em grande medida, as regras capturaram dados e conhecimentos do mundo real além do que estava nos livros de medicina e nos procedimentos padrão.

2.2 SISTEMA INERCIAL DE MEDIDAS

Sistemas inerciais de medidas determinam a posição, a velocidade e a altitude de um corpo móvel a partir das medidas da aceleração linear e da velocidade angular (SILVA; SOUZA; ALSINA, 2014). Tais medidas são obtidas na junção de dois importantes componentes: acelerômetro e giroscópio, que montados obtêm-se o IMU. Assim, o IMU é formado por três acelerômetros e três giroscópios, sendo que os primeiros fornecem as medidas dos componentes da aceleração linear, enquanto que os últimos fornecem os componentes da velocidade angular (DURÃO, 2009).

2.2.1 Acelerômetros

O acelerômetro é responsável em fornecer a dimensão da força específica que atua no corpo, que é a resultante das ações da aceleração inercial e da aceleração da gravidade (ROMANZINI; PETROSKI; REICHERT, 2011). Logo, a partir da medida da força específica e do modelo do campo gravitacional da Terra, determina-se a aceleração linear, informação que é integrada para determinação da velocidade e posição do corpo (DURÃO, 2009).

Os IMUs baseados em sistemas MEMS, ou sistemas microeletromecânicos, constituem os dispositivos fabricados com técnicas de fabricação microeletrônicas, que permitem a criação de estruturas mecânicas de tamanho microscópico feitas, tipicamente, de silício. Quando acoplados com circuitos microeletrônicos, podem-se construir acelerômetros-MEMS. Mais comumente, estes são de dois tipos, isto é, os de capacitância variável e os piezoresistivos. Os acelerômetros-MEMS de capacitância variável são dispositivos de grande sensibilidade, mas pequeno intervalo de medição. Eles costumam ser usados em aplicações de monitoramento estrutural e para medições de sistemas estáticos (aqueles com aceleração constante). Já os acelerômetros-MEMS piezoresistivos são dispositivos de maior intervalo de medida, porém com relativa baixa sensibilidade. Seu uso é comum em aplicações de choques e explosões (WALDEN, 2018).

2.2.2 Giroscópios

Os giroscópios são instrumentos que fornecem as velocidades angulares do corpo ao qual estão fixados e, por conseguinte, a orientação do veículo em relação à sua trajetória. De acordo com Durão (2009) a velocidade angular pode ser integrada em relação ao tempo para determinar a posição angular do objeto, conforme demonstrado da Equação 1.

$$\theta(t) = \theta(o) + \int_0^t \omega(t)dt \quad (1)$$

Através destes dados e das equações de movimento fornecidas pelas Leis de Newton, é possível estimar a trajetória de um corpo em tempo real, saber sua posição e atitude e, assim, fazer correções de possíveis erros.

A tecnologia MEMS também está presente na construção dos Giroscópios, aos quais, segundo (FILHO et al., 2008), são baseados no princípio de conservação do momento angular. Assim, quando o dispositivo é rotacionado, a massa suspensa do giroscópio se desloca em uma certa direção, o que acarreta a variação da capacitância entre os eletrodos fixos do sistema e os eletrodos da massa suspensa.

2.2.3 Grandezas Angulares

Os sensores MEMS, acelerometro e giroscópio, como já comentado anteriormente, determinam a velocidade angular e a aceleração de um corpo presente com estes componentes.

E, para descrever tais grandezas angulares, os estudos devem ir além das utilizadas em movimentos lineares nos deslocamento/espaço tridimensionais (x, y, z) , de velocidade (v) e de aceleração (a) . Na análise de movimentos circulares, deve-se incluir novas grandezas, chamadas grandezas angulares, medidas sempre em radianos (FEYNMAN; SANDS, 2013). São elas:

- **Posição Angular - θ** : Corresponde ao espaço do arco formado, quando um móvel encontra-se a uma abertura de ângulo ϕ qualquer em relação ao ponto denominado origem.
- **Deslocamento angular - $\Delta\theta$** : Assim como para o deslocamento linear, tem-se o deslocamento angular quando calculado a diferença entre a posição angular final e a posição angular inicial:

$$\Delta\theta = \theta - \theta_0 \quad (2)$$

- **Velocidade Angular - Ω_m** : É definida como a razão entre o deslocamento angular pelo intervalo de tempo do movimento:

$$\Omega_m = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (3)$$

Sua unidade no Sistema Internacional é: rad/s Também é possível definir a velocidade angular instantânea como o limite da velocidade angular média quando o intervalo de tempo tender a zero:

$$\Omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Omega_m = \frac{d\theta}{dt} \quad (4)$$

- **Aceleração Angular - α** : Seguindo a mesma analogia utilizada para a velocidade angular, a aceleração angular média pode ser definida como:

$$\alpha = \lim_{\Delta(t)} \alpha_m = \frac{d\Omega}{dt} \quad (5)$$

2.2.4 Grandezas Lineares

Para a análise de movimento, quando se tem um gráfico da aceleração linear *versus* tempo de um objeto, pode-se integrar no gráfico para encontrar a velocidade linear deste objeto a qualquer instante, Equação 6, conforme o Teorema Fundamental do Cálculo (PATRÃO, 2011), tem-se:

$$v_1 - v_0 = \int_{t_0}^{t_1} a dt \quad (6)$$

O lado direito da equação é uma integral definida (dá um resultado numérico em vez de uma função), v_0 é a velocidade no tempo t_0 e v_1 é a velocidade no tempo t_1 .

Se a partícula começa com uma velocidade v_0 , depois do tempo t , sua velocidade v será igual a:

$$v = v_0 + at \quad (7)$$

Assim, para calcular a posição basta obter a velocidade média ao longo do período de tempo t . Ou seja, se no tempo t a velocidade é v , então a velocidade média é $\frac{v_0+v}{2}$, e o deslocamento s é $\frac{t(v_0+v)}{2}$. Substituindo o valor anterior por v , Equação 7, obtém a Equação 8 que representa o deslocamento.

$$s = v_0t + \frac{1}{2}at^2 \quad (8)$$

A aceleração linear a é definida na diferenciar em relação ao tempo da Equação 8, obtendo assim a aceleração linear, conforme demonstrado na Equação 9.

$$a = \frac{d^2s}{dt^2} \quad (9)$$

2.2.5 Aplicações dos Sensores Inerciais em Humanos

Os avanços dos sensores MEMS foram fortemente impulsionados e alavancados com informações e tecnologias de comunicação, com integração de circuitos de baixa potência, comunicação e redes de sensores sem fio, permitindo o design de compacto, alto desempenho, baixo consumo de energia e soluções de baixo custo para uma ampla gama de aplicações (MAGNO et al., 2013) e (DAVIS, 2010).

Neste contexto, o domínio da saúde e do bem-estar representa um dos setores mais atraentes com um alto potencial para contribuir com o crescimento do mercado e o desenvolvimento do sensor MEMS tecnologia (KUMAR; JYOTHSNA, 2013). Sensores portáteis, descartáveis, para cuidados da saúde, para detecção de atividades, para o bem-estar em geral são usadas para monitorar, por exemplo, frequência cardíaca, pressão sanguínea, respiração, bem como para realizar diagnósticos específicos de doenças; eles também incluem sistemas para cuidar de um envelhecimento crescente da população e pacientes cronicamente doentes.

O uso de sensores para monitorar doenças crônicas, como hipertensão, obesidade, diabetes, distúrbios do sono e arritmia no coração, é o elemento-chave para manter a qualidade de vida elevada (muitas vezes prevenindo o evento) e também para reduzir o custo dos cuidados de saúde graças a um monitoramento remoto. Além disso, a intervenção precoce é vital para pacientes com risco de desenvolver doenças crônicas (HUFF, 2014).

Nos últimos anos, os Sistemas Micro-Electro-Mecânicos Biomédicos ou Biológicos (BioMEMS) têm mostrado um enorme potencial para o campo biomédico, tanto de um ponto de pesquisa como industrial de visão. Os domínios de aplicação mais promissores dizem respeito, diagnóstico avançado, terapia e tecido estratégias de engenharia. Na área

de análise e detecção de biomoléculas, o BioMEMS atualmente exerce um papel significativo, fornecendo plataformas para detectar microrganismos, cadeias de DNA, moléculas, vírus e células (FOLADORI et al., 2016).

Um número significativo de estudos já foram realizados na avaliação de diversas doenças e da Doença de Parkinson (PD) por exemplo, considerado um modelo de desordem para deficiência motora (BATTISTA; SCORZA; SCIUTO, 2012). Em geral, sensores de movimento, tais como acelerômetros e giroscópios, são usados em combinação com luz, geralmente flexíveis e eletrônicos confortáveis que não interferem com movimento e atividades humanas normais. Uma fundamental vantagem em comparação com os sistemas tradicionais de avaliação clínica é que esses sensores garantem uma avaliação mais objetiva, quantitativa e confiável dos sintomas. Eles também mostram significativa vantagens comparadas às tecnologias laboratoriais (por exemplo, captura de movimento optoeletrônico - MOCAP), pois permitem longos monitoramentos de prazos em cenários da vida real (HOBERT et al., 2014).

Na ciência do esporte, os MEMS baseados em sensores surgiram recentemente como um elemento-chave, bem como em vários domínios da vida diária relacionadas com entretenimento e lazer. Neste quadro, várias pesquisas têm fortemente beneficiado de medidas quantitativas ativadas por tecnologias de detecção diferentes, aplicadas a segmentos corporais, ambientes ou ferramentas de trabalho, além de estarem “conquistando” vários tipos de modalidades de esportes. Os dispositivos inteligentes estão cada vez mais emergente para monitorar as atividades em uma ampla gama de esportes, bem como para movimentos e mapeamento dos atores de rastreamento em animação para efeitos especiais em filmes (JOHNSON, 2012).

2.3 LÓGICA *FUZZY*

A compreensão da maioria dos processos físicos é baseada em grande parte no raciocínio humano impreciso. Essa imprecisão (quando comparada às quantidades exatas exigidas pelos computadores) é, não obstante, uma forma de informação que pode ser bastante útil para os seres humanos. A capacidade de incorporar tal raciocínio em problemas até então intratáveis e complexos é o critério pelo qual a eficácia da lógica *fuzzy* é julgada (WEBER; KLEIN, 2003). Sem dúvida, essa habilidade não pode resolver problemas que exijam precisão, por exemplo, problemas como disparar raios laser de precisão a mais de dezenas de quilômetros no espaço; componentes de máquinas de moagem a precisões de partes por bilhão; ou focalizando um feixe de elétrons microscópico em um espécime do tamanho de um nanômetro. O impacto da lógica *fuzzy* nessas áreas pode estar a anos de distância (VASCONCELOS, 2018). Mas muitos problemas humanos não exigem tal precisão, problemas como estacionar um carro.

A exigência de precisão nos modelos e produtos de engenharia se traduz em altos

custos e longos prazos de produção e desenvolvimento. Para outros, que não sistemas simples, a despesa é proporcional à precisão: mais precisão implica maior custo (COSTA, 2017). Para (MARQUES et al., 2017), ao considerar o uso da lógica *fuzzy* para um dado problema, um engenheiro ou cientista deve ponderar a necessidade de explorar a tolerância para a imprecisão. Não só a alta precisão dita altos custos, mas também implica baixa tratabilidade em um problema. Artigos na mídia popular ilustram a necessidade de explorar a imprecisão. Por exemplo, o problema do “caixeiro viajante” (CUNHA, 2000). Nesse problema clássico de otimização, um representante de vendas deseja minimizar a distância total percorrida considerando vários itinerários e horários entre uma série de cidades em uma determinada viagem. Para um pequeno número de cidades, o problema é um exercício trivial para enumerar todas as possibilidades e escolher o caminho mais curto. Como o número de cidades continua a crescer, o problema rapidamente se aproxima de uma explosão combinatória impossível de resolver através de uma pesquisa exaustiva, mesmo com um computador.

Assim, algoritmos foram desenvolvidos para resolver o problema do representante de vendas em viagem em um sentido ideal, isto é, a resposta exata não é garantida, mas uma resposta ótima é alcançável. Esta resposta é medida como uma precisão percentual, com 0% representando a resposta exata e precisões maiores que zero, representando respostas de menor precisão.

Embora os sistemas *fuzzy* sejam mostrados como aproximadores universais das funções algébricas, não é esse atributo que realmente os torna valiosos para nós na compreensão de problemas novos ou em evolução. Em vez disso, o principal benefício da teoria dos sistemas *fuzzy* é aproximar o comportamento do sistema no qual funções analíticas ou relações numéricas não existem (SILVA, 2018). Assim, sistemas *fuzzy* têm alto potencial para entender os sistemas que são desprovidos de formulações analíticas: sistemas complexos. Sistemas complexos, segundo (ATANASSOV, 2017), podem ser novos sistemas que não foram testados; podem ser sistemas envolvidos com a condição humana, como sistemas biológicos ou médicos; ou eles podem ser sociais, sistemas econômicos, ou políticos, nos quais as vastas matrizes de entradas e saídas não poderiam todas ser capturadas analiticamente ou controladas em qualquer sentido convencional. Além disso, a relação entre as causas e os efeitos desses sistemas geralmente não é compreendida, mas muitas vezes pode ser observada e classificada (ARAYA-MUÑOZ et al., 2017).

2.3.1 Sistemas *Fuzzy*

Os sistemas *fuzzy* considerados neste trabalho têm n entradas x_i , onde $i = 1, 2, \dots, n$ e uma saída y . O sistema *fuzzy* possui a seguinte estrutura presente na Figura 3:

As entradas x_i e saída y são nítidas, ou seja, são números reais, não conjuntos *fuzzy*. O bloco de fuzzificação converte as entradas nítidas em conjuntos *fuzzy*. O motor

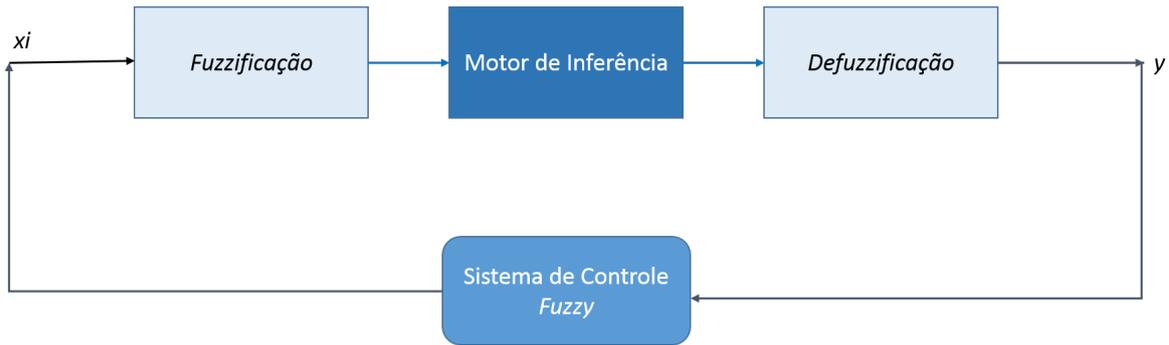


Figura 3 – Estruturas de Sistemas *Fuzzy*

Fonte: (LEE, 1990) com adaptações.

ou mecanismo de inferência usa as regras na base de regras para converter esses conjuntos difusos em outros conjuntos difusos que são representativos das recomendações das várias regras na base de regras. O bloco defuzzificação combina estas recomendações *fuzzy* para dar uma saída y . Entre os métodos disponíveis na literatura, este trabalho utilizou o Método Centróide. Este procedimento (também chamado de centro de área ou centro de gravidade) é o mais prevalente e fisicamente atraente de todos os métodos de defuzzificação (LEE, 1990). Este método é representado pela expressão algébrica da Equação 10:

$$z^* = \frac{\int \mu C(z) \cdot z dz}{\int \mu C(z) dz} \quad (10)$$

Onde z^* é o valor defuzzificado e μC corresponde às funções de pertinência.

2.3.2 Sistema de Controle *Fuzzy*

Na forma mais simples, um sistema de controle difuso conecta funções de pertinência de entrada, funções representando a entrada para o controlador, para funções de pertinência de saída que representam a ação de controle (GOMIDE; GUDWIN; TANSCHHEIT, 1995). Um bom exemplo para o sistema de controle *fuzzy* é um controlador que tenha como função classificar um teste físico, tais como saltos verticais e horizontais, corridas, natação, dentre outros. Este controlador pode permitir que o especialista tenha uma classificação de cada teste, o desempenho do atleta bem como fazer uma avaliação para prevenção de lesões, por exemplo. Um sistema simples de controle *fuzzy* projetado para estes fins consiste em três regras "se-então" (TANSCHHEIT, 2004):

- Se o teste foi bom ou a *performance* do atleta foi boa, então a classificação será alta.
- Se o teste foi médio, então a classificação será média.

- Se o teste foi ruim e a *performance* do atleta foi ruim, então a classificação será baixa.

Na primeira afirmação, a classificação será alta se tanto o teste quanto ao *performance* forem bons. Na segunda afirmativa, se apenas o teste tiver o resultado mediano a classificação será também mediana. E na terceira afirmação, se ambos os quesitos forem insatisfatórios a classificação será baixa. Entretanto, é necessário que um conjunto completo de regras para direcionar uma classificação como relatado acima. As pessoas raciocinam de todas essas maneiras. Todos esses modos de raciocínio podem ser implementados com lógica *fuzzy*.

As funções de pertinência de entrada e saída baseadas nestas regras citadas são mostradas na Figura 4. A escolha dos fatores adequados para as variáveis de entrada e saída servem para normalizá-las para o intervalo $[0,10]$.



Figura 4 – Funções de Pertinência de Entrada para o Controlador *Fuzzy*

Fonte: (TANSCHKEIT, 2004).

2.3.3 Classificação Fuzzy e Reconhecimento de Padrões

Encontrar a estrutura nos dados é a essência da classificação. As observações experimentais levam a desenvolver relações entre as entradas e saídas de um experimento (MELIN; CASTILLO, 2014). À medida que o pesquisador é capaz de conduzir mais experimentos, as relações formando alguma estrutura reconhecível ou classificável se tornam notáveis. Ao encontrar a estrutura, estão se classificando os dados de acordo com padrões, atributos, características e outras características semelhantes. A área geral é conhecida como classificação. Segundo (NILASHI et al., 2017), o processo de classificação precede o processo de reconhecimento de padrões, porque o processo de classificação desenvolve os padrões através dos quais o processo de reconhecimento de padrões se revela como uma poderosa ferramenta automatizada.

Na classificação, também denominada agrupamento ou *clustering*, a questão mais importante é decidir em relação a quais critérios classificar (DEHGHANI; KHOOBAN; NIKNAM, 2016). Por exemplo, suponha a classificação de pessoas. Ao descrever as pessoas, verificasse sua altura, peso, sexo, religião, educação, aparência e assim por diante. Muitos desses recursos são quantidades numéricas, como altura e peso outras características são simplesmente descritores linguísticos. No entanto, um critério de classificação deve ser preparado antes de separar os dados em classes definíveis. Como é frequentemente o caso em estudos de classificação, o número e o tipo de características e o tipo de critérios de classificação são escolhas que são continuamente alteradas à medida que os dados são manipulados; essa iteração continua até que se tenha um agrupamento dos dados, o que parece plausível de uma perspectiva estrutural e física (NGUYEN et al., 2015).

Mas também, o Reconhecimento de Padrões pode ser definido como um processo de identificação de estrutura em dados por comparações com estruturas conhecidas (NGUYEN; NAHAVANDI et al., 2016). A estrutura conhecida é desenvolvida através de métodos de classificação, conforme comentando anteriormente. A finalidade do sistema de reconhecimento de padrões é atribuir cada entrada a um identificador de classes de padrões possíveis (ou *clusters* de dados). Existem muitas semelhanças entre classificação e reconhecimento de padrões, conforme a Figura 5:

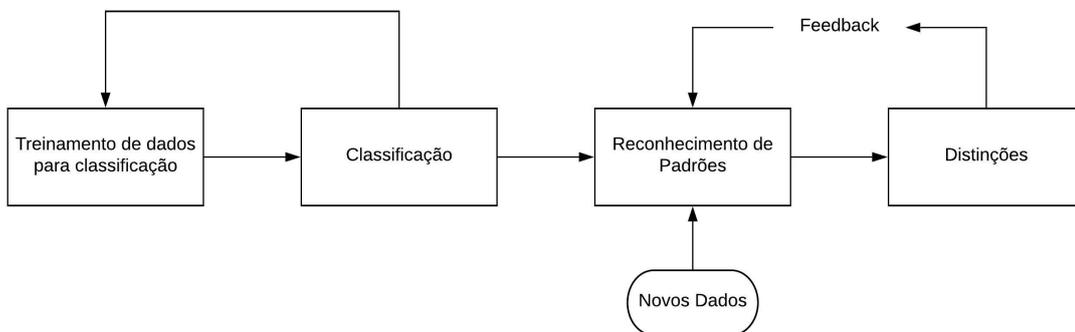


Figura 5 – Diferença entre classificação e reconhecimento de padrões

Fonte: (ELWOOD; COROTIS, 2015).

Basicamente, a classificação estabelece (ou procura determinar) a estrutura nos dados, enquanto o reconhecimento de padrões tenta obter novos dados e atribuí-los a uma das classes definidas no processo de classificação. Em termos simples, a classificação define os padrões e o reconhecimento de padrões atribui dados a uma classe. Assim, os processos de definição e atribuição são um par acoplado no processo descrito na Figura 5. Tanto no processo de classificação como no processo de reconhecimento de padrões, há ciclos de realimentação necessários: o primeiro *loop* na classificação é necessário quando se busca uma melhor segmentação dos dados (isto é, melhores distinções de classe) e o segundo

loop é necessário quando a correspondência de padrões falha (isto é, nenhuma atribuição útil pode ser feita) (BANASIAK et al., 2014).

2.4 AVALIAÇÃO POSTURAL

A postura pode ser definida como um estado em que as estruturas corporais permanecem de forma harmoniosa por meio de um vetor gravitacional, de forma que o equilíbrio corporal permita a manutenção da posição pelo tempo desejado sem alterações ou desvios que ocasionem o desequilíbrio estrutural e conseqüentemente corporal (FRESNEL, 2009).

A avaliação postural é normalmente realizada por profissionais da saúde, especificamente fisioterapeutas, em que são observadas as assimetrias comparadas a uma linha de normalidade e simetria estabelecida em diferentes eixos anatômicos, sendo estes sagital e frontal (Figura 6), sendo observados nas posições anterior, posterior e lateral (PEREIRA; MEDALHA, 2008). O objetivo da avaliação postural é a identificação de possíveis desarranjos ósseos que possam causar alterações osteomioarticulares responsáveis por dor, redução do desempenho esportivo e redução da qualidade de vida (PEREIRA; MEDALHA, 2008).

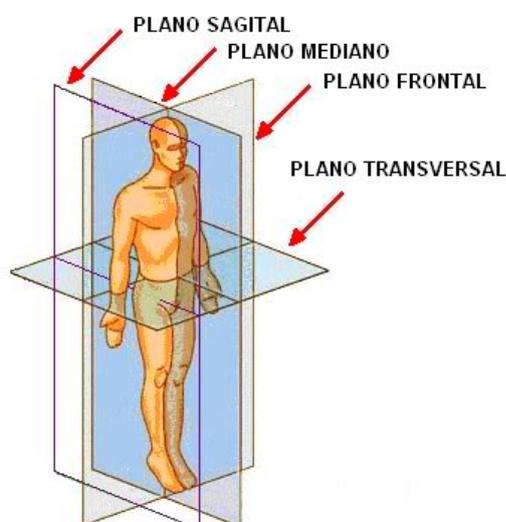


Figura 6 – Principais planos anatômicos

Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Os planos anatômicos permitem a identificação da simetria dentro de uma linha traçada verticalmente ou horizontalmente, para a verificação das principais tuberosidades e regiões ósseas palpáveis para análise postural (PEREIRA; MEDALHA, 2008). Existem algumas formas descritas na literatura para execução da avaliação postural, sendo algumas destas: visual, fotogrametria, simetrógrafo, bioestriometria, de forma que podem ser classificadas em avaliação qualitativa ou quantitativa (PEREIRA; MEDALHA, 2008).

Essas avaliações podem permitir a identificação de algumas classificações possíveis para cada uma das articulações do corpo, ou até mesmo valores angulares que apresentam o grau de alteração e necessidade de correção ou não. Entretanto, a avaliação postural não pode ser compreendida como a identificação da causa dos problemas osteomioarticulares, mas sim ser vista como uma complementação da avaliação fisioterapêutica, além das avaliações a nível de força, equilíbrio, propriocepção, amplitude de movimento, reflexos, sensibilidade, *etc.*

Alguma das alterações que podem ser identificadas a nível de membros inferiores, tendo em vista o objetivo do presente trabalho, são em plano frontal os joelhos podendo ser classificados em normal, varo ou valgo (Figura 7), a inclinação dos pés como normal, valgo ou varo (Figura 8), e, por fim, no plano sagital a pelve em normal, anteversão ou retroversão (Figura 9), os joelhos em normal, hiperflexão ou *recurvatum* (PEREIRA; MEDALHA, 2008).

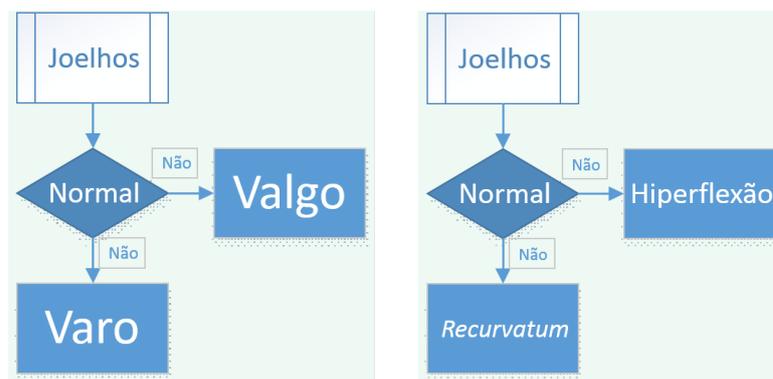


Figura 7 – Classificação do joelho

Fonte: (Autoria própria)

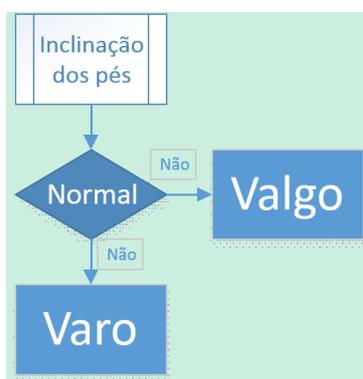


Figura 8 – Classificação da inclinação dos pés

Fonte: (Autoria própria)

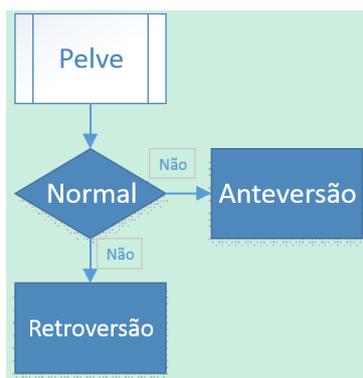


Figura 9 – Classificação da pelve

Fonte: (Autoria própria)

Tendo em vista que a avaliação pode apresentar diferenças mínimas ou minuciosas o posicionamento de marcadores permite uma melhor verificação a olho nu e para a comparação computadorizada ou por imagem de forma mais objetiva e clara. Pensando nisso existem marcadores reflexivos (Figura 10) que podem ser colados com fita de qualquer material que permita uma adesão a pele ou roupa dos pacientes, apresentando diferentes dimensões de acordo com o objetivo e região a ser analisada.



Figura 10 – Marcadores Reflexivos

Fonte: (PARREIRA et al., 2012).

2.4.1 Posicionamento dos Eletrodos de Corpo Inteiro

O posicionamento dos eletrodos apresenta-se de forma padronizada. Entretanto, as disposições dos marcadores ocorrem de maneira diferenciada, levando em consideração a técnica. As técnicas computadorizadas com uso de fotografia permitem que o paciente seja posicionado em uma plataforma ou posicionados de maneira relaxada em pé a frente da câmera, em que o próprio *software* ou programa verifique as alterações posturais. Contudo, essa verificação fica restrita a inércia, não sendo aplicável em movimentos dinâmicos (PRETO et al., 2015) e (SOUZA et al., 2011).

A análise visual, exige um bom conhecimento anatômico do profissional da saúde, tendo em vista que os marcadores são colocados nas regiões ósseas, como apresentado na Figura 11, o alto número de ossos no corpo humano exige a atenção e conhecimento para

evitar colocação em tuberosidades semelhantes. Enquanto as análises computadorizadas que exigem uma filmagem ou visualização em tempo real, possuem custo e conhecimento anatômico elevados, local de análise controlado em temperatura, umidade e incidência de luz (PRETO et al., 2015); (SOUZA et al., 2011).

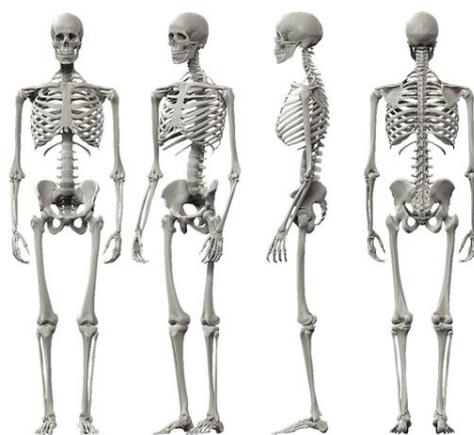


Figura 11 – Ossos do corpo humano

Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Na Figura 12 estão expostas as diferenças de acordo com o método de análise postural. Apenas programas semelhantes ao *Qualisys Track Manager* (QTM) podem verificar alterações dinâmicas quantitativamente e qualitativamente, tendo em vista a dificuldade por fotografia e de maneira visual. Assim, observado em estudos que visam observação da cinemática da marcha, levando em consideração as marcações em regiões ósseas, isto é, para verificação do impacto do uso de próteses e órteses (PEREIRA et al., 2014).

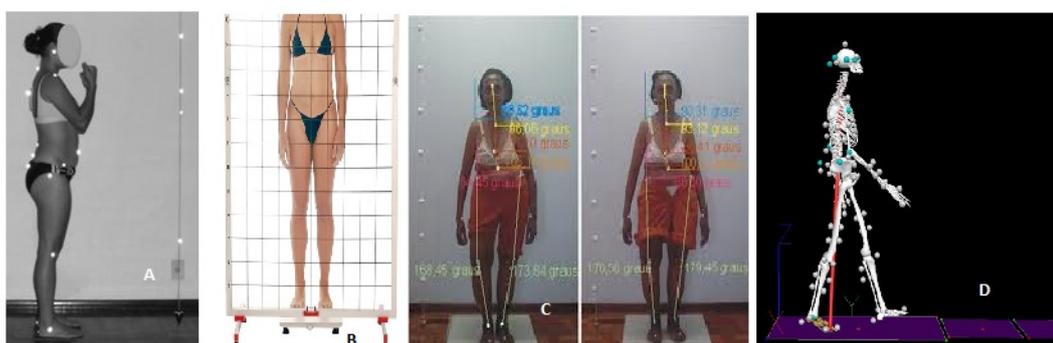


Figura 12 – Análise postural em diferentes equipamentos.

Legenda: A- Qualisys Track Manager, B- Simetrógrafia, C- Fotogrametria, D- Captura em 3D.

Fonte: (PEREIRA et al., 2014).

2.4.2 Distúrbios e Alterações no Salto

O salto acompanha diversas modalidades esportivas, principalmente o voleibol, basquetebol, futebol americano e o crossfit. O salto pode ser classificado em vertical e horizontal, sendo o vertical mais apresentado nos esportes e apresenta relação direta e proporcional com o índice de lesões e hiperextensão de joelhos (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

Para a verificação do salto existem as relações entre as musculaturas de membros superiores e inferiores, para maior impulsão e desempenho, entretanto, as lesões ocasionadas pelo salto são prevalentemente em membros inferiores, pensando nisso as principais articulações envolvidas são de quadril, joelho, tornozelo e pé (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

O salto possui algumas fases, sendo essas divididas em de preparo, impulsão, voo e aterrissagem. A fase de preparo é caracterizada pela flexão nas articulações de quadril, joelho e tornozelo, enquanto a de impulsão pela extensão das mesmas articulações ativadas na fase de preparo, por fim as fases de voo e aterrissagem são marcantes pelo início e finalização das flexões de todas as articulações, para que o indivíduo não sofra queda durante aterrissagem e recuperação da posição inicial (preparo) (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

Acredita-se que as alterações a nível do salto ocorrem durante o treinamento e jogos do esporte. Dessa forma, a análise postural e principalmente a análise dinâmica do esporte se vê necessária para a prevenção de lesões, tendo em vista que as lesões no esporte são as maiores responsáveis pela diminuição do desempenho esportivo e conseqüentemente redução das vitórias nos campeonatos (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

As duas principais alterações mais apresentadas na literatura são a hiperextensão de joelhos e as alterações de instabilidade postural. Contudo, levando em consideração as articulações envolvidas acredita-se que podem haver mais alterações pouco estudadas na literatura sugerindo que haja uma dificuldade na realização da avaliação dinâmica do salto ou até mesmo profissionais com alto conhecimento científico na área (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

A hiperextensão dos joelhos é uma característica postural que pode ser observado uma extensão acima da posição tida como neutra para os joelhos em ortostatismo, podendo apresentar relação com alterações a nível de quadril, pelve, joelhos e até mesmo tornozelo, tendo em vista que a articulação do joelho necessita de uma relação harmoniosa entre as musculaturas e ligamentos que permitem a estabilidade do joelho. Enquanto a respeito da instabilidade postural, podem ser alterações de equilíbrio, propriocepção ou até mesmo de *deficit* em estabilização do quadril, joelho e/ou tornozelo que podem impactar negativamente nas fases de preparo e aterrissagem ocasionando quedas ou redução

do desempenho dos saltos (FRESNEL, 2009) e (IUNES et al., 2008).

3 METODOLOGIA

Este projeto foi desenvolvido no laboratório de Análise de Movimento e Processamento de Sinais, localizado na Faculdade Ceilândia (FCE) – UnB em conjunto com o Laboratório de Informática em Saúde (LIS), localizado na Faculdade Gama (FGA) – UnB. O laboratório da FCE é equipado para coletar dados de plataformas de força, eletromiógrafos e de marcadores passivos posicionados no corpo do paciente por meio de câmeras de infravermelho, usando técnicas de MOCAP.

A metodologia de coletas de dados deste trabalho foi dividido em duas fases, descritas na Tabela 2.

Tabela 2 – Divisão das fases das Coletas

Fases do trabalho	Quantidade de atletas	Período de coletas	Técnica de coleta
Primeira	30	Fev a Jul – 2018	MOCAP
Segunda	6	Nov a Dez - 2019	IMU

Sendo que na primeira fase de coletas os dados foram capturados com o MOCAP e na segunda fase realizada com o IMU, o que proporcionou o processo de validação do IMU com o sistema de MOCAP/vídeo.

Este trabalho teve uma abordagem quantitativa, de natureza aplicada do tipo descritiva e experimental pois, objetiva gerar conhecimentos para aplicação prática, dirigidos à solução de problemas específicos.

3.1 COLETA E ANÁLISE DE DADOS

Este projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde (FEPECS), cumprindo os termos da Resolução nº 466 de 12/12/12 do Conselho Nacional de Saúde do MS, para avaliação, sob o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE), perante o número de CAAE 82432618.1.0000.8093. O Anexo A apresenta a confirmação da aprovação do referido comitê. O fluxograma das etapas é demonstrado na Figura 13.



Figura 13 – Fluxograma de etapas da pesquisa.

As coletas de dados MOCAP foram realizadas no laboratório da FCE/UnB, ao qual possui um sistema de captura de sinais cinemáticos *Oqus - QTM (Qualisys Track Manager)*, Figura 14, bem como *software* da *Qualisys* versão 2.1.6 instalado em computador fixo no local. O Anexo B apresenta a autorização ao acesso ao laboratório inclusive em finais de semanas e feriados.



Figura 14 – Câmera *Oqus - QTM*.

Fonte: (QUALISYS, 2018)

Para as coletas de dados com o IMU foi utilizado um protótipo a ser validado juntamente com gravação simultânea de vídeo e *software*. O IMU proposto para este trabalho foi desenvolvido com a utilização do sensor MPU-6050 disposto na Figura 15, bem como com o microcontrolador Arduino NANO, Figura 16, baseado no microprocessador ATmega328p.

A gravação simultânea de vídeo na captura de dados com o IMU foi realizada com uma câmera de celular da marca *Apple* modelo *Iphone 7*, posicionada com um tripé. E

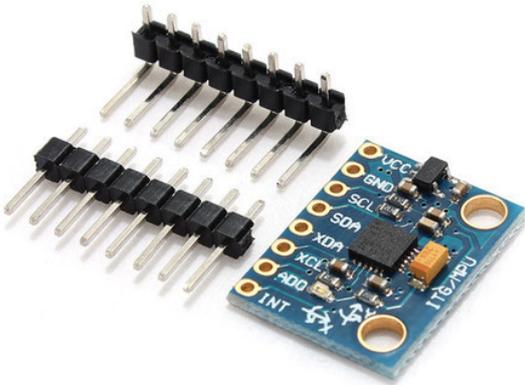


Figura 15 – Sensor MPU-6050

Fonte: (WALDEN, 2018).

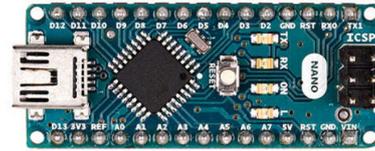


Figura 16 – Arduino NANO

Fonte: (HUFF, 2014).

o *software* Kinovea foi utilizado para validar os resultados. As coletas de dados foram realizadas na Academia Gavião *Crossfit* LTDA. em Ceilândia-DF.

Na primeira fase da pesquisa, a amostra foi formada por 30 voluntários do sexo masculino tendo entre 25 ± 5 anos, jogadores de futebol americano de uma equipe profissional, que foram divididos em dois grupos: Grupo 1 formado por 10 atletas que sofreram lesões relacionadas à prática de futebol; e Grupo 2 composto por 20 jogadores que não sofreram lesões. Adotou-se como critério de inclusão a participação de no mínimo um ano de prática de futebol americano.

Este grupo de atletas possuía, neste período das coletas, um acompanhamento de tratamento fisioterápico com profissionais de Fisioterapia formados na FCE/UnB. Na Tabela 3 é possível verificar as demais resposta do questionário realizado no momento da seleção e o perfil de cada voluntário.

Tabela 3 – Perfil dos voluntários da amostra MOCAP

Atleta	Massa (kg)	Estatura (m)	IMC*	Sofreu alguma lesão (sim / não)	Local da lesão
1	80	1,7	27,68	sim	Joelho esquerdo
2	72	1,75	23,51	sim	tornozelos
3	65	1,7	22,49	sim	joelho direito
4	84	1,9	23,27	sim	tendinite calcaneo esquerdo
5	79	1,88	22,35	sim	pé direito
6	69	1,78	21,78	sim	joelho direito
7	78	1,75	25,47	sim	tornozelos
8	90	1,91	24,67	sim	pé esquerdo
9	71	1,93	19,06	sim	joelho direito
10	78	1,91	21,38	sim	joelho direito
11	61	1,75	19,92	não	
12	87	1,9	24,10	não	
13	66	1,8	20,37	não	
14	63	1,74	20,81	não	
15	68	1,8	20,99	não	
16	80	1,9	22,16	não	
17	70	1,77	22,34	não	
18	79	1,9	21,88	não	
19	91	1,92	24,69	não	
20	72	1,6	28,13	não	
21	79	1,67	28,33	não	
22	62	1,7	21,45	não	
23	88	1,79	27,46	não	
24	67	1,71	22,91	não	
25	64	1,6	25,00	não	
26	69	1,8	21,30	não	
27	81	1,95	21,30	não	
28	71	1,8	21,91	não	
29	80	1,85	23,37	não	
30	92	1,91	25,22	não	

* Índice de Massa Corporea

Na segunda fase do trabalho, a amostra foi formada de 6 voluntários do sexo masculino escolhidos dos 30 atletas iniciais da primeira etapa deste trabalho e sem lesões anteriores, conforme demonstrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Perfil dos voluntários da amostra IMU

Atletas	Idade	Sexo	Massa (kg)	Estatura (m)	IMC*
1	21	M	66	1,80	20,37
2	22	M	78	1,90	21,61
3	25	M	86	1,90	23,82
4	28	M	79	1,67	28,33
5	27	M	90	1,91	24,67
6	24	M	82	1,95	21,56

* Índice de Massa Corporal

3.1.1 Protocolo Utilizado para Coleta de Sinais MOCAP

A captura de sinais cinemáticos foi realizada por meio de um sistema de reconstrução de movimentos, composto por um conjunto de câmeras infravermelhas da *Oqus MRI*, como já citado anteriormente, criteriosamente posicionadas ao redor da esteira fixa, e por marcadores reflexivos sem fio, fixados em pontos estratégicos do corpo do jogador.

O posicionamento das câmeras de infravermelho foi feito de forma a registrar o movimento dos atletas sob diferentes ângulos de vista. Por limitação das quantidades de câmeras que o sistema permite, optou-se pelo uso de 8 câmeras de infravermelho. A Figura 17 ilustra o *layout* da disposição das câmeras ao redor da área de coleta.



Figura 17 – Posicionamento das 8 câmeras de infravermelho.

Fonte: (Autoria própria.)

Após o posicionamento correto das câmeras é realizada a calibração destas. O *software* da *Qualisys* faz o reconhecimento *plug and play* das câmeras as identificando e numerando-as, assim caso alguma câmera não esteja bem posicionada, o pesquisador poderá fazer as devidas correções manualmente. Por isso, esta pode ser uma etapa bastante crítica, podendo comprometer toda a coleta, dado que, devem ser retirados da área de coleta e das proximidades qualquer objeto que possa causar algum tipo de reflexão, pois esses objetos podem ser interpretados pelo *software* como marcadores, bem como não cobrir toda a área necessária para a coleta se a calibragem não ficar correta.

Por fim, o profissional da saúde (fisioterapeuta) fez o posicionamento e a fixação dos marcadores diretamente na pele dos atletas, nas seguintes tuberosidades ósseas: quadril (crista íliaca antero - superior), joelho (patela, meniscos esquerdo e direito), tornozelo (calcâneo, primeiro metatarso), conforme demonstrado na Figura 18.

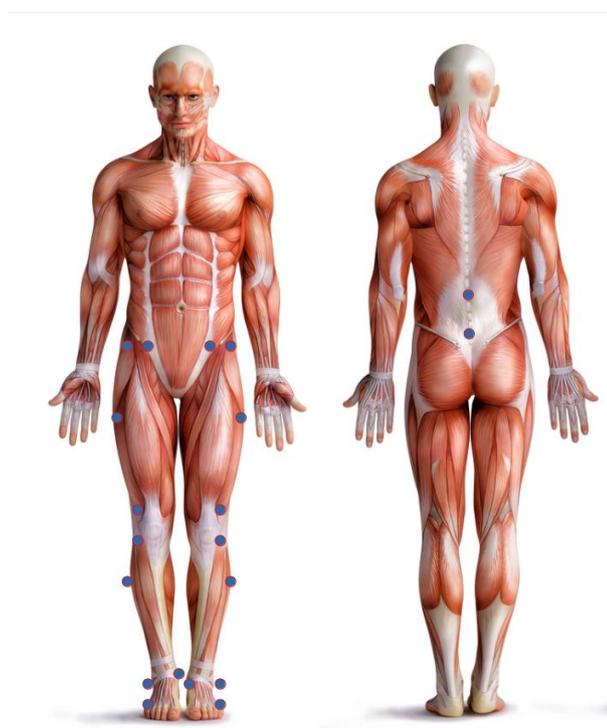


Figura 18 – Posicionamento e Fixação dos Marcadores.

Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Todas as medições foram realizadas de acordo com protocolos padronizados em (OKANO et al., 2006). Os referidos protocolos incluíram os seguintes testes: saltos vertical e horizontal, com o objetivo de avaliar a força muscular explosiva nos membros inferiores.

3.1.2 Protocolo Utilizado para Coleta de Sinais com IMU

O protocolo para capturar sinais cinemáticos foi composto de um IMU de um canal. Como comentado anteriormente o IMU foi constituído do microcontrolador Arduíno NANO e o

sensor MPU- 6050, além disso teve que ser fixado numa placa de circuito impressa 10 x 15 cm como ilustrado na Figura 19.

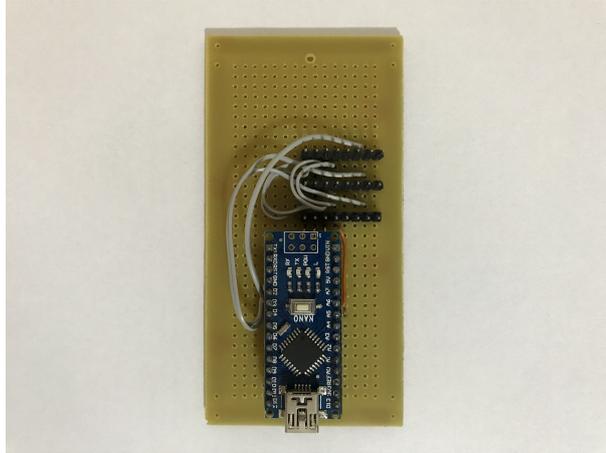


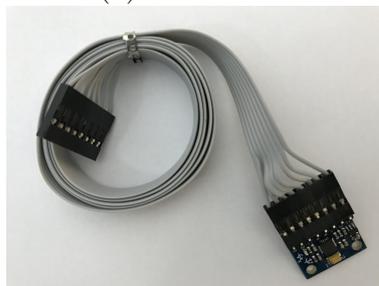
Figura 19 – Arduíno NANO.

Fonte: (Autoria própria).

Também foram utilizados cabos de comunicação entre o computador e o Arduíno com 5m de extensão (a) e outro entre o Arduíno e o Sensor IMU (b), Figura 20.



(a) Cabo USB



(b) Cabo flat de 16 vias

Figura 20 – Cabos de comunicação.

Fonte: (Autoria própria).

Como o IMU possui apenas um canal este foi posicionado na altura do joelho do atleta. Neste caso, novamente o profissional da saúde fez o posicionamento do sensor com a ajuda de uma fita de velcro, conforme demonstrado na Figura 21.



Figura 21 – Posicionamento do Sensor IMU.

Fonte: (Autoria própria).

Por fim, foi feito o posicionamento da câmera, fixa num tripé, a qual fez a gravação de toda a coleta para posterior análise com o *software* Kinovea.

3.1.3 Coleta 1 - Teste de Salto Vertical

O participante foi orientado a saltar verticalmente o mais alto possível usando braços e pernas para ajudar a projetar o corpo para cima. O teste foi repetido três vezes para registrar a melhor altura.

3.1.4 Coleta 2 - Teste de Salto Horizontal

O participante foi orientado a ficar atrás da linha de partida, com os pés juntos, e deu um salto o mais longe possível. A distância foi medida a partir da linha de decolagem até o ponto mais próximo, onde a parte de trás do calcanhar pousou em um tapete ou piso de borracha. O teste foi repetido três vezes para identificar a melhor distância.

3.1.5 Análise dos Dados MOCAP

Após o processamento da análise do QTM, os dados foram exportados em formato .mat do MATLAB® e analisados por meio dos algoritmos da programação em *Python*. Foram utilizados os dados de maior impacto na qualidade da análise de ambos os saltos proporcionando maior precisão, sendo estes: articulação do joelho, patela, quadril, tornozelo, 1º

metatarso, com análise comparativa de diferentes técnicas de classificação na programação citada com a utilização do *software Open Gait Analytics* (LIMA, 2015) inclusive para a plotagem gráfica.

3.1.6 Análise dos Dados IMU

Tendo feito a captura e processamento dos dados com o IMU o sistema proposto salva estes dados no formato *.csv* (*Comma-separated values*) por meio da biblioteca *NumPy* da linguagem de programação *Python*. Este formato de arquivo armazena grandes volumes de dados tabelados motivo pelo qual foi escolhido devido a sua robustez e facilidade de posterior manipulação. Ao final de cada coleta, o sistema também exporta a plotagem gráfica de toda a coleta realizada com a biblioteca *Matplotlib* em *Python*.

Tais gráficos foram utilizados para serem comparados e validar as coletas IMU. A análise de validação foi realizada com auxílio do *software* Kinovea (KINOVEA, 2018). Este programa é um *player* de vídeo para análise esportiva. Ele fornece um conjunto de ferramentas para capturar, desacelerar, estudar, comparar, anotar e medir desempenhos técnicos. É gratuito e de código aberto e muito utilizado entre os especialistas da área para análises de movimento do corpo humano (PUIG-DIVÍ et al., 2017).

3.1.7 Classificação da *Performance* dos atletas Utilizando Lógica *Fuzzy*

Após a aquisição dos gráficos dos saltos, das etapas anteriores, estes são processados pelo subsistema *Fuzzy*, ao qual, serão classificados. O referido algoritmo foi elaborado na linguagem *Python* versão 3.7.0.

Para a classificação realizada nesta etapa do trabalho foi desenvolvido um algoritmo na linguagem *Python* utilizando lógica *Fuzzy*. A estrutura da funcionalidade do algoritmo é demonstrado na Figura 22.

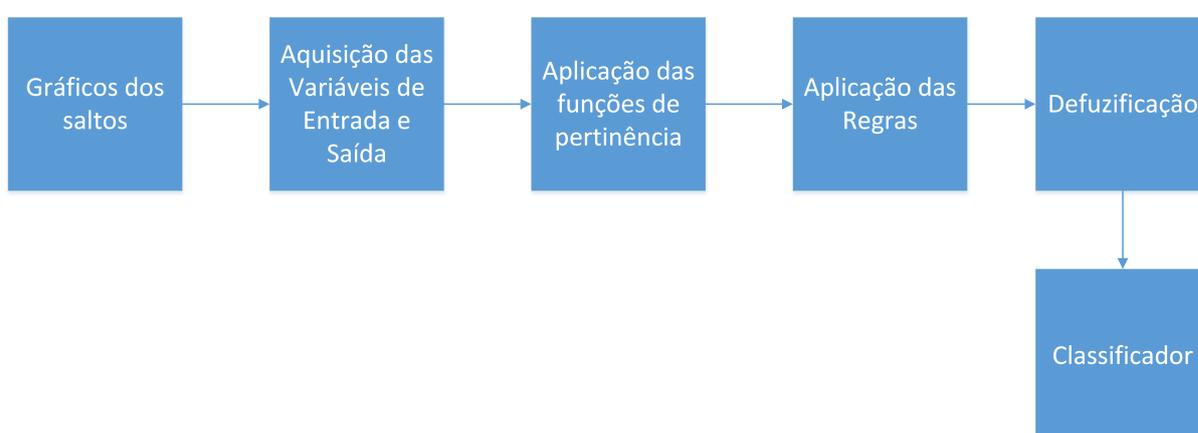
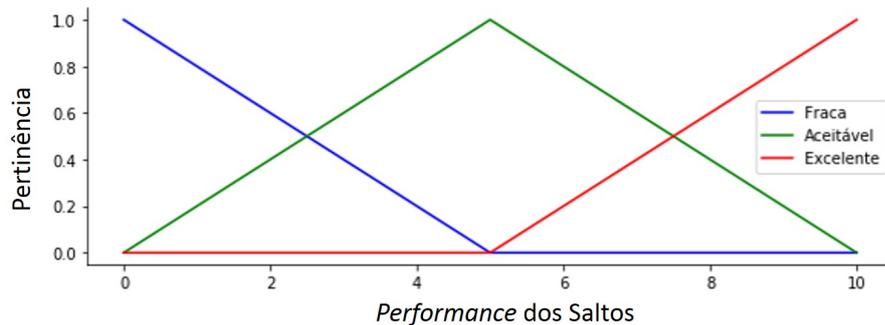
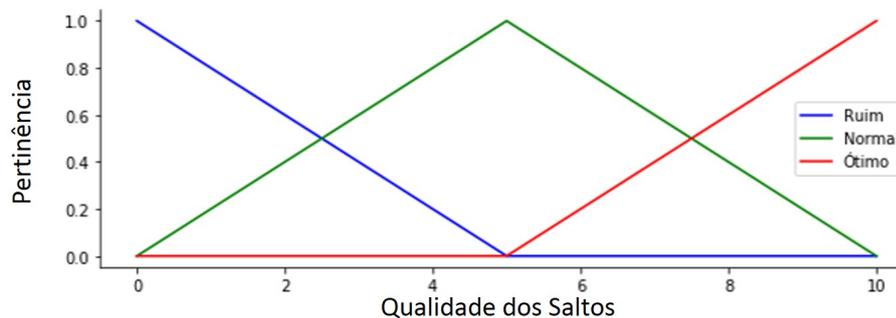


Figura 22 – Funcionamento do algoritmo *Fuzzy*.

Fonte: (Autoria própria).

Na primeira etapa do algoritmo foi realizada a aquisição das entradas e saídas relativo aos saltos horizontais e verticais. Segundo os especialistas da área, bem como a literatura, os respectivos saltos medem em suma a força explosiva dos membros inferiores, bem como o equilíbrio do atleta, podendo também serem aferidas distâncias máximas obtidas em cada salto, por exemplo. Assim, foram desenvolvidas funções de pertinência baseado nos dois universos dos saltos, ou seja, um universo baseado na máxima *Performance* do Atleta obtida dos Saltos Horizontal e Vertical e o outro baseado na Qualidade dos Saltos.

Com a formação destes dois universos foi possível desenvolver as funções de pertinências, nas quais, analisou-se de forma empirista tanto a *performance* e a qualidade dos saltos perfazendo uma escala entre $[0, 10]$. No universo da *Performance* do Atleta, o respectivo conjunto *Fuzzy*, ou seja, intervalo de valores *Fuzzy* foi: fraca, aceitável e excelente. Já para o universo baseado na Qualidade dos Saltos teve como conjunto *Fuzzy*: ruim, normal e ótimo. Na Figura 23 é possível verificar as funções de pertinência do universo na máxima *performance* do atleta (a) e na Qualidade dos Saltos (b).

(a) *Performance* do Atleta

(b) Qualidade dos Saltos

Figura 23 – Funções de Pertinência.

Fonte: (LEE, 1990) com adaptações.

Para o desenvolvimento das regras foi considerado o peso do atleta e ter sofrido

lesões, pois são fatores que podem afetar o resultado do desempenho dos saltos. Por conseguinte, na aplicação destas regras foi realizado o cruzamento das funções de pertinência dos dois universos descritos, pelo conjunto da teoria de União de dois conjuntos distintos, conforme Equação 11:

$$\mu_A \cup_B (x) = \mu_A(x^i) \vee \mu_B(x^j) \quad (11)$$

Onde $\mu_A(x^i)$ representa o conjunto universo da *Performance* do Atleta e $\mu_B(x^j)$ representa a Qualidade dos Saltos. A base de regras desenvolvida é demonstrada na Tabela 5.

Tabela 5 – Base de Regras

Regras	<i>Performance</i> do Atleta	Qualidade dos Saltos	Resultados
x^1	Fraca	Ruim	Baixo
x^2	Fraca	Normal	Baixo
x^3	Fraca	Ótima	Médio
x^4	Aceitável	Ruim	Médio
x^5	Aceitável	Normal	Médio
x^6	Aceitável	Ótima	Alta
x^7	Excelente	Ruim	Médio
x^8	Excelente	Normal	Médio
x^9	Excelente	Ótima	Alta

Estas 9 regras foram desenvolvidas a partir do cruzamento gerado entre os dois conjuntos de universos. Assim, podendo ter como saída 3 opções distintas, são elas: Baixo, Médio e Alta. Para as saídas do tipo Baixa, a classificação do atleta ficou inferior ao desejado, o que pode indicar, dentre outros motivos, possíveis lesões. Nas saídas do tipo Média, o atleta é classificado como normal e aparentemente pode melhorar seu desempenho em outras oportunidades. E, para as saídas do tipo Alta, a classificação do atleta é que está apto para as atividades físicas.

A próxima fase é a defuzzificação, que é a conversão de uma quantidade máxima de elementos *fuzzy* em uma quantidade precisa, assim como a fuzzificação é a conversão de uma quantidade precisa em uma quantidade *fuzzy*. Este trabalho utilizou o Método Centróide, representando pela expressão algébrica da Equação 5.

O resultado desta Equação, ou seja, o valor de z^* corresponderá a um valor entre [0, 100] por cento, valor que qualifica os atletas quanto ao seu desempenho geral nos testes.

Assim, na fase final deste subsistema, será obtida uma classificação de acordo com a *Performance* e a Qualidade dos Saltos de cada atleta.

3.2 PROPOSTA INICIAL

Propõe-se o desenvolvimento de um sistema inteligente portátil para captura de variáveis cinemáticas para análise do comportamento biomecânico de membros inferiores de atletas.

3.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Um dos objetivos da dissertação é a determinação do melhor tipo de salto para análise de erros posturais em atletas de futebol americano. Sendo que a área de sistema inteligente é fazer uso das análises de posicionamento na imagem para determinação automática dos erros posturais. Dessa forma, qualquer profissional da saúde com ou sem *expertise* na área, terá condições de compreender quais alterações deverá tratar para uma melhora na *performance* no esporte.

3.4 RECURSOS TECNOLÓGICOS

Foi utilizado no desenvolvimento um *notebook* (com processador Intel Core i5-7300HQ CPU 2.50GHz * 4, 8GB de memória RAM e SSD de 250GB).

O sistema foi desenvolvido tendo como base o sistema operacional *Linux Mint 19 Cinnamon*, a linguagem utilizada foi o *Python* na versão 3.7.0. Foram também utilizadas as bibliotecas *Scikit-fuzzy* versão 2, *NumPy* versão 1.12.1 e *Scikit-Learn* versão 0.19.

Para as coletas de dados foram utilizados um conjunto de câmeras MOCAP do Laboratório da FCE-UnB, um IMU (Arduíno Nano e MPU-6050), bem como um celular da marca *Apple* modelo *Iphone 7* para as gravações de vídeo.

3.5 RESTRIÇÕES

É preciso ter cuidado com os voluntários que acusaram ter sofrido lesões, devido ao esforço exercido durante as coletas.

4 RESULTADOS

4.1 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE MEMBROS INFERIORES DE ATLETAS

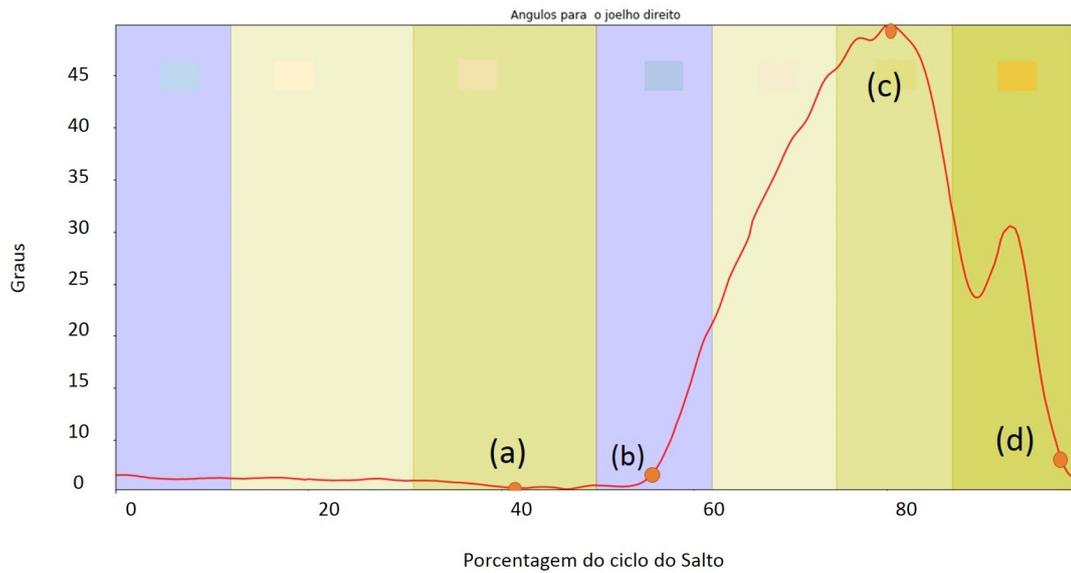
Os resultados dos dados obtidos com o sistema inercial (IMU) são equiparados com os dados fornecidos do sistema de câmeras MOCAP. O sistema proposto com o IMU está apto a fazer leitura de sinais cinemáticos para uma avaliação completa na cadeia biomecânica do corpo humano. Sendo que, diferentemente do sistema comercial MOCAP, o usuário pode adaptar o algoritmo a fim de que o sistema aprimore o seu desempenho.

4.2 RESULTADOS DOS SINAIS CINEMÁTICOS MOCAP

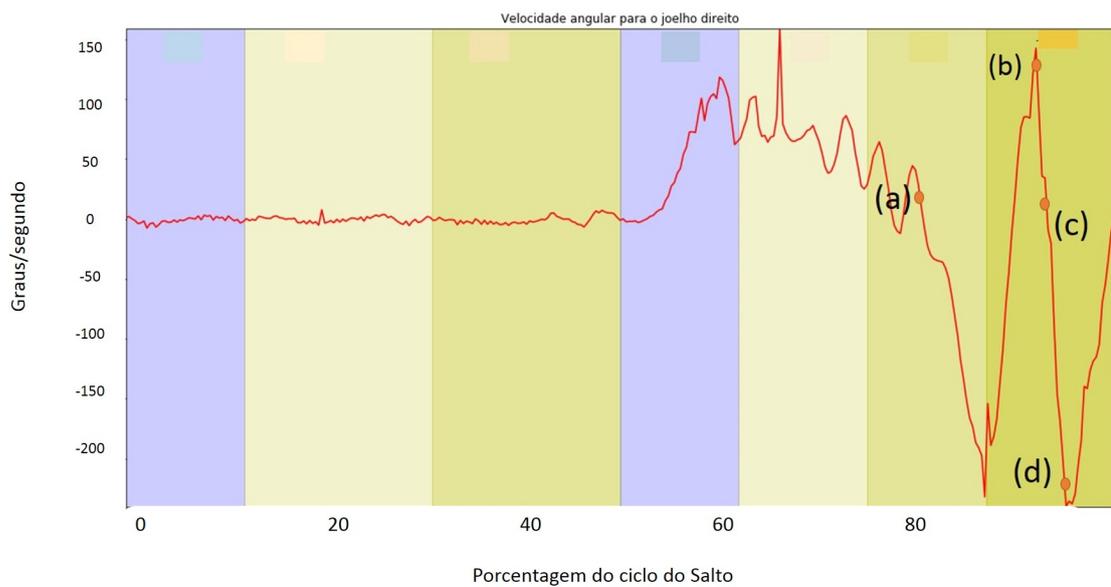
Por intermédio dos sinais cinemáticos coletados foi possível analisar várias variáveis tais como: angulação dos quadris, joelho e membros inferiores, velocidade, aceleração, deslocamento, dentre outros. Nesta etapa do trabalho foram analisados os seguintes parâmetros: determinação do melhor tipo de salto e análise do posicionamento para determinação de erros posturais.

4.2.1 Determinação do melhor tipo de Salto

Os resultados obtidos na primeira fase deste estudo com dados do MOCAP, após as coletas, identificaram que os saltos horizontais e verticais surgem como um método alternativo válido e confiável para avaliar atletas na identificação e prevenção de lesões. Contudo, foi no salto horizontal que mais se aproximou das ações esportivas realizadas por estes atletas em suas atividades. Nas coletas, Figura 24, foi possível verificar com bastante exatidão os ângulos em (A) e a velocidade angular em (B) dos saltos horizontais pelas articulações estudadas neste trabalho.



(A) Ângulo Joelho Direto



(B) Velocidade Angular Joelho Direto

Legenda: (a) início do salto; (b) instante de impulsão; (c) altura máxima do salto; (d) momento da aterrissagem.

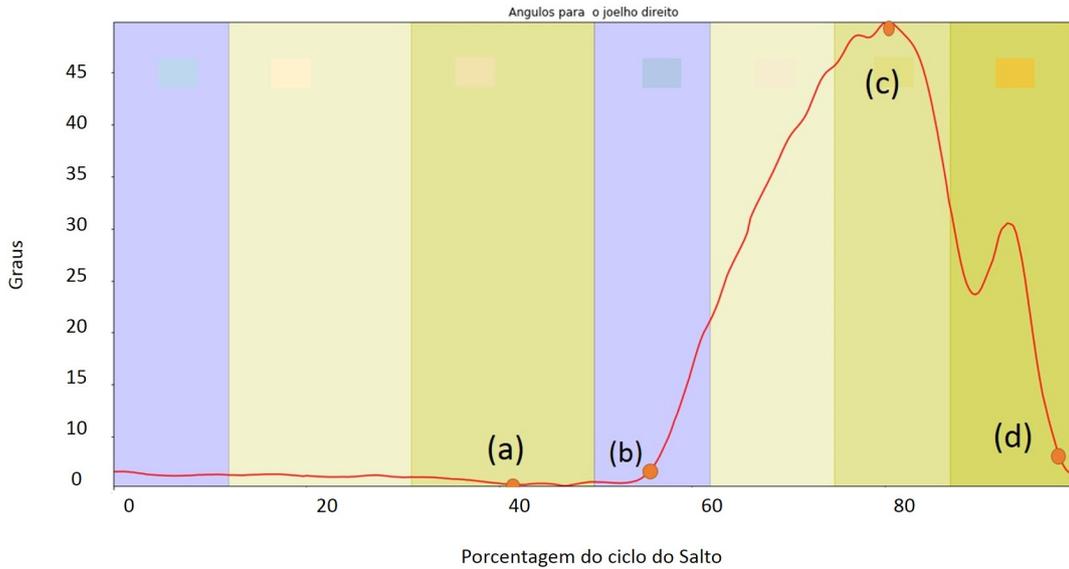
Figura 24 – Posicionamento e Fixação dos Marcadores.

Fonte: (LIMA, 2015).

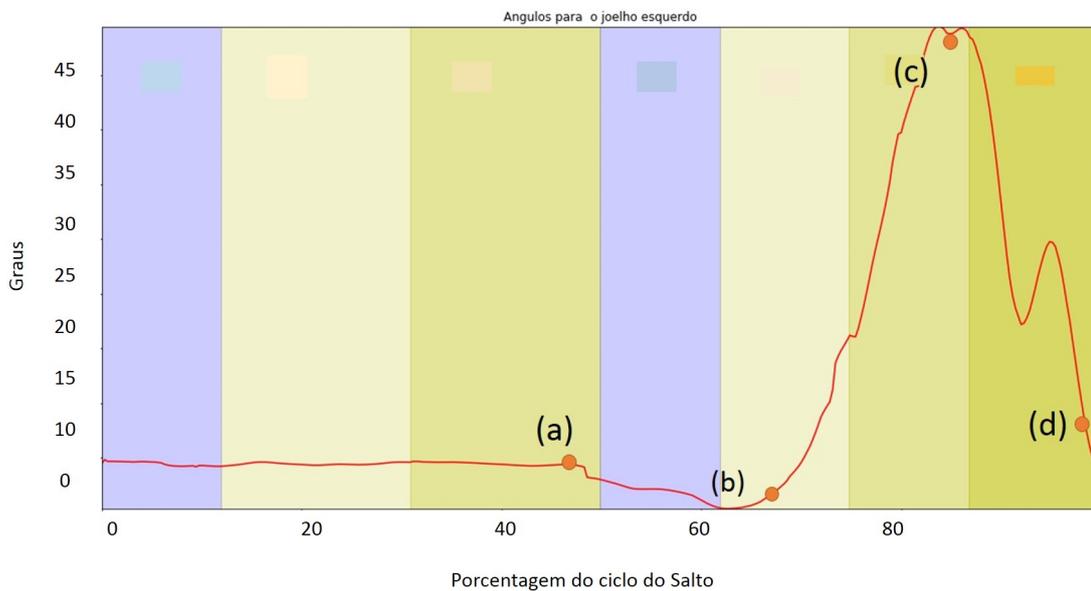
Todavia, nos saltos verticais, seria preciso acrescentar uma plataforma de força para poder medir diretamente parâmetros cinéticos, tais como a força máxima, a potência e o impulso, e por apenas estimar o desempenho dos membros inferiores, não é possível por meio desse método identificar qual dos parâmetros cinéticos deveriam ser enfatizados no treinamento ou reabilitação.

4.2.2 Análise do posicionamento para determinação de erros posturais

Analisando as imagens do joelho esquerdo e direito, Figura 25, para o mesmo indivíduo durante o salto horizontal, pode-se observar que na fase de preparo (a) o joelho esquerdo apresenta uma maior flexão para manter a hiperextensão do joelho direito.



(A) Ângulo Joelho Direto



(B) Ângulo Joelho Esquerdo

Legenda: (a) início do salto; (b) instante de impulsão; (c) altura máxima do salto; (d) momento da aterrissagem.

Figura 25 – Representação dos parâmetros cinéticos obtidos no MOCAP.

Fonte: (LIMA, 2015).

Entretanto, no momento de impulsão (b) a flexão de joelho no lado direito apresenta-se superior em comparação ao membro esquerdo, demonstrando assim uma assimetria de

ângulos e forças na fase de impulsão e voo, afetando diretamente a fase de pouso (d) e recuperação sendo notado que a flexão de joelho durou mais tempo no momento final do salto no joelho direito, podendo impactar assim nas articulação de forma unilateral.

4.3 RESULTADOS DOS SINAIS CINEMÁTICOS IMU

Da mesma forma com as coletas de dados do MOCAP, com o IMU também é possível analisar diversas variáveis, contudo, como o equipamento havia apenas um canal foi possível fazer análises estritamente no local de seu posicionamento, neste caso, no joelho do atleta. Assim, nesta etapa do trabalho, foram analisados os seguintes parâmetros: padrão dos saltos, aceleração, velocidade, deslocamento dos atletas nos saltos horizontais e altura alcançada nos saltos verticais.

4.3.1 Padrão dos Saltos

Neste trabalho foram empregados dois tipos de saltos, o horizontal e o vertical. Primeiramente, para o salto horizontal, foram retirados 16 *frames* das coletas de vídeo com o auxílio do *software* Kinovea (KINOVEA, 2018), conforme pode ser visualizado na Figura 26, ao qual possibilitou a análise dos movimentos empregados durante o referido salto.

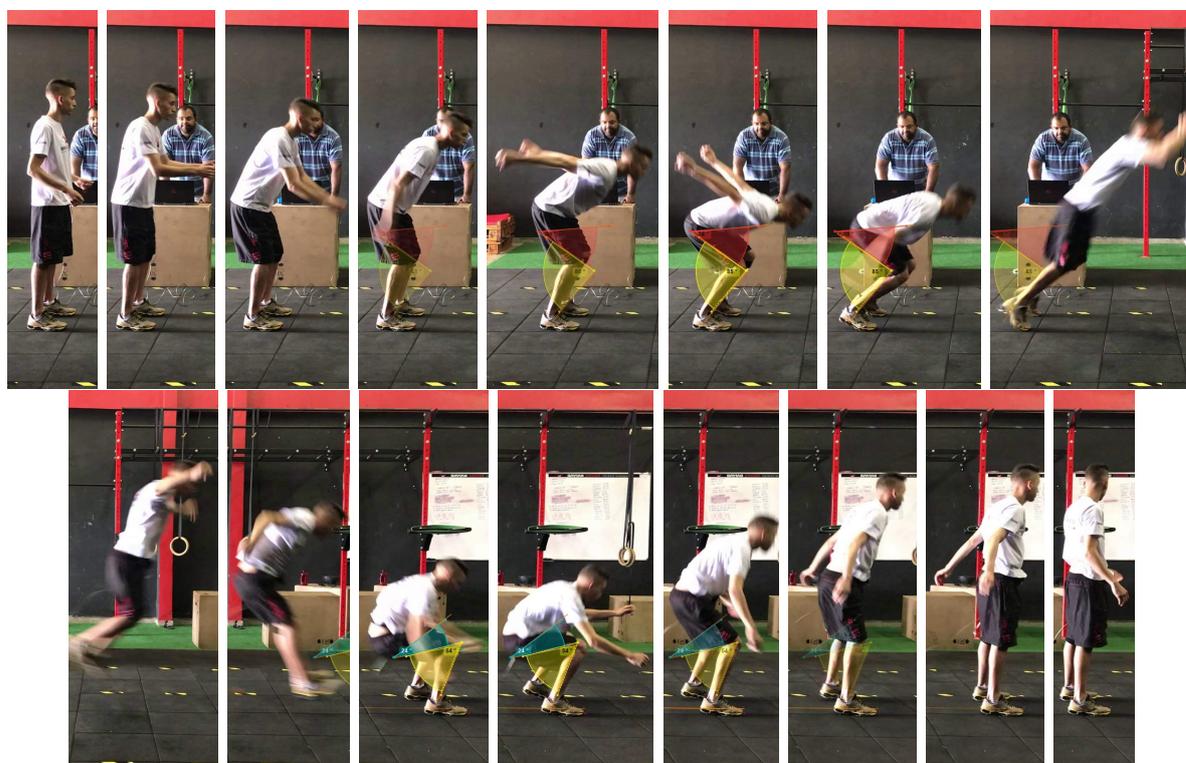


Figura 26 – Agrupamento de *frames* de um Salto Horizontal.

Fonte: (KINOVEA, 2018)

Conforme o tipo de movimento estabelecido do atleta e após a análise dos *frames* foi possível identificar as fases de todo o salto.

Na primeira fase do movimento, ou seja, dos *frames* 1 ao 7 é o momento em que o atleta se prepara para o salto, Figura 26. Nesta fase, o atleta encontra-se com os dois pés apoiados no chão, flexiona os joelhos e pode contar com a força dos braços para a impulsão necessária que o faz sair do chão. Logo, a velocidade alçada pela impulsão faz com que o atleta possa alcançar um melhor resultado.

Dos *frames* 8 ao 10 representam o instante do voo do salto. Neste movimento o atleta, a partir da impulsão, dá início ao seu esforço máximo para alcançar a distância horizontal maior possível. Importante, o atleta manter uma postura correta, com a cabeça elevada e membros superiores recurvados.

Na última fase deste salto, dos *frames* 11 ao 16 é o momento da aterrissagem. Instante em que o atleta chegará ao chão e exercerá ao mesmo tempo força e equilíbrio para cair com os calcanhares os mais próximos possíveis no momento de tocar no solo, evitando assim lesões.

Da mesma forma, também foram retirados 17 *frames* das coletas de vídeo dos saltos verticais, utilizando-se da ferramenta/*software* Kinovea. A Figura 27 demonstra os *frames* dos saltos verticais.

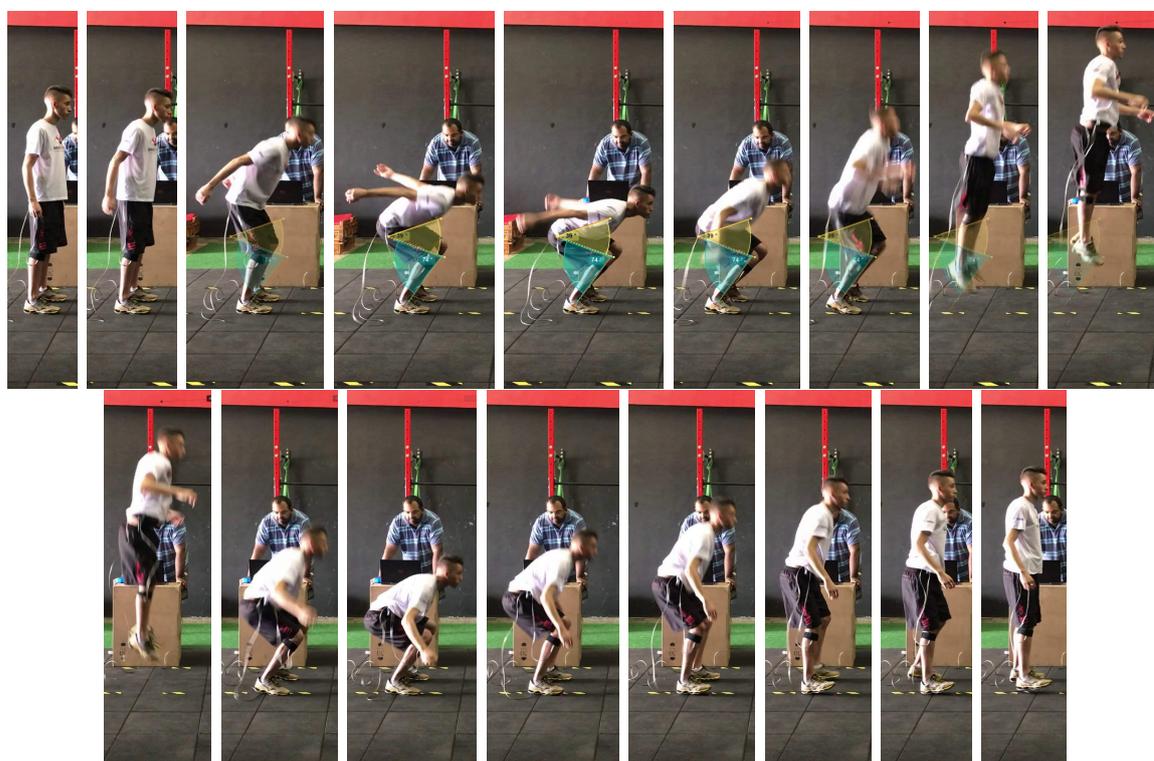


Figura 27 – Agrupamento de *frames* de um Salto Vertical.

Fonte: (KINOVEA, 2018)

Na primeira fase do salto vertical, Figura 27, dos *frames* 1 ao 6 é o instante em que o atleta faz o preparo para o salto. É possível notar nestes primeiros *frames* citados, que o atleta encontra-se com os calcanhares apoiados no chão, o que dará toda a sustentação para a execução do movimento. Ainda nesta primeira fase, o atleta pode contar com a ajuda dos membros superiores e inferiores para alavancar sua saída do solo, ganhando impulso necessário para alcançar a altura máxima possível.

Dos *frames* 7 ao 10 é o momento do voo, ao qual o atleta alcança a altura máxima do movimento e ao mesmo tempo prepara-se para a finalização do salto, movimento muito rápido dado a velocidade vertical empregada na ação.

O momento da aterrissagem ao solo é composto pelos últimos *frames* da Figura 27, do 11 ao 17, que mostram a chegada do atleta ao chão. Esta fase também representa o momento de recuperação do atleta, que deve aterrizar com os dois calcanhares juntos ao solo.

O reconhecimento de um padrão de movimento é muito importante para a identificação das estruturas em dados e compará-los com estruturas conhecidas e identificando classes ou classificações.

4.3.2 Aceleração

O marcador com o IMU foi posicionado em apenas num ponto, posicionado no joelho, alternando um por vez em cada coleta, joelho esquerdo e direito, assim, a aceleração foi obtida com a soma dos 3 vetores (x , y , z). Na Figura 28 é possível verificar os gráficos de aceleração obtidos do IMU dos 6 atletas.

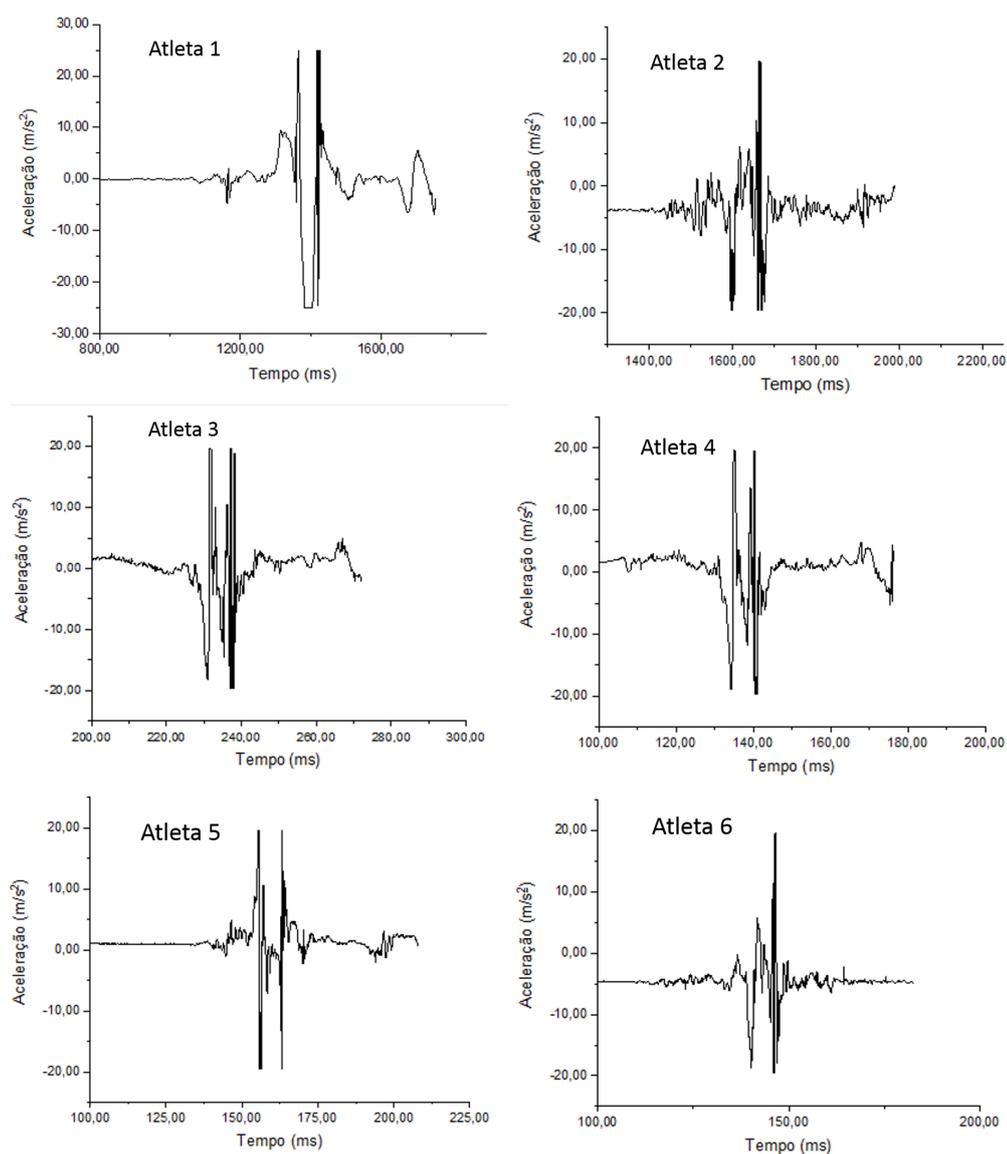


Figura 28 – Aceleração dos Saltos Horizontais.

Fonte: (Autoria própria)

4.3.3 Velocidade

A velocidade $v(t)$ dos saltos foi calculada fazendo a integração da Aceleração $a(t)$ em relação ao tempo, obtida no IMU. Os gráficos contendo os sinais da velocidade dos saltos estão presentes na Figura 29.

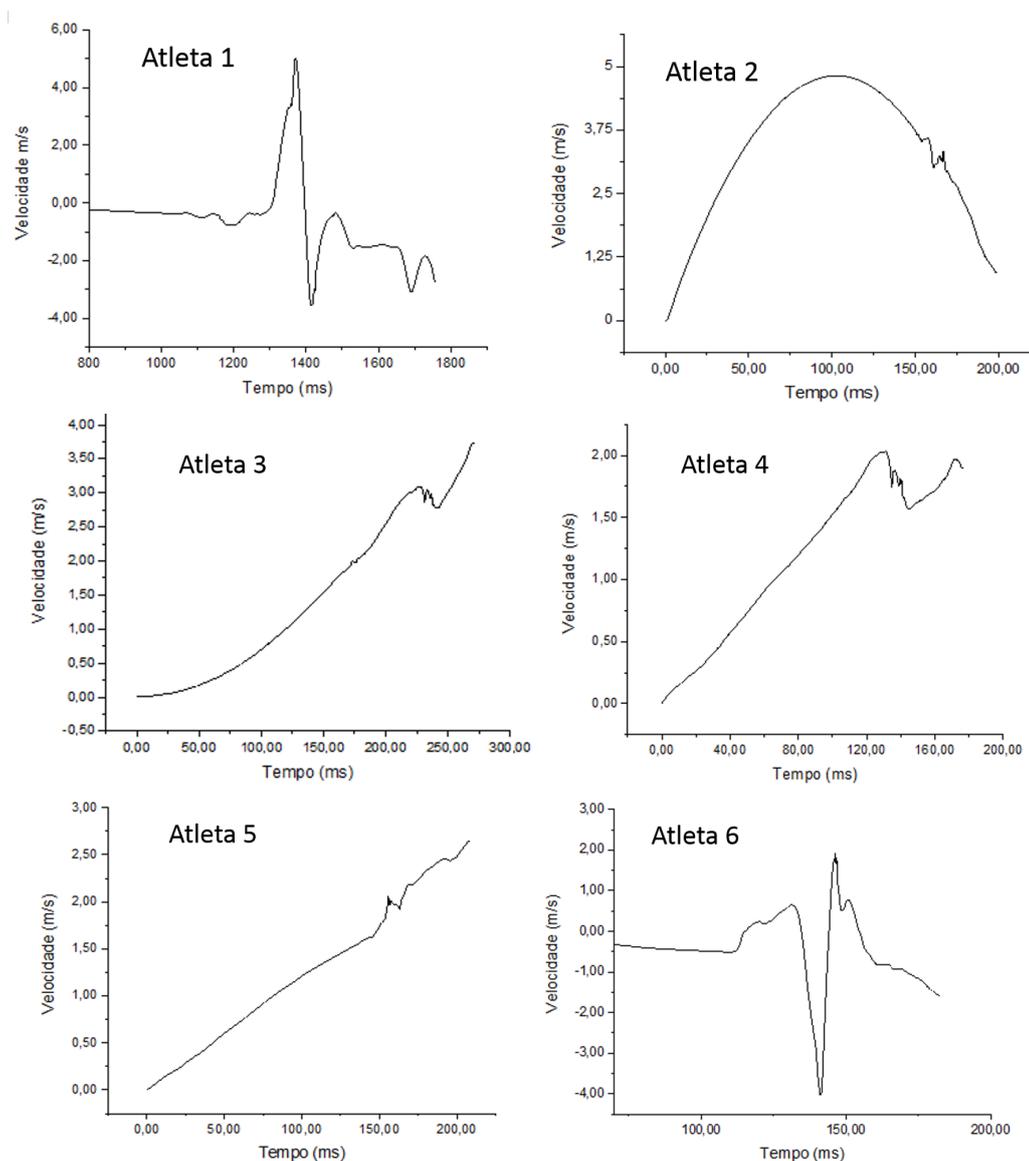


Figura 29 – Velocidade dos Saltos Horizontais.

Fonte: (Autoria própria)

O sinal obtido do Atleta 1 mostra uma curva decrescente a partir de $t = 1.300$ ms, a qual demonstrou que o referencial no IMU não foi em relação ao piso e sim ao joelho. Assim, a curva em um formato diferente dos demais. No salto do Atleta 6 também aconteceu a mesma referência em $t = 140$ ms. O gráfico obtido do Atleta 2 foi possível verificar que o IMU somente registrou o momento de arranque do salto, pois, a forma de uma parábola do sinal obtido indica que o atleta em $t = 200$ ms retorna para a $v = 0$,

aproximadamente.

4.3.4 Deslocamento

O deslocamento ou a posicionamento dos saltos foram calculados pela Equação (8), a Figura 30 são demonstrados os gráficos obtidos dos deslocamentos dos saltos horizontais.

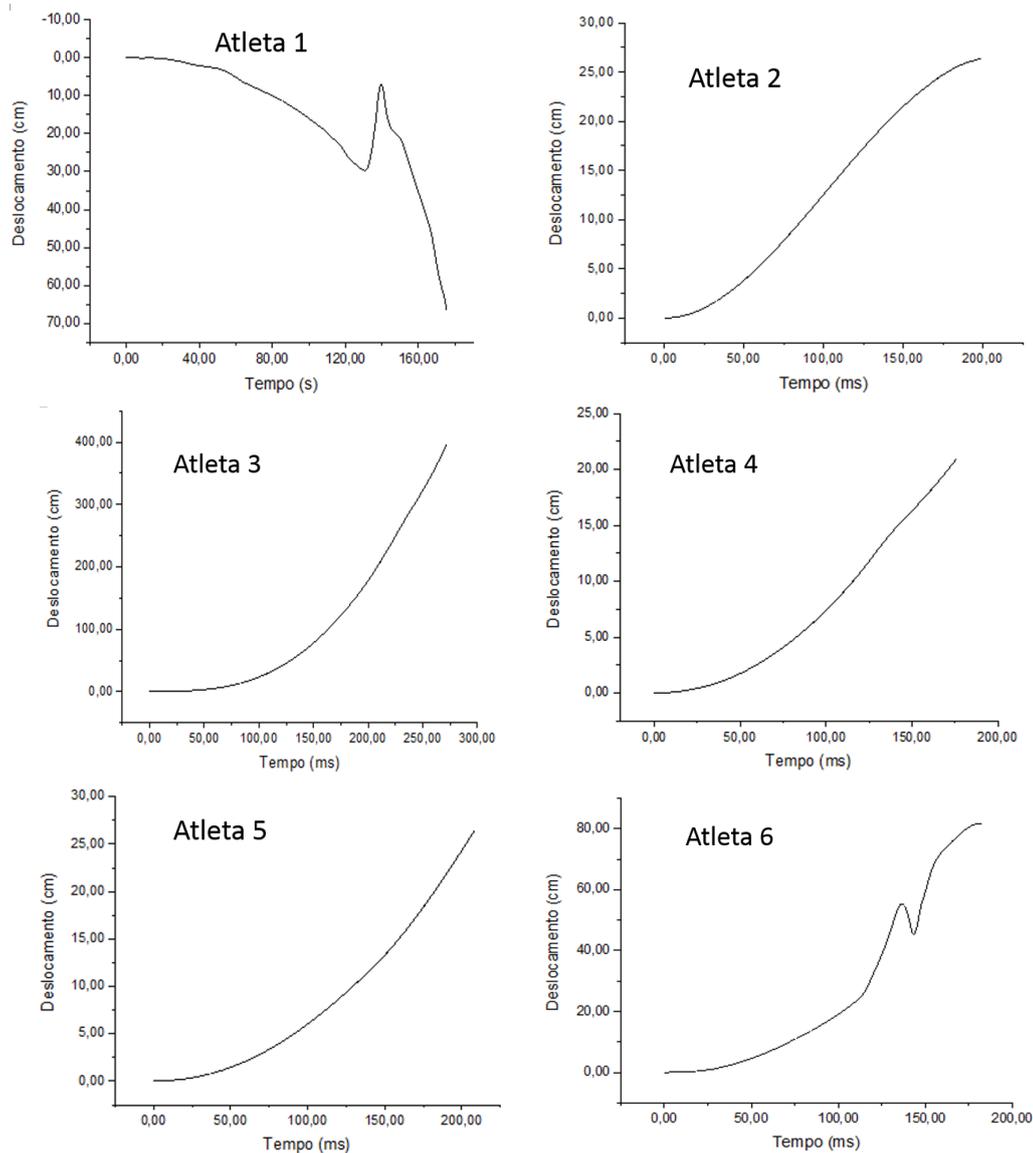


Figura 30 – Deslocamento dos Saltos Horizontais.

Fonte: (Autoria própria)

Notadamente no gráfico do Atleta 1 apresentou deslocamento em sentido contrário do ideal, dado que a referência obtida do IMU foi em relação ao joelho do atleta e não ao piso. Nos demais gráficos ficou demonstrado todo o deslocamento realizado durante o salto. E no gráfico do Atleta 6 houve uma instabilidade no salto, podendo indicar algum desarranjo postural no momento anterior a aterrissagem.

4.3.5 Altura

A altura foi devidamente calculada conforme visto no cálculo do deslocamento, a Figura 31 demonstra os gráficos das alturas dos saltos verticais.

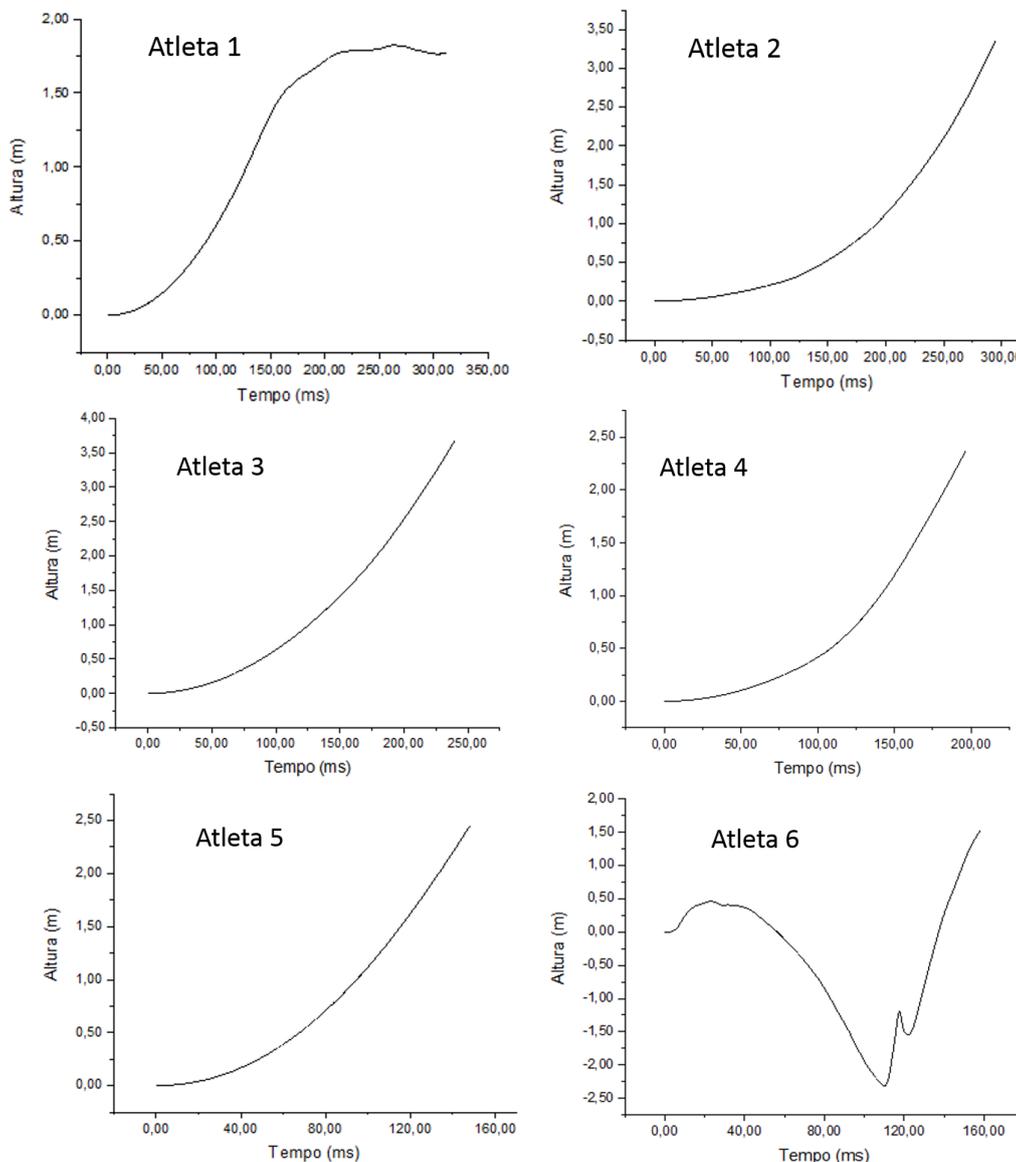


Figura 31 – Altura obtida nos Saltos Verticais.

Fonte: (Autoria própria)

No gráfico do salto vertical do Atleta 6 foi identificado que o IMU capturou os sinais abaixo da linha do joelho, indicando uma curva decrescente, isto é, o referencial do equipamento não foi baseado no solo e sim no próprio IMU. No gráfico do Atleta 1 foi possível notar uma hiperflexão no joelho no momento máximo do salto.

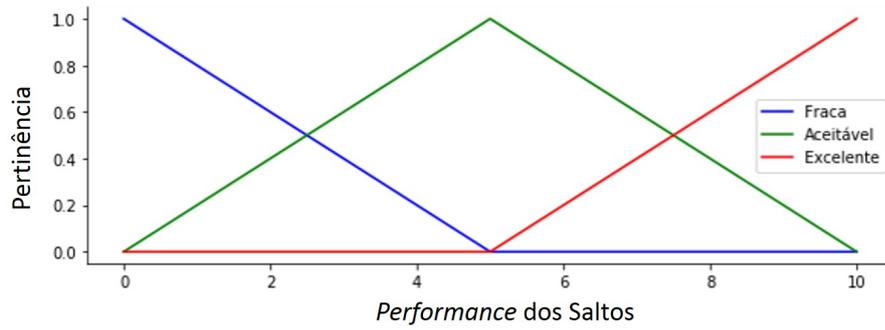
4.4 RESULTADOS DA *PERFORMANCE* DO ATLETA UTILIZANDO LÓGICA *FUZZY*

A classificação da *performance* do atleta em ambos os saltos foi realizada com a utilização da lógica *Fuzzy*. O subsistema proposto foi baseado na máxima *Performance* do Atleta obtida dos Saltos Horizontal e Vertical e na Qualidade dos Saltos. As características do resultado para o universo da *Performance* do Atleta, no respectivo conjunto *Fuzzy* estabelecido foi de: fraca, aceitável e excelente, bem como o resultado para o universo baseado na Qualidade dos Saltos que teve como conjunto *Fuzzy*: ruim, normal e ótimo. A Tabela 6 demonstra o conjunto desses resultados das funções de pertinências com as faixas variando de [0 - 100] por cento.

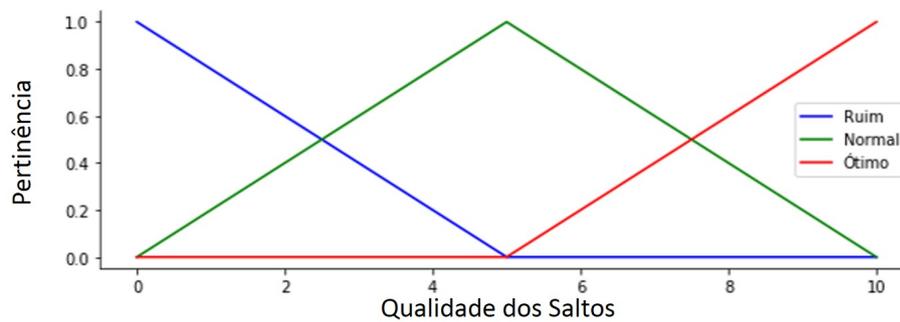
Tabela 6 – Função de Pertinência

<i>Performance</i>	Qualidade	Faixa
Fraca	Ruim	0 - 40
Aceitável	Normal	41 - 69
Excelente	Ótimo	70 a 100

A Figura 32 demonstra as funções de pertinência do universo na máxima *performance* do atleta (a) e na Qualidade dos Saltos (b).



(a) Performance do Atleta



(b) Qualidade dos Saltos

Figura 32 – Funções de Pertinência.

Fonte: (LEE, 1990) com adaptações.

A partir do cruzamento gerado entre os dois conjuntos de universos, obteve-se como saída 3 opções distintas: Baixo, Médio e Alta, o que correspondeu a um valor entre $[0, 100]$ por cento, valor que qualificou os atletas quanto ao seu desempenho geral nos testes. Assim, os resultados da classificação de acordo com a *Performance* e a *Qualidade dos Saltos* de cada atleta pode ser visualizada na Figura 33.

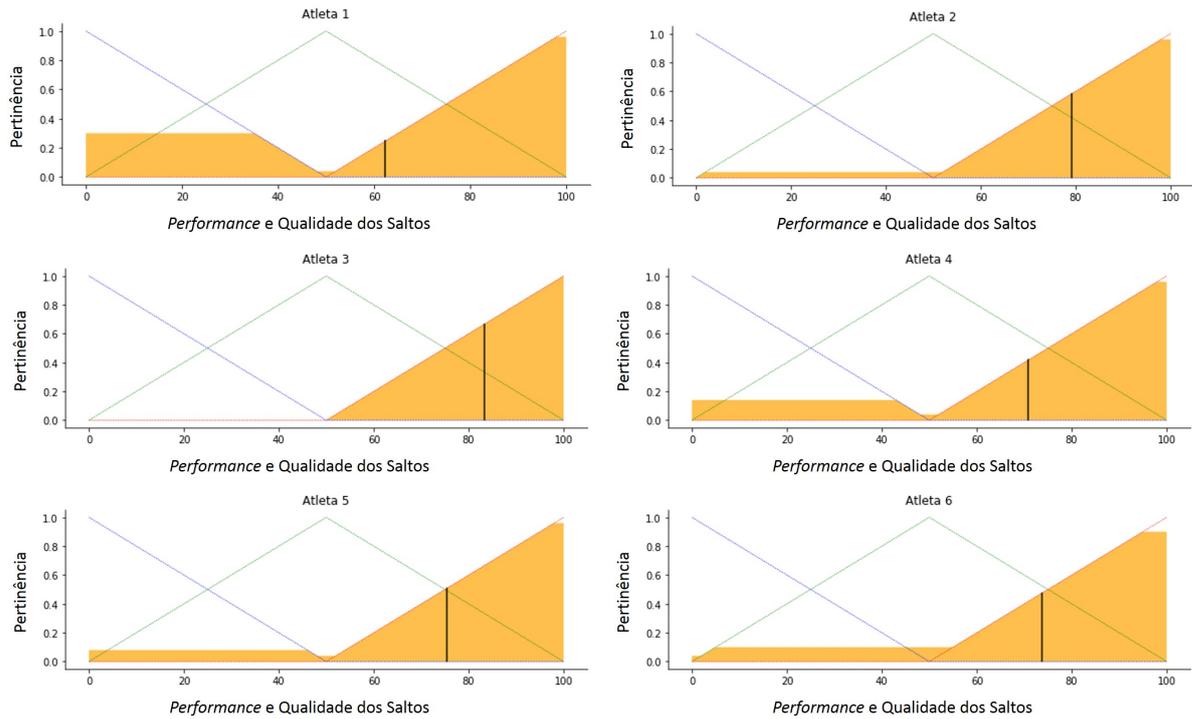


Figura 33 – Classificação Geral dos Atletas (*Performance e Qualidade dos Saltos*).

Fonte: (Autoria própria)

De acordo com a Figura 33, que demonstra de uma forma geral o desempenho dos atletas, faz uma classificação denotando para cada esportista um valor correspondente ao seu esforço. Por exemplo, o gráfico do atleta 3, classifica-o com o valor de 84%, considerado pela Tabela 6, como sendo uma classificação excelente. Assim, os resultados dos demais atletas é possível verificar na Tabela 7.

Tabela 7 – Resultado Final dos Atletas

Atleta	Resultado final
1	62%
2	79%
3	84%
4	71%
5	78%
6	76%

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste trabalho foi proposto o desenvolvimento de um sistema inteligente para a avaliação biomecânica de membros inferiores de atletas de futebol americano, com o objetivo de prevenção de lesões e identificação de desarranjos posturais. Todos os dados e imagens utilizadas neste trabalho foram coletadas de voluntários praticantes do referido esporte. Os atletas, todos do sexo masculino acima de 18 anos e sem lesões físicas no momento das coletas.

Por limitações técnicas do IMU, ao qual, utilizado na segunda fase deste trabalho, e, que possuía apenas um canal para captura de dados, foram feitas coletas em um único ponto, neste caso, alternava-se entre joelho esquerdo e direito. Para compensar e complementar as coletas, foram feitas gravações de vídeo com o *Software* Kinovea simultâneas às coletas com o IMU. Dessa forma, foi possível validar os sinais obtidos pelo referido dispositivo comparando os dados analisados. Os resultados desta análise conjunta mostrou ser extremamente capaz de avaliar a biomecânica de uma determinada região do corpo dos atletas.

Os resultados demonstraram que o IMU, mesmo composto de apenas um canal, foi capaz de fazer capturas de sinais cinemáticos das articulações do joelho dos voluntários. O protótipo ainda precisa de grandes melhorias, tais como, possuir ao menos 4 canais para captura de dados, utilizar uma tecnologia sem fio de transmissão e comunicação, dado que a maioria dos movimentos realizados pelos atletas de futebol americano não são estáticos e sim com corridas ou pequenos *sprints*. Como também foi evidenciado nos resultados do trabalho de (SALVALAIO, 2012); (LEITE et al., 2014); (SILVA; SOUZA; ALSINA, 2014); os quais foram verificados que o IMU (acelerômetro e giroscópio) são sensores versáteis à captura do movimento biomecânico, pois, estes MEMS variam a tensão elétrica de saída em resposta a movimentos angulares.

Bem como, os resultados obtidos pelo MOCAP se mostraram ainda serem a técnica avaliada como Padrão Ouro para estes tipos de sinais cinemáticos, conforme foi relado por (PRIM et al., 2016) e (OLIVEIRA, 2017) em seus trabalhos, que o MOCAP permitiu uma observação e comparação detalhada entre indivíduos a fim de identificar precisamente as limitações que dificultam o domínio do equilíbrio estático. A análise, assim como a plotagem dos gráficos foram extraídos utilizando o *software Open Gait Analytics* (LIMA, 2015). O programa demonstrou agilidade no processamento e na usabilidade quanto a execução das tarefas e sequencias das análises realizadas.

Os resultados obtidos na análise realizada com o MOCAP identificaram que os saltos horizontais e verticais surgem como um método alternativo válido e confiável para

avaliar atletas na identificação e prevenção de lesões. No entanto, nos saltos verticais é necessário o uso conjunto de uma plataforma de força para medir diretamente parâmetros cinéticos, item que não estava previsto como objetivo neste presente trabalho, mas que, poderá ser inserido neste sistema ao longo do tempo. E que, segundo (SOUSA, 2014) deve-se também fazer testes com plataformas de força para uma análise mais refinada da biomecânica afim de se obter melhores resultados cinemáticos.

A classificação realizada com os sinais do IMU em conjunto com as gravações de vídeo foi possível montar para o especialista um novo método para classificar tanto a *performance* individual como coletiva dos atletas. A ideia inicial do sistema era apenas coletar os sinais classificando-os quanto a análise gráfica, contudo, os especialistas precisavam incluir uma análise empírica do desenvolvimento de cada atleta depois da realização dos movimentos. Assim, foi realizado um subsistema utilizando lógica *Fuzzy*, ao qual, pode acrescentar características imprecisas, tais como, fraca, aceitável, ruim, que a lógica *Fuzzy* busca explicar conforme (WEBER; KLEIN, 2003) e (VASCONCELOS, 2018).

Por conseguinte, a partir do cruzamento dos gráficos dos saltos mais as características empíricas inseridas pelo especialista, foi possível realizar as classificações denotando um valor percentual do desempenho do atleta. Este resultado, para um grande grupo de jogadores, por exemplo o time de futebol americano, veio como um facilitador, em que, o especialista tem o poder de tomada de decisão, pois, possui um sistema que gerencia tais informações sobre seus jogadores. Pois, de acordo com (RODRIGUES, 2015) uma interpretação destas informações, pode prevenir lesões de membros inferiores em geral, e não apenas em lesões de estruturas anatômicas específicas.

O sistema ainda requer algumas melhorias. Entretanto, nos testes iniciais realizados foi possível verificar que a ferramenta tem grande capacidade de trabalhar com sinais cinemáticos, bem como para auxiliar os profissionais da saúde, tais como, fisioterapeutas, fisiologistas, educadores físicos e clínicas especializadas, tanto na análise biomecânica de membros inferiores, quanto na identificação de desarranjos posturais, dentre outras, como evidenciado nos trabalhos de (MOYANO, 2014); (MIZIARA et al., 2014) e (RODRIGUES, 2015).

Este sistema inteligente proposto neste trabalho foi desenvolvido utilizando-se de ferramentas e linguagens de programação de código aberto, mais atuais, para o uso com lógica *Fuzzy*. Tal fato, gerou economicidade, praticidade, rapidez em testes e resultados.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugere-se os seguintes itens:

- Desenvolvimento de uma interface gráfica completa para o sistema;
- Desenvolvimento de um IMU sem fio e com no mínimo 4 canais de captura de dados;
- Desenvolvimento de métodos de aperfeiçoamento para o sistema *fuzzy*;
- Avanço nos estudos para uma avaliação biomecânica de membros superiores utilizando-se deste *Software*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, p. 45–70, 2000.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, n. esp, p. 61–85, 2007.
- ARAYA-MUÑOZ, D. et al. A spatial fuzzy logic approach to urban multi-hazard impact assessment in concepción, chile. *Science of the Total Environment*, Elsevier, v. 576, p. 508–519, 2017.
- ATANASSOV, K. T. Type-1 fuzzy sets and intuitionistic fuzzy sets. *Algorithms*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 10, n. 3, p. 106, 2017.
- BANASIAK, R. et al. Study on two-phase flow regime visualization and identification using 3d electrical capacitance tomography and fuzzy-logic classification. *International Journal of Multiphase Flow*, Elsevier, v. 58, p. 1–14, 2014.
- BARBOSA, C. P. d. F. M. *Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha*. Tese (Doutorado), 2011.
- BATTISTA, L.; SCORZA, A.; SCIUTO, S. A. Experimental characterization of a novel fiber-optic accelerometer for the quantitative assessment of rest tremor in parkinsonian patients. *Biomedical Engineering*, v. 9, n. 1, 2012.
- BORIN, S. H. et al. Análise da atividade eletromiográfica dos músculos extensores da perna de jogadoras de voleibol feminino. *Rev Bras Fisiol Exerc*, v. 5, n. 1, p. 4–8, 2006.
- COSTA, E. D. *Desenvolvimento de aplicação computacional para detecção e contagem de ovos do aedes aegypti utilizando processamento digital de imagens e lógica fuzzy*. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2017.
- CUNHA, C. B. da. Aspectos práticos da aplicação de modelos de roteirização de veículos a problemas reais. *Transportes*, v. 8, n. 2, 2000.
- DAVIS, S. Development of a mems-based thermal stabilization technology. In: *2010 IEEE Sensors*. [S.l.: s.n.], 2010.
- DEGHANI, M.; KHOOBAN, M. H.; NIKNAM, T. Fast fault detection and classification based on a combination of wavelet singular entropy theory and fuzzy logic in distribution lines in the presence of distributed generations. *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, Elsevier, v. 78, p. 455–462, 2016.
- DURÃO, C. R. C. Utilização de unidades de medidas inerciais baseadas em sistemas microeletromecânicos em navegadores integrados. *PhD diss., Universidade Federal do Rio de Janeiro*, 2009.

- ELWOOD, E.; COROTIS, R. B. Aplicação de reconhecimento de padrão sísmico de dano sísmico a estruturas de concreto. *ASCE-ASME Journal of Risk and Uncertainty in Engineering Systems, Part A: Civil Engineering*, American Society of Civil Engineers, v. 1, n. 4, p. 04015011, 2015.
- FEYNMAN, R. B. L. R. P.; SANDS, M. *Chapter 9 - The Origin of the Refractive Index? In: The Feynman Lectures on Physics, Volume 1. California Institute of Technology.* [S.l.: s.n.], 2013. 397 p.
- FILHO, G. L. T. et al. *Pequenos Aproveitamentos Hidroelétricos – Soluções Energéticas para a Amazônia*. 1. ed. Brasília: Ministério de Minas e Energia, 2008.
- FOLADORI, G. et al. *Mems/nems. Little by Little: Expansions of Nanoscience and Emerging Technologies*, p. 107, 2016.
- FRESNEL, T. M. *Análise da postura dinâmica e do desempenho no salto vertical*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2009.
- GANTUS, M. C.; ASSUMPÇÃO, J. D. Epidemiologia das lesões do sistema locomotor em atletas de basquetebol. *Acta Fisiátrica*, v. 9, n. 2, p. 77–84, 2016.
- GOMIDE, F.; GUDWIN, R. R.; TANSCHKEIT, R. Conceitos fundamentais da teoria de conjuntos fuzzy, lógica fuzzy e aplicações. In: *Proc. 6 th IFSA Congress-Tutorials*. [S.l.: s.n.], 1995. p. 1–38.
- HOBERT, M. et al. Technical and clinical view on ambulatory assessment in parkinson's disease. *Acta Neurologica Scandinavica*, Wiley Online Library, v. 130, n. 3, p. 139–147, 2014.
- HUFF, M. A. *Method of fabricating MEMS, NEMS, photonic, micro-and nano-fabricated devices and systems*. [S.l.]: Google Patents, 2014. US Patent 8,895,338.
- IUNES, D. et al. A influência postural do salto alto em mulheres adultas: análise por biofotogrametria computadorizada. *Rev Bras Fisioter*, SciELO Brasil, v. 12, n. 6, p. 441–6, 2008.
- JOHNSON, R. Mems conquering sports. *EE Times*, CMP Media LLC, n. 1615, p. 28–30, 2012.
- KARIM, A. M.; ÇELEBI, F. V.; MOHAMMED, A. S. Software development for blood disease expert system. *Lecture Notes on Software Engineering*, IACSIT Press, v. 4, n. 3, p. 179, 2016.
- KINOVEA. *Kinovea is a video player for sport analysis*. 2018. Disponível em: (<https://www.kinovea.org>). Acesso em: 27 nov. 2018.
- KUMAR, S. P.; JYOTHSNA, D. Biomedical applications of mems & nems pressure transducers/sensors. *International Journal of Innovative Research and Development*, v. 2, n. 5, 2013.
- LEE, C.-C. Fuzzy logic in control systems: fuzzy logic controller. i. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*, IEEE, v. 20, n. 2, p. 404–418, 1990.

- LEITE, W. V. et al. Avaliação cinemática comparativa da marcha humana por meio de unidade inercial e sistema de vídeo. In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2014.
- LIMA, I.; PINHEIRO, C. A.; SANTOS, F. A. O. *Inteligência artificial*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2016. v. 1.
- LIMA, R. A. *Implementando um Software como Serviço para Análise e Simulação de Marcha Humana*. 102 p. Tese (Doutorado), 2015.
- MAGNO, M. et al. Wearable low power dry surface wireless sensor node for healthcare monitoring application. In: IEEE. *2013 IEEE 9th International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob)*. [S.l.], 2013. p. 189–195.
- MANNINI, A. et al. A machine learning framework for gait classification using inertial sensors: Application to elderly, post-stroke and huntington’s disease patients. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 16, n. 1, p. 134, 2016.
- MARQUES, M. F. et al. Simulação de cenários no mercado de ações com aplicação de lógica fuzzy como ferramenta de suporte à decisão de investimento. Universidade Estadual do Oeste do Paraná, 2017.
- MEDEIROS, F. B. Identificação de assimetrias bilaterais dos membros inferiores por meio de salto vertical em plataforma de força. UFMG, 2013.
- MELIN, P.; CASTILLO, O. A review on type-2 fuzzy logic applications in clustering, classification and pattern recognition. *Applied soft computing*, Elsevier, v. 21, p. 568–577, 2014.
- MENZEL, H.-J. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (rede cenesp-met). *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 3, n. 1, p. 57–67, 2002.
- MIZIARA, I. M. et al. Proposta de um sistema para avaliação biomecânica de atletas de taekwondo. Universidade Federal de Uberlândia, 2014.
- MOYANO, C. R. *Adquisición de variables articulares de extremidad inferior, por medio de un sistema de tarjetas inerciales*. Tese (Doutorado) — Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, 2014.
- NASER, S. S. A.; AL-BAYED, M. H. Detecting health problems related to addiction of video game playing using an expert system. 2016.
- NGUYEN, T. et al. Medical data classification using interval type-2 fuzzy logic system and wavelets. *Applied Soft Computing*, Elsevier, v. 30, p. 812–822, 2015.
- NGUYEN, T. T.; NAHAVANDI, S. et al. Modified ahp for gene selection and cancer classification using type-2 fuzzy logic. *IEEE Trans. Fuzzy Systems*, v. 24, n. 2, p. 273–287, 2016.
- NILASHI, M. et al. A knowledge-based system for breast cancer classification using fuzzy logic method. *Telematics and Informatics*, Elsevier, v. 34, n. 4, p. 133–144, 2017.

- OKANO, A. H. et al. Reprodutibilidade dos testes de salto vertical e salto horizontal triplo consecutivo em diferentes etapas da preparação de basquetebolistas de alto rendimento. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, v. 8, n. 4, p. 66–72, 2006.
- OLIVEIRA, G. A. Análise comparativa de estudos sobre marcha humana em pacientes amputados de membro inferior: Revisão da literatura. 2017.
- OSÓRIO, F. S.; BITTENCOURT, J. R. Sistemas inteligentes baseados em redes neurais artificiais aplicados ao processamento de imagens. In: *I Workshop de inteligência artificial*. [S.l.: s.n.], 2000.
- PARREIRA, V. F. et al. Optoelectronic plethysmography: a review of the literature. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, SciELO Brasil, v. 16, n. 6, p. 439–453, 2012.
- PATRÃO, M. Cálculo 1: derivada e integral em uma variável. Editora Universidade de Brasília, 2011.
- PEREIRA, B. C.; MEDALHA, C. C. Avaliação postural por fotometria em pacientes hemiplégicos. *Conscientiae saúde*, v. 7, n. 1, p. 35–42, 2008.
- PEREIRA, R. B. et al. Efeitos imediatos do uso de órteses tornozelo-pé na cinemática da marcha e nas reações de equilíbrio na doença de charcot-marie-tooth. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 21, n. 1, p. 87–93, 2014.
- PRETO, L. S. R. et al. Análise por fotogrametria da postura e fatores de risco associados em crianças e adolescentes escolarizados. *Revista de Enfermagem Referência*, Escola Superior de Enfermagem de Coimbra-Unidade de Investigação em Ciências da Saúde-Enfermagem, n. 7, p. 31–40, 2015.
- PRIM, G. d. S.; GONÇALVES, B. S.; VIEIRA, M. L. H. A representação do corpo e do movimento: uma análise da interatividade do motion capture. *Design & Tecnologia*, v. 5, n. 09, p. 23–28, 2015.
- PRIM, G. d. S. et al. Modelo de análise de equilíbrio utilizando sistema de captura de movimentos. 2016.
- PUIG-DIVÍ, A. et al. Validity and reliability of the kinovea program in 2 obtaining angular and distance dimensions 3. Preprints, 2017.
- QUALISYS. *The Swedish motion capture company*. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://www.qualisys.com/>.
- QUARESMA, A. Q. Inteligências artificiais e os limites da computação. *PAAKAT: revista de tecnología y sociedad*, Universidad de Guadalajara, Sistema de Universidad Virtual, v. 8, n. 15, p. 69–84, 2018.
- REZENDE, S. O. *Sistemas inteligentes: fundamentos e aplicações*. [S.l.]: Editora Manole Ltda, 2003.
- ROCHA, M. et al. Fisiologia do exercício. *Atlas do esporte no Brasil. Rio de Janeiro: Shape*, p. 657–659, 2005.
- RODRIGUES, V. M. Incidência das lesões no futebol americano: uma revisão narrativa. UFMG, 2015.

- ROMANZINI, M.; PETROSKI, E. L.; REICHERT, F. F. Limiares de acelerômetros para a estimativa da intensidade da atividade física em crianças e adolescentes: uma revisão sistemática. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, Directory of Open Access Journals, v. 14, n. 1, p. 101–113, 2011.
- ROVERI, M. I. *Experiência na prática deliberada de corrida: classificação por meio de um sistema fuzzy de apoio à decisão*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2016.
- SALAVERRÍA, R. *Multimedialidade: informar para cinco sentidos*. Livros LabCom, 2014.
- SALVALAIO, C. L. *Contribuição ao estudo da captura do movimento aplicado ao design em tecnologia assistiva*. 2012.
- SEEL, T.; RAISCH, J.; SCHAUER, T. Imu-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), v. 14, n. 4, p. 6891, 2014.
- SILVA, A. B.; SOUZA, S. X.; ALSINA, P. J. *Um modelo de unidade de medida inercial utilizando 3 acelerômetros*. 2014.
- SILVA, C. W. D. *Intelligent control: fuzzy logic applications*. [S.l.]: CRC press, 2018.
- SILVA, M.; TELES, V. D. O aprendizado de língua inglesa em dispositivos móveis através da aplicação de um sistema tutor inteligente. In: *Brazilian Symposium on Computers in Education (Simpósio Brasileiro de Informática na Educação-SBIE)*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 1, n. 1.
- SOUSA, F. S. C. *Projeto de joelho e tornozelo mecânicos para amputados de membro inferior*. 2014.
- SOUZA, J. A. et al. Biofotogrametria confiabilidade das medidas do protocolo do software para avaliação postural (sapo). *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, v. 13, n. 4, p. 299–305, 2011.
- TANSCHKEIT, R. *Sistemas fuzzy. Departamento de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro*, 2004.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Corpo Humano-: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. [S.l.]: Artmed Editora, 2016.
- VASCONCELOS, A. C. T. *Sistema inteligente de apoio à decisão: um estudo sobre algoritmo genético e lógica fuzzy*. Niterói, 2018.
- WALDEN. *PCB® manufactures sensors used by design engineers and predictive*. [S.l.], 2018. Disponível em: <http://www.pcb.com/Resources/Technical-Information/mems-accelerometers>).
- WEBER, L.; KLEIN, P. A. T. *Aplicação da lógica fuzzy em software e hardware*. [S.l.]: Editora da ULBRA, 2003.
- ZERNICKE, R.; WHITING, W. *Mecanismos de lesão musculoesquelética*. In: *Zatsiorsky V (Ed.). Biomecânica no esporte*. [S.l.: s.n.], 2004. 397 p.

Anexos

ANEXO A – CONFIRMAÇÃO DA APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA (CEP)

Você está em: Público > Buscar Pesquisas Aprobadas > Detalhar Projeto de Pesquisa

DETALHAR PROJETO DE PESQUISA

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título Público: Sistema Inteligente para captura de movimento de marcha humana por meio de uma Unidade de Medida Inercial
 Pesquisador Responsável: Lourdes Mattos Brasil
 Contato Público: Lourdes Mattos Brasil
 Condições de saúde ou problemas estudados:
 Descritores CID - Gerais:
 Descritores CID - Específicos:
 Descritores CID - da Intervenção:
 Data de Aprovação Ética do CEP/CONEP: 07/08/2018

DADOS DA INSTITUIÇÃO PROPONENTE

Nome da Instituição: Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade do Gama (FGA)
 Cidade: BRASÍLIA

DADOS DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Comitê de Ética Responsável: 8093 - UNB - Faculdade de Ciências da Universidade de Brasília
 Endereço: UNB - Prédio da Unidade de Ensino e Docência (UED), Centro Metropolitano, conj. A, lote 01, Sala AT07/66
 Telefone: (61)3107-8434
 E-mail: cep_feb@gmail.com

CENTRO(S) PARTICIPANTE(S) DO PROJETO DE PESQUISA

CENTRO(S) COPARTICIPANTE(S) DO PROJETO DE PESQUISA

[Voltar](#)

Este sistema foi desenvolvido para o navegador Mozilla Firefox. (versão 7 ou superior)

Você está em: Público > Confirmar Aprovação pelo CAAE ou Parecer

CONFIRMAR APROVAÇÃO PELO CAAE OU PARECER

Informe o número do CAAE ou do Parecer:

Número do CAAE: Número do Parecer: [Pesquisar](#)

Esta consulta retorna somente pareceres aprovados. Caso não apresente nenhum resultado, o número do parecer informado não é válido ou não corresponde a um parecer aprovado.

DETALHAMENTO

Título do Projeto de Pesquisa:
 Sistema Inteligente para captura de movimento de marcha humana por meio de uma

Número do CAAE: Número do Parecer:

Quem Assinou o Parecer: Pesquisador Responsável:

Data Início do Cronograma: Data Fim do Cronograma: Contato Público:

[Voltar](#)

Este sistema foi desenvolvido para o navegador Mozilla Firefox. (versão 7 ou superior)

ANEXO B – DECLARAÇÃO LABORATÓRIO DE ANÁLISE DE MOVIMENTO E PROCESSAMENTO DE SINAIS



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Faculdade de Ceilândia

Colegiado do Curso de Fisioterapia

UnB - Campus Ceilândia - Área Especial, Ceilândia Sul - Ceilândia-DF CEP: 72220-140

Fone: (61) 3107-8416 Fax: (61)3107-8420 e-mail: jpcmaheus@unb.br

ANEXO 2 TERMO DE RESPONSABILIDADE E COMPROMISSO (Alunos Iniciação e Pós-Graduação)

Brasília, 22 de 06 de 18.

Pelo presente TERMO DE RESPONSABILIDADE E COMPROMISSO que entre si celebram, de um lado a FACULDADE DE CEILÂNDIA/UNIVERSIDADE de BRASÍLIA, Fundação Pública integrante da Administração Federal Indireta, com endereço na QNN 14 Área Especial, Ceilândia Sul, Distrito Federal DF e de outro lado o(a) professor(a) Lauro de Mattos Brasil Matrícula nº 1027832 do quadro pessoal permanente da Universidade de Brasília, do Curso de Pós Graduação - PPGRB. Consonante com as Normas de Utilização e Conservação do Patrimônio Público, bem como as Normas de Utilização dos Laboratórios de Fisioterapia assumo a responsabilidade pelo(a) estudante Gilmar Lucena Matrícula nº 140086232 regularmente matriculado no Curso Engenharia Biomédica na utilização dos equipamentos do Laboratório: Lab de Análise do Movimento Humano (); Lab de Desempenho Humano (); Lab de Processo de Reabilitação (); Lab de Habilidades Terapêuticas (); Ginásio Terapêutico ().

As datas e/ou período previstos para a utilização são: 23/06, 30/06, 07/07, 14/07, 21/07, 28/07

Serão utilizados os equipamentos:

1. Qualisys
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____
6. _____

Em caso de extravio e/ou dano, total ou parcial, dos equipamentos utilizados, assumo o compromisso de ressarcir a Universidade de Brasília dos prejuízos decorrentes.

Lauro de Mattos Brasil

Professor solicitante

Dr. Leonardo Petrus S. Paz
Universidade de Brasília
Mat. 105999

Ciência do gestor do laboratório

[Assinatura]
Estudante



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ceilândia

Colegiado do Curso de Fisioterapia

UnB - Campus Ceilândia - Área Especial, Ceilândia Sul - Ceilândia-DF CEP: 72220-140
Fone: (61) 3107-8416 Fax: (61)3107-8420 e-mail: jpcmatheus@unb.br

ANEXO 4 ACESSO AOS LABORATÓRIOS EM FINAIS DE SEMANA E FERIADOS

Brasília, 22 de 06 de 18.

De:

Professor(a): Lucrécia Mattos Brasil Matrícula: 1027832
Universidade de Brasília - Campus Ceilândia

Para:

Servidor(a): Fosson Rodrigues da Silva Matrícula: 1043358
Universidade de Brasília - Campus Ceilândia - Administração Predial (Prefeito do Campus)

Prezado Servidor,

Estando ciente das minhas responsabilidades, venho solicitar autorização para utilização do: Lab de Análise do Movimento Humano (); Lab de Desempenho Humano (); Lab de Processo de Reabilitação (); Lab de Habilidades Terapêuticas (); Ginásio Terapêutico () nos dias 23/06/18, 30/06/18, 07/07/18, 14/07/18, 21/07/18, 28/07/18 das 08:00 às 12:00. Estarão presentes os sujeitos da pesquisa e os seguintes membros do estudo:

NOME	FUNÇÃO	CONTATO
<u>Gilmar Lucena</u>	<u>Perquisador</u>	<u>984319803</u>

Atenciosamente,

Lucrécia Mattos Brasil

Professor solicitante

Prof. Dr. Leonardo Petrus S. Paz
Universidade de Brasília
Mat. 1059505

Ciência do gestor do laboratório

[Assinatura] 122181
Servidor Responsável pela Adm. Predial

Normas aprovadas na 50ª Reunião do Colegiado do Curso de Fisioterapia - FCE/UnB, 05/08/2014.

ANEXO C – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO CBEB 2018

CERTIFICADO



XXVI Congresso Brasileiro
de Engenharia Biomédica

Certificamos que

GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA

participou da XXVI edição do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2018)
que aconteceu no período de 21 a 25 de outubro de 2018, no Centro de Convenções do hotel Atlântico Búzios, em
Búzios, RJ, na qualidade de Apresentador(a) do trabalho: Human gait assessment using the Qualysis Track Manager
(QTM): determining the points of the reflective markers, de autoria de: GILMAR SEVERINO LUCENA DE SOUZA,
GABRIELA ATAIDES DE OLIVEIRA, LOURDES MATTOS BRASIL, VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES

Rio de Janeiro, 17 de novembro de 2018



Rodrigo P.B. Costa-Felix, MSc DSc
Presidente do CBEB 2018

Patrocínio



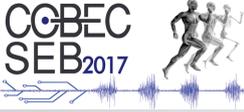
Apoio



Realização



ANEXO D – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO COBEC 2017

	<p>V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia X Simpósio de Engenharia Biomédica Integrando Engenharia e Clínica – Convergindo esforços para o bem estar das pessoas 23 a 26 de outubro de 2017 - Center Convention, Uberlândia, MG, Brasil www.sobec.com.br/cobecseb2017</p>	
<h1>CERTIFICADO</h1>		
<p>Certificamos que o trabalho</p>		
<p>ANÁLISE COMPARATIVA SOBRE MARCHA HUMANA EM PACIENTES AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR: REVISÃO DA LITERATURA</p>		
<p>Gilmar Souza, Gabriela Oliveira, Vera Marães e Lourdes Brasil</p>		
<p>foi apresentado durante o V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica, realizado na cidade de Uberlândia, Minas Gerais, de 23 a 26 de outubro de 2017.</p>		
 Prof. Alcimar Barbosa Soares Presidente Comitê Organizador do COBEC-SEB 2017 Universidade Federal de Uberlândia	 Prof. Fausto Berzin Presidente Sociedade Brasileira de Eletromiografia e Cinesiologia	 Prof. Adriano de Oliveira Andrade Presidente X Simpósio de Engenharia Biomédica Universidade Federal de Uberlândia



ANEXO E – ARTIGO COMPLETO CBEB 2018

Human gait assessment using the Qualysis Track Manager (QTM): determining the points of the reflective markers

Gabriela Oliveira^[0000-0003-2161-2148], Gilmar Lucena^[0000-0003-0082-9196], Walter Calheiros^[0000-0003-1153-3630], Roberto Lima^[0000-0002-5884-2863], Lourdes Brasil^[0000-0002-7437-107X], Vera Marães^[0000-0002-8895-9624]

¹ University of Brasília, Gama DF, Brazil
gabiataides@hotmail.com

Abstract. Amputation is defined as the loss of part of an individual's limb. Its high incidence makes that the researches and search for the improvement of the devices that help it during the accomplishment of the activities of daily life can be each day more improved. Therefore, the aim of the research is to determine the best placement of reflexive markers on the individual's skin. The research method was supported by Qualisys Track Manager (QTM) along with the support of several other software that aided in analyzing the data (Anaconda, Juper, Open Gait Analytics). this protocol was thought and referenced by authors who were dedicated to understanding the best points of reflexive markers in the patient's body, where these authors studied the important anatomical points for the collection and better capture of the images. The sites of placement of the markers determined after due analysis of the studies of these authors were in the hip, thigh, knee, leg, and ankle. The protocol was tested and validated by the researchers and in this way was continued in the analysis. the result evidenced the angles found during the process of ambulation of the individual. It is hoped that with this research it will be possible to complete all the proposed objectives so that in the end one can propose improvements in the quality of life of the amputees.

Keywords: Gait Analysis, QTM, Markers.

1 Introduction

Amputations of limbs are practices performed long ago, perhaps being the oldest surgeries performed in the history of medicine [1].

2

1.1 Concept and Types of Lower Member Amputations

The word amputation is derived from Latin and has the following meaning: *ambi* = around / around and *putation* = prune / withdraw. It is possible to define amputation as the total or partial withdrawal of a limb through a surgical procedure [1, 2].

Transfemoral amputation is performed between knee and hip disarticulation, and can be divided into three sub-levels, that is, in the proximal, middle and distal third. This level of amputation can be caused by vascular pathologies, traumatic, infectious and neoplastic processes or by congenital anomalies [1]. Although this level of amputation is relatively common, the patient who lives with the loss of a limb at the transfemoral level faces several challenges, such as the demands to increase energy, problems of balance and stability [3].

Transtibial amputation, on the other hand, occurs in the leg region and is the very frequent amputation level in relation to transfemoral amputation. The fact of preserving the knee joint will bring many benefits for rehabilitation and a good future for the individual [4].

Because of this, one of the focuses of rehabilitation of an amputated patient is the improvement of the phases of the independent and functional gait. For this purpose, prostheses are used to achieve this goal and reduce functional losses as much as possible. The focus is on orthostatism and the ability to wander with the use of prostheses and sockets [5, 6]. Studies of the movement analysis of a patient using a prosthesis aim to elucidate the mechanisms of movement control and strategies, as well as to analyze the behavior of the prosthesis and socket reaction forces in relation to the ground [7].

1.2 Analysis of Gait

The analysis of gait is one of the main points of the physiotherapeutic evaluation to identify the kinetic and kinematic alterations of an individual [8]. It provides information on the mechanics of the musculoskeletal system during the execution of motor tasks, on the joints, the forces exchanged with the environment, the loads transmitted through the body segments or through individual body tissues (muscles, tendons, fascias) and the muscular work [9].

In order to evaluate the function of both the muscles and joints involved in the movement of the body, it is necessary to also involve the clinical and physiological context of the individual in order to analyze the forces that are transmitted by all the structures involved, of the muscle and its position and instant orientation in a three-dimensional (3D) view [10].

1.3 Data Acquisition Equipment

A camcorder-based method with the aid of Qualisys Track Manager 1.6.0.x (QTM), which calculates the position of each mark in three dimensions, can be used to capture the walking signals. Some authors like [11] elucidate the advantages of the system of optical cameras that use surface markers to obtain the capture of the movement. This

method allows the visualization of the spatial position of the markers, and only then can the velocities, accelerations, angles and angular velocities be calculated during the gait cycle [12].

In order for the gait analysis to occur with the equipment mentioned above, it is necessary to determine the points where the reflexive markers will be coupled in the body of the individual. In the literature there is much controversy about the anatomical points that are used to perform the QTM collection and some scholars do not use a standard model for these collections. However, some authors make a study about this subject and find specific points of coupling of the markers and justify their motive. Based on these authors, the protocol was developed.

The anatomical points are located in the pelvis, thigh, leg and foot. They are easy to locate and this is done by inspecting and palpating the site based on the information presented by [13, 14]. The importance of the ideal location of these points occurs when the researcher is to analyze the articular axes and to make a realistic graphical representation of the bones. In addition, with the use of the ideal [10], the angles presented during the entire displacement of the individual and if this movement presents a value that fits the parameters of normality already elucidated in the reflexive markers, the investigator can calculate and estimate the linear displacement of the joints [9]. In addition to QTM, there are other ways of analyzing gait in amputated and non-amputated patients and the present article aims to verify this analysis and identify the main points of reflexive markers that are used by researchers to analyze gait.

2 Materials and Methods

This is an experimental study carried out at the University of Brasilia - UnB, in the Laboratory of Movement Analysis and Signal Processing located at the Center of High School 04 of Ceilândia - DF. The research is linked to the Faculty of Ceilândia, UnB's (FCE) campus in the satellite cities of Brasilia.

2.1 Data Acquisition

It has been approved by the Ethics Committee of the Faculty of Health Sciences of the University of Brasilia and is registered in opinion number: 1446986/16. In order to carry out the collections in each individual, all of them must sign the Free and Informed Consent Term (TCLE).

Inclusion criteria that was used for research was individual with transfemoral or transtibial unilateral amputation, aged between 20 and 50 years and accustomed to the use of a prosthesis. Exclusion factors were considered as individual with musculo-skeletal problems that would make data collection unfeasible; associated metabolic changes, such as diabetes, rheumatoid arthritis, and others that made it impossible to attend the research site and contribute to data collection.

4

2.2 Preparation for Data Acquisition

The equipment used is the Qualisys Track Manager (QTM) which contains a software responsible for capturing the images and signals that indicate the movement and angulation acquired by the joints during the whole movement of the body. Then the markers are placed in the individual. The sites where the markers will be coupled: Foot (Calcaneus, 1st metatarsus and 5th metatarsus), Leg (medial portion of the fibula, fibula head, lateral fibula malleolus and medial malleolus of the tibia), Knee (medial portion and lateral portion), Femur (proximal portion of the femur, major trochanter), Hip (EIAS, EIPS), Column (Penultimate lumbar vertebra).

Reflexive markers are the instruments used to capture the QTM signal and to identify the gait during the individual's ambulation. The places where the markers are placed should be specific and may subsequently provide data for analysis and formation of the angles that identify the movement of the lower limb.

For the collection of data and verification of the anatomical points previously identified in the articles by [10, 14 - 16] it was necessary to perform an inspection and palpation of the sites where the anatomical points are sought to place the markers and perform their placement. The markers were secured with a double-sided adhesive tape.

For the collection the individual used bathing suits, according to Fig. 1, which allowed that the visualization of the member and placement of the markers occurred in a more reliable way to the one proposed by the mentioned authors. It is important to point out that always at the beginning of the collection the placement of the markers was done systematically by the same person in order to reduce the variability of their location among the individuals of the research.

We used 08 Oqus MRI cameras that will capture the movement of the markers coupled to the subject's skin and, in addition, will be filmed through a specific camera, called Oqus Video, which will record the whole walking process. The Fig. 2 illustrates the location where the data was collected.

The second step was to instruct the volunteer to walk barefoot at a predetermined speed and to be comfortable for him and enable him to perform his usual gait with speed and cadence used daily [17]. This will happen on a wooden platform of rubber and approximately 2.5 meters. It was also guided a period of practice for the individual to become familiar with the environment and walk as natural as possible. At the sign of the researcher, the individual will begin to wander without interruption during the five laps, which corresponds to 1 minute approximately.

5



Fig.1. Source of authors: Placement of reflexive markers



Fig. 2. Source of the authors: Laboratory of analysis of gait and signal processing – FCE

2.3 Experimental Design

The collected data were stored in MatLab and later analyzed to find the angles and axes that will illustrate the gait process of the individual.

After the data collection will be done the statistical treatment of the same. A descriptive analysis of the collected data was carried out, evidencing mainly the stand-

6

ard deviation and the variance. The collection was performed three times and all these data were reported in the descriptive table. After the three collections, data from the best collection were considered for the results.

2.4 Results

The protocol has already been defined and according to the results found and after analysis it will be necessary to better define the marker points initially stipulated in the protocol and better reposition the cameras so that the next collections occur with the least possible noise. The delimitations found were the following: positioning of the cameras and the markers. It is expected that changes in this point of the methodology will imply in an improvement of the protocol for the continuation of data collection and analysis of gait data. The Fig. 3 to 7 show data acquisition of the knee where it can be observed much noise in the signal and failures in the processing of the same ones. Some signs have already been satisfactory, such as in the metatarsus, calcaneus, but it was not possible to analyze more than one pass, which would also make it impossible to proceed with the protocol (Fig. 3 to 7 generated after using Open Gait Analytics software).

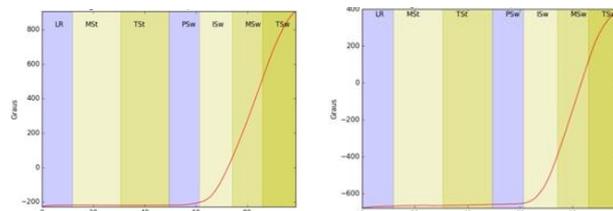


Fig. 3. Progression of the fifth metatarsal Left and Right head with Percent of gait cycle.

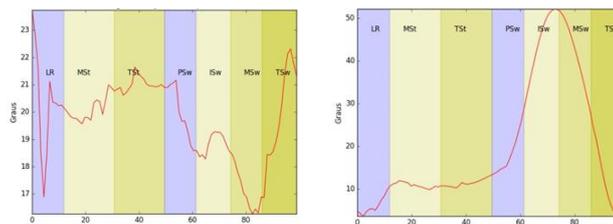


Fig. 4. Angles of the left knee with percentage of the gait cycle.

7

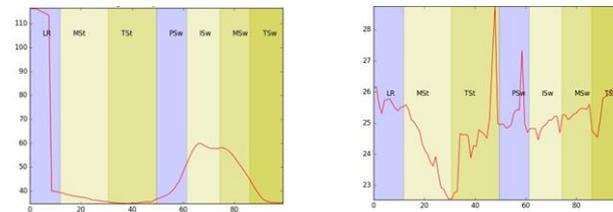


Fig. 5. Angles of the right knee with percentage of the gait cycle.

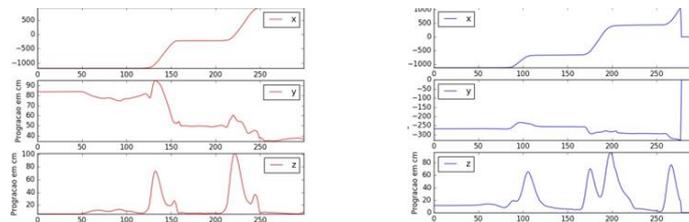


Fig. 6. Head of the fifth left and right metatarsal

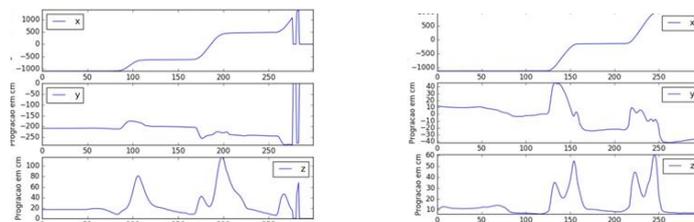


Fig. 7. Head first metatarsal right and left

You can see changes in plotted graphs. The records present distortions and noise, and the authors have identified some problems that involve the reasons for the noises occurring. One of them is the proximity of the markers that causes the signals to have interferences between the points collected; poorly positioned cameras that do not

8

capture the markers on the subject's body; blockage of the signal due to the positioning of the marker in front of the marker (it may be the individual's own body or even the walking aid instrument such as the walking stick).

According to [12] a noise is an event that disturbs the correct transmission of the messages and information that need to be transmitted and the researchers need to eliminate to the maximum to obtain a good result in the collection. The signals receive some classifications, being able to be of the thermal type, induced, impulsive crosstalk. Noises are caused by external or internal factors. And external factors are those that most need to be avoided and eliminated to the maximum. In this way, avoid the transmission of lost signals and information.

In this way, for [18-20], the objective of the gait analysis is to relate in a database information that can characterize the human gait and with the aid of statistical tools all this is possible. The consequence is the definition and standardization of the various types of human march through the aid of these statistical tools and the inclusion of their own spaces, spatio-temporal information, time series and silhouettes during gait analysis.

3 Conclusion

Determining the points where the reflexive markers will be coupled for use in the collection of gait analysis was the initial proposal of the article. After the research in pioneering studies and references that clearly and lucidly showed the anatomical aspects and the positioning of each point it was possible to reproduce which was assimilated from the articles researched as a basis, to create and adapt to a protocol idealized by the authors of the research.

The study became feasible and ideal for future collections and analyzes that will encourage researchers of these articles. Many others to work on this protocol and analyze not only the human gait, but several other movements performed by the lower limbs, such as sports gesture. The study was also positive so that future researchers who are interested in identifying the ideal points of the MMSS can use the same theoretical framework and the analyzes used in this study.

4 Conflict of Interests

The authors declare that there is no conflict of interests with this paper.

5 Acknowledgements

The first author would like to thank Laboratory of Movement Analysis and Signal Processing - High School 04 of FCE-UnB - Ceilândia - DF

References

1. Carvalho, A. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 2003.
2. Barbosa, M.P. Amputação transfemoral e desarticulação do joelho. IN: Pedrinelli, A. Tratamento do paciente com Amputação. São Paulo: Roca, 2004. Cap.14. p.113-119.
3. Teixeira, M.F. A atuação da fisioterapia no paciente com amputação transfemoral unilateral. Trabalho de conclusão de curso. Rio de Janeiro, 2008.
4. Matsumura, A. D., Resende, J.M., Chamilian, T.R. Avaliação pré e pós protética da circunferência dos cotos de amputados transtibiais. Acta Fisiátrica, volume 20, número 04. Dezembro, 2013.
5. Blumentritt S., Schmalz T., Jarasch R. Significance of static prosthesis alignment for standing and walking of patients with lower limb amputation. Orthopade. 2001; 30 (3):161-8.
6. Culham E.G., Peat M., Newell E. Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion. Prosthet Orthot Int. 1986; 10 (1):15-22.
7. Soares A.S.O.C., Serrão J.C., Amadio A.C. Características eletromiográficas e dinâmicas da marcha de amputados transtibiais com a utilização de calçados esportivos. Braz J Biomech 2003;4(1):55-61.
8. Toro, B; Nester C.J.; Farren P.C. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. Arch Phys Med Rehabil 2003 84:1878- 84.
9. Capozzo, A., La Croce, U., Leardini A.; Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. Gait Posture 2005 v.21, n.2, 186-96.
10. Capozzo, A., Catani, F., Croce, U., Leardini, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics Vol. 10, No. 4, pp. 171- 178, 1995.
11. Grip, H., Hager, C. A new approach to measure functional stability of the knee based on changes in knee axis orientation. Journal of Biomechanics, v. 46, n. 5, p. 855–862, 2013.
12. Lima, R.A. Implementando um software como serviço para análise e simulação de marcha humana. Dissertação de mestrado. Universidade de Brasília – UnB. Brasília, 2015.
13. Hoppenfeld S. Physical Examination of the Spine and Extremities. East Norwalk, CT, USA: Appleton Century Crofts, 1976.
14. Benedetti M.G., Cappozzo A., Catani F., Leardini A. Anatomical Landmark Definition and Identification. CAMARC II Internal Report; 1994.
15. Collins, T. D., Ghoussayni, S. N., Ewins, D. J., Kent, J. A. A six degrees-of freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. Gait & Posture, v. 30, p. 173–80, 2009.
16. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E. Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. Journal of Orthopaedic Research 8383-392 Raven Press, Ltd., New York, 1990.

10

17. Hubley-Kozey, C.L., Deluzio, K.J., Landry, S.C., Mcnutt, J.S., Stanish, W.D. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*, v. Oct. 2005.
18. Mafra, N.R. Processamento de Sinal na Avaliação Clínica da Marcha Humana. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
19. Carvalho, J. A. Avaliação funcional dos pacientes amputados. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 2003. 2 ed. Cap. 10. p. 143- 164.
20. Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini A., Pignotti, E., Giannini, S. Data management in gait analysis for clinical Applications. *Clinical Biomechanics* Vol. 13, No. 3. pp. 204-215, 1008, 1998.

ANEXO F – ARTIGO COMPLETO COBEC 2017

Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica - ISBN: 978-85-5722-065-2 - DOI: 10.29327/cobecseb.79011

ANÁLISE COMPARATIVA DE ESTUDOS SOBRE MARCHA HUMANA EM PACIENTES AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR: REVISÃO DA LITERATURA

G. A. Oliveira*, G. S. L. Souza*, V. R. F. S. Marães** e L. M. Brasil*

* Universidade de Brasília, Faculdade do Gama (UnB/FGA), Brasília, Brasil

** Universidade de Brasília, Faculdade de Ceilândia (UnB/FCE), Brasília, Brasil
e-mail: gabiataides@hotmail.com & gilmarlucena@gmail.com

Resumo: Diversas são as formas de se avaliar a marcha humana e muitos estudos evidenciam que para cada objetivo uma forma de avaliar a marcha é encontrada. Com o intuito de identificar as essas formas encontradas na literatura o presente artigo tabulou essas informações e fez uma análise comparativa entre elas. Foram pesquisados artigos nas bases de dados como *Bireme*, *IEEE*, *Medline* e *Scielo*, encontrando um total de 148 artigos. Dos 148 artigos encontrados sobre marcha humana somente 18 foram utilizados para o estudo proposto, visto que nem todos se tratavam de pacientes amputados e nem todos que estudaram os amputados analisaram somente o membro inferior. De acordo com os artigos observou-se que existem formas diferenciadas de captar a marcha humana e se tratando de amputados a precisão e a utilização de equipamentos que deem dados mais precisos fará toda diferença para os resultados do tratamento do paciente. E, dessa forma fica claro que o sucesso do tratamento depende de vários fatores como uma reabilitação, disciplina do paciente e equipamentos eficientes. Além disso, a análise da marcha através de instrumentos precisos ajudará nesses resultados satisfatórios.

Palavras-chave: Amputados, marcha, captura de movimento.

Abstract: *There are several ways of evaluating human gait, and many studies show that for each goal a way to assess gait is found. In order to identify those forms found in the literature the present article tabulated this information and made a comparative analysis among them. Articles were searched in databases such as Bireme, IEEE, Medline and Scielo, finding a total of 148 articles. Of the 148 articles found on human gait only 18 were used for the proposed study, since not all were amputated patients and not all who studied the amputees analyzed only the lower limb. According to the articles, it was observed that there are different ways of capturing human gait and, in the case of amputees, the accuracy and use of equipment that gives more precise data will make a difference to the results of the patient's treatment. And so it is clear that the success of treatment depends on several factors such as rehabilitation, patient discipline and efficient equipment. In addition, gait analysis through precise instruments will help in these satisfactory results.*

Keywords: *Amputees, gait, movement capture.*

Introdução

As amputações de membros são práticas realizadas desde muito tempo atrás sendo, talvez, as cirurgias mais antigas realizadas na história da medicina [1]. A palavra amputação deriva do latim e possui o seguinte significado: *ambi*= ao redor de/em volta de e *putatio*= podar/retirar. Pode-se definir amputação como sendo a retirada total ou parcial de um membro através de procedimento cirúrgico [1][2].

Um dos objetivos da reabilitação de um paciente amputado é a melhora na qualidade de vida e na mobilidade, sendo que esta por sua vez está relacionada a vários fatores que incluem força, agilidade, equilíbrio, condições do coto, aspectos físicos e de condicionamento. Para atingir esse objetivo uma das medidas é promover uma marcha humana mais fisiológica para o paciente amputado fazendo que ele possa ter o máximo de autonomia possível nas suas atividades de vida diária.

Dessa forma, estudar a marcha contínua é padrão ouro para saber as alterações cinéticas e cinemáticas de um indivíduo [3]. Ela traz informações sobre a mecânica do sistema músculo-esquelético durante a execução de tarefas motoras, com informações sobre as articulações, as forças trocadas com o ambiente, as cargas transmitidas através dos segmentos corporais ou por tecidos corporais individuais (músculos, tendões, fâscias) e o trabalho muscular [4].

O indivíduo com amputação possui uma marcha atípica, geralmente não possui um padrão suave e simétrico, tendo visivelmente um aumento do deslocamento vertical e lateral do seu centro de massa, o que aumentará o custo metabólico e energético do indivíduo. Uma das alterações da marcha que se pode verificar é nas propriedades da inércia do membro inferior e a diminuição do torque e da força interna gerada pelo membro amputado. Esse é hoje um dos maiores problemas no processo de amputação e colocação de prótese de um paciente [5].

A prótese utilizada pelo indivíduo permite que ele obtenha uma imagem corporal bem parecida com a normal e isso o ajudará a desenvolver confiança e melhorar suas habilidades físicas, contribuindo assim para sua mobilidade (marcha humana) utilizando a prótese [5].

Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica - ISBN: 978-85-5722-065-2 - DOI: 10.29327/cobecseb.79011

Com o intuito de analisar as várias formas de captação da marcha e das angulações que as articulações adquirem para identificar possíveis alterações e modificá-las para uma melhora do tratamento de um indivíduo, o presente estudo tem o objetivo de analisar as formas encontradas na literatura de captação da marcha e contribuir para os tratamentos pré e pós-operatório de pacientes que realizam amputação de um ou dos dois membros inferiores.

Materiais e Métodos

A metodologia tratada neste artigo de revisão bibliográfica sistemática de artigos científicos foi dividida em três partes: busca e coleta, triagem e mineração dos dados e a tipificação dos meios de captura de movimento dado o tipo de amputação.

Na primeira parte, foi montado um mecanismo de busca tendo como base de dados consultas em: *Pubmed, Bireme, Scielo, IEEE, Elsevier, Medline*, de artigos com publicação compreendidos entre os anos de 2007 a maio 2017. Foram aplicadas buscas nas línguas portuguesa, inglesa e espanhola, utilizando as palavras chaves: amputados, marcha e movimento em suas respectivas línguas.

Na etapa seguinte de triagem e mineração dos dados foram selecionados artigos sob critérios de inclusão e exclusão. Para critérios de inclusão utilizou-se artigos de pacientes amputados de somente um membro ou de ambos, com uma forma específica de captação dos sinais da marcha humana e seus resultados, artigos de estudos clínicos, artigos nos idiomas procurados. Para critérios de exclusão não foram selecionados os artigos que não relatem a captação de sinal para a empregabilidade procurada neste artigo, sem especificação do método de análise utilizado, revisões bibliográficas.

Na última parte os artigos foram tipificados em relação ao meio de captura de movimento, perfil dos pacientes, objetivos da coleta, métodos e resultados.

Dos artigos encontrados nas plataformas de pesquisa alguns foram descartados, pois eles não se enquadravam na proposta sugerida pelo artigo, que é investigar a captação da marcha em pacientes amputados de membro inferior. Dos 148 artigos encontrados somente 18 (dezoito) foram utilizados para a tabulação dos dados.

Resultados

Após a leitura dos artigos foram constatados alguns métodos de captura de marcha. Alguns utilizavam câmeras digitais, filmadoras e softwares e outras utilizavam plataformas de força, eletroencefalógrafos, sensores artificiais e marcadores reflexivos com a utilização do MOCAP - *Motion Capture*, que se refere a técnicas de reconhecimento do movimento de objetos, bem como também é um conjunto de artifícios usado para mapear e reproduzir deslocamentos em objetos ou seres vivos [20][21].

Após a tabulação dos dados foi possível ter uma visão clara sobre todos os métodos encontrados nos artigos pesquisados. A Tabela 1 indica os artigos estudados e a forma de captação da marcha que foi utilizada para a análise desses pacientes amputados.

Tabela 1: Instrumentos de captação da marcha humana utilizados por pesquisadores (Tabulação de dados).

Instrumento de Captação da Marcha	Artigos
EMG e sensores	[13] [14] [15]
Acelerômetros	[16]
Plataforma de força	[22]
Sistemas de câmeras fotográficas	[18] [19]
MOCAP, marcadores reflexivos, e software	[6] [7] [8] [10] [11] [12] [20] [21] [26]

Discussão

A análise da marcha em amputados vem sendo muito pesquisada visto que a qualidade de vida desses pacientes é, hoje em dia, uma meta a se alcançar por vários profissionais que trabalham com esses indivíduos, dentre esses profissionais estão os médicos, os fisioterapeutas, os terapeutas ocupacionais e aquelas pessoas que estão na área comercial e visam sempre à melhora na qualidade dos produtos que ofertam à essas pessoas. Para que a oferta seja eficiente é necessário o avanço em pesquisas que atestem a qualidade de próteses, soquetes, encaixes, joelhos hidráulicos e afins.

De acordo com seis autores, dentre eles [6]-[11] o método de captura da marcha foi realizado através de câmeras fotográficas digitais com iluminação e com o auxílio de marcadores passivos aderidos à pele. Sensores capturavam os movimentos das articulações e as movimentações do corpo. Nesse caso utilizaram também um *software* para a análise dos dados coletados. Os resultados sob a análise da marcha foram encontrados conforme perspectiva que os autores a idealizaram, ou seja, suprimindo a necessidade deles, conseguindo, portanto atingir o objetivo proposto pelo artigo. A captura de imagens e a utilização do software foram suficientes para que as conclusões do artigo fossem relatadas.

De acordo com [9], a análise da marcha de amputados apresenta várias dificuldades devido à população estudada ser muito diversa e os motivos da amputação ser muito variado e apresentar diversos níveis de amputação. Além disso, de acordo com a idade do paciente ele vai apresentar uma expectativa diferente do resultado do tratamento, ou seja, em geral um idoso necessitará somente adquirir as habilidades para as atividades de vida diária. Já o paciente jovem em muitos dos casos buscará uma reabilitação e uma eficiência da

marcha para a prática de esportes ou para uma maior habilidade e independência no dia-a-dia.

Um fato relatado em todos os artigos e descrito bem por [12] é que os indivíduos amputados apresentaram uma marcha com velocidade diminuída, ou seja, tanto comprimento da passada quanto a cadência. Além disso, o autor ainda conclui que, na literatura, as marchas dos indivíduos amputados são dificultosas e os pacientes se sentem inseguros ao realizar descarga de peso com o membro inferior que está protetizado.

Dessa forma, foi possível notar a vasta utilização do MOCAP nos artigos listados na Tabela 1, ao qual, justificado o uso em [12] por ser um sistema de processamento de imagens ideal para os indivíduos tratados naquela pesquisa. Assim, o MOCAP é um conjunto de câmeras de infravermelho, baseada em marcadores reflexivos, ou seja, estas captam somente as coordenadas produzidas por estes marcadores, gerando assim uma grande vantagem nos itens coletados, dado que a identificação e reprodução automática das coordenadas em três dimensões poderão ser tratadas num software específico, com mais precisão nos movimentos coletados [26].

Outros autores, [13][16] utilizaram acelerômetros piezoelétricos e eletroneuromiógrafos associados a softwares e sensores artificiais. Essas foram outras formas encontradas na literatura de captação da marcha humana e pode-se notar que a opção por uma ferramenta mais precisa como as utilizadas pelos artigos citados foi a melhor opção encontrada para a captação eficiente dos amputados utilizados nos estudos dos autores a cima.

No estudo de [16] foram utilizados dois acelerômetros piezoelétricos uniaxiais com fundo de escala +7G, sensibilidade de 952,1 mV/g, transversal < 5%, faixa de frequência de 0,4 a 0,6 kHz, com dimensões 1x1x1 cm e massa 4,6g (*Briel & Kjaer* modelo *Deltatron®* 4507 B 005). Para a coleta dos dados foi utilizado o *software G-Power v0.4b* configurado para aquisição de dados à 1000 Hz. O objetivo do autor era medir o impacto mecânico em dois locais diferentes das próteses de um sujeito com amputação bilateral transtibial durante a marcha na fase de contato inicial, em um sujeito do sexo masculino, 24 anos, 73,7 kg, estatura 1,75 cm amputado transtibial bilateral há 6 anos chegando ao resultado que os valores dos picos de aceleração foram maiores que os encontrados na marcha de sujeitos não amputados o que concluí que sujeitos com amputação bilateral recebam maiores impactos nas articulações e consequentemente nos cotos.

Em outro estudo como o de [13], os sinais foram capturados com a utilização de Eletromiografia – EMG. O Eletromiógrafo utilizado foi o EMG-USB *Multichannel Surface Emg Acquisition System* de 128 canais e *Software OT BioLab 1.8* (Turim, Itália). A coleta foi realizada em voluntários com amputação transfemorais. O objetivo do trabalho do autor foi a confecção de uma matriz de eletrodos que se adaptasse a coxa de pessoas com os membros intactos para a realização do mapeamento dos músculos para um futuro

controle de próteses ativas. O sinal foi capturado do bíceps braquial. O trabalho do autor demonstrou que foi possível produzir eletrodos com um custo muito menor do que os que são comprados no exterior e com uma qualidade igual ou superior a esses eletrodos. A utilização da impressora 3D se mostrou viável, pois melhorou a qualidade e a durabilidade do eletrodo. A flexibilidade do eletrodo pode ser alterada de acordo com o local onde se deseja coletar o sinal alterando apenas as propriedades da impressão.

Ainda com a utilização do EMG e associada a sensores artificiais, o estudo de [17], teve como objeto de estudo analisar a contribuição da EMGs na avaliação de musculaturas de amputados transfemorais, bem como a eficiência de aquisição dos sinais coletados como miosensores no controle de membros artificiais ativos, comparando o grupo de amputados transfemorais a um grupo controle. Foram selecionados os músculos do quadril, da perna sadia e do coto residual, sendo eles: reto femoral (RF), semitendinoso (ST), além de musculaturas paravertebrais e bíceps femoral (BF). Como resultado o autor obteve a determinação do padrão de amplitude (RMS) e frequência mediana (Fmed) dos sinais eletromiográficos para os amputados e também possibilitou a mensuração do pico médio de torque (PMT) desses músculos para futuras análises no controle membros artificiais.

É de se salientar que há uma diferenciação na captura da marcha humana quando se fala em nível de amputação. Quando a amputação é no nível da coxa (transfemorais) as debilidades encontradas são maiores, ou seja, há uma visível diminuição do equilíbrio e da percepção de espaço do indivíduo. Já quando a amputação é no nível da perna (transtibial) as debilidades existem também, porém são amenizadas em comparação ao nível transfemoral. Isso fica claro quando o autor [18] cita em seu artigo que há uma alteração visível de alinhamento postural tanto nos indivíduos com amputação transfemoral quando em indivíduos com amputação transtibial, mas há uma diferença entre eles, sendo uma perda menor nos indivíduos com amputação transtibial.

Conclusão

Este artigo teve como objetivo analisar as formas de captura da marcha humana em amputados de um ou dos dois membros inferiores, ao qual, o estudo buscou contribuir para os tratamentos pré e pós-operatório de pacientes que realizam tal amputação de membros inferiores.

Dos instrumentos de captura de imagem, em sua grande maioria, fizeram uso do MOCAP ou de marcadores reflexivos e software, em contrapartida, outros trabalhos utilizavam plataformas de força, eletroneuromiógrafos, sensores artificiais e marcadores reflexivos.

Os resultados encontrados nos artigos selecionados permitem chegar a algumas conclusões, isto é, a utilização do MOCAP para a análise cinemática dos

Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica - ISBN: 978-85-5722-065-2 - DOI: 10.29327/cobeceseb.79011

membros inferiores de amputados mostrou-se adequada e viável, uma vez que os indivíduos nesta situação precisam de um atendimento e análises especializadas, ao qual o fisioterapeuta exerce função primordial na equipe multidisciplinar atuante na reabilitação do paciente amputado. A captura de movimento com o uso de EMG depende do uso de eletrodos específicos que, por serem caros, podem onerar os estudos nesta área. Contudo, é possível a construção de baixo custo.

Os resultados obtidos com o uso de sensores artificiais, acelerômetros piezoelétricos uniaxiais [16], podem ser bem promissores e viáveis. A falta de estudos em amputados ainda dificultam uma análise mais apurada, ao qual seria possível verificar sua real utilização como mais um meio de captura de movimento para amputados, dado que é uma tecnologia de baixo custo, isto é, crescentes avanços permitiram menores custos e dimensão, maior leveza e menor consumo de energia [23], o que poderá ser um atrativo aos pesquisadores.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio dos Laboratórios de Informática em Saúde (LIS) da FGA-UnB e de Análise do Movimento Humano e Processamento de Sinais da FCE-UnB, os quais contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho.

Referências

- [1] Carvalho JA. Avaliação funcional dos pacientes amputados. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 2003.
- [2] Barbosa MP. Amputação transfemorais e desarticulação do joelho. Tratamento do paciente com Amputação. São Paulo: Roca, 2004.
- [3] Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. Arch Phys Med Rehabil, 2003.
- [4] Cappozzo A, La Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. Gait Posture, 2005.
- [5] Barauna M. Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. Brazilian journal of physical therapy, 2006.
- [6] Stançani J. Análise comparativa da marcha com três joelhos protéticos diferentes, em amputado transfemorais esquerdo. Fisioterapia Brasil - Volume 14 - Número 5 - setembro/outubro de 2013.
- [7] Ribas DIR. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. Rev Bras Med Esporte, 2007.
- [8] Estevão RJO. Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial Endoesquelética. Universidade de Aveiro. 2009.
- [9] Prada LM. Análise cinemática da marcha de amputados transfemorais pré e pós a aplicação de um protocolo de reabilitação. Ribeirão Preto, 2014.
- [10] Chamlian TR. Functional outcome and gait prognosis on the lower limb amputee. Acta Fisiatr. 2013.
- [11] Stançani J. Comparative analysis of gait with three different prosthetic knees, in patient with left transfemoral amputation. Universidade do Sagrado Coração – USC, Bauru, 2013.
- [12] Ferreira AEK. Kinematic gait analysis of transtibial amputees: comparison of vacuum and KBM prosthetic fittings. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.
- [13] Silva JPL. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície. Universidade de Brasília – DF. Brasil. 2014.
- [14] Sousa ASP. Análise da marcha baseada em uma correlação multifatorial. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2008.
- [15] Delis AL. Algoritmo de estimação do ângulo do joelho para controle mioelétrico. Universidade de Brasília – Brasília-DF. Brasil. 2008.
- [16] Oliveira TP. Mechanic impact analysis in the prostheses of a bilateral lower-limb amputee during the gait. Fisioterapia e Pesquisa. São Paulo, 2011.
- [17] Alves CG. Avaliação Eletromiográfica De Amputados Transfemorais Para Ativação De Membros Artificiais. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Brasília, 2013.
- [18] Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. Gait & Posture. Göttingen, 2002.
- [19] Monteiro RCRV. Dinâmica do aparelho locomotor em sujeitos amputados e não-amputados do membro inferior. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, 2008.
- [20] Prim GS. Modelo de análise de equilíbrio utilizando sistema de captura de movimentos. Universidade Federal de Santa Catarina. Brasil. 2016.
- [21] Sousa DSS, Tavares JMRS. Análise de soluções comerciais para seguimento e análise da marcha. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2006.
- [22] Rodrigues DE. Influence Analysis of Prosthetic Foot Alignment in Transtibial Amputees' Gait. UNOPAR Cient Ciênc Biol Saúde, 2011.
- [23] Gomes PCR, Fernandes LAF. Sistema óptico de captura do movimento humano 2d, sem utilização de marcações especiais. In III Congresso Brasileiro de Computação. Anais. Univali. Itajaí, SC, 2003
- [24] Gomide JVB. Captura digital de movimento no cinema de animação, 2006.
- [25] Barbosa CPFM. Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha. 2011.
- [26] Suaide ALAP. Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral. 2008.

Apêndices

APÊNDICE A – ALGORITMO DE CAPTURA DE DADOS IMU)

```
#!/usr/bin/env python3
# -*- coding: utf-8 -*-
"""
Created on Fri Jun 29 09:31:48 2018

@author: eduardo-ssr
"""

import sys
import serial
import glob
import os
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import matplotlib.gridspec as gridspec
from drawnow import drawnow
from time import sleep
from datetime import datetime

read1 = []
read2 = []
read3 = []
read4 = []
read5 = []
read6 = []
read7 = []

acelX = []
acelY = []
acelZ = []
gyroX = []
gyroY = []
gyroZ = []

constant_Calib_Acel = (16384/9.81)
constant_Calib_Gyro = 131

t=0

os.system('clear')
print ("==== Lista de dispositivos USB =====")
serial_ports = glob.glob('/dev/ttyUSB*')
while(len(serial_ports)==0):
    print ("Conecte o Arduino...\n")
    sleep(5);
    serial_ports = glob.glob('/dev/ttyUSB*')

for i in range(len(serial_ports)):
    print (i, " - ", serial_ports[i])
    port = input("Escolha a porta do Arduino (e.g. 0): ")

ser = serial.Serial(serial_ports[int(port)], 115200,timeout=1)
```

```

def main():
    global contador
    global t
    global constant_Calib_Acel
    global constant_Calib_Gyro

    if ser.is_open:
        print("Comunicação Serial Estabelecida.\n")
    else :
        print("Erro na Comunicação Serial.\n")

    while(t==0):
        sleep(3)
        print(ser.readline().decode("utf-8"))
        print("\n")
        print("Intervalos de leitura: \n")
        print("0 ----> +- 250 deg/s e +- 2g\n")
        print("1 ----> +- 500 deg/s e +- 4g\n")
        print("2 ----> +- 1000 deg/s e +- 8g\n")
        print("3 ----> +- 2000 deg/s e +- 16g\n")

        command = (input("Escolha o intervalo de leitura (e.g. 0): "))

        sleep(1.8)

        if command == '0':
            ser.write(b'0')
            constant_Calib_Acel = (16384/9.81)
            constant_Calib_Gyro = 131
            t = 1
        elif command == '1':
            ser.write(b'1')
            constant_Calib_Acel = (8192/9.81)
            constant_Calib_Gyro = 65.5
            #sleep(2)
            t = 1
        elif command == ('2'):
            ser.write(b'2')
            constant_Calib_Acel = (4096/9.81)
            constant_Calib_Gyro = 32.8
            #sleep(2)
            t = 1
        elif command == ("3") :
            ser.write(b'3')
            constant_Calib_Acel = (2048/9.81)
            constant_Calib_Gyro = 16.4

            t = 1
        else:
            print("Comando inválido, tente outro.\n")
            t = 0

```

```
input("Pressione 'Enter' para iniciar a leitura e \"Ctrl+C\" para pausar: \n")
```

```
while(True):
    try:
        line = ser.readline().decode("utf-8")

        print(line)
        try:
            entry = line.split("\t")
            AcX = np.float(entry[0])
            AcY = np.float(entry[1])
            AcZ = np.float(entry[2])
            temp = np.float(entry[3])
            Gx = np.float(entry[4])
            Gy = np.float(entry[5])
            Gz = np.float(entry[6])

            ACX = AcX/constant_Calib_Acel # entre--20 m/s2 e + 20 m/s2
            ACY = AcY/constant_Calib_Acel # entre--20 m/s2 e + 20 m/s2
            ACZ = AcZ/constant_Calib_Acel # entre--20 m/s2 e + 20 m/s2

            Temp = temp/340.00 + 36.53

            GX = Gx/constant_Calib_Gyro # entre +250°/s e -250°/s
            GY = Gy/constant_Calib_Gyro # entre +250°/s e -250°/s
            GZ = Gz/constant_Calib_Gyro # entre +250°/s e -250°/s

            read1.append(AcX)
            read2.append(AcY)
            read3.append(AcZ)
            read4.append(Gx)
            read5.append(Gy)
            read6.append(Gz)
            read7.append(temp)

            acelX.append(ACX)
            acelY.append(ACY)
            acelZ.append(ACZ)
            gyroX.append(GX)
            gyroY.append(GY)
            gyroZ.append(GZ)

        except (ValueError):
            print("Erro de valor.")
            pass

    except (KeyboardInterrupt):
        now = datetime.now()
```

```
print ("Voce pressionou Ctrl+C para interromper este programa! Seus dados foram salvos
em 'Dados_%.csv'"%(str(now)[:7]))

ser.close()

plt.plot(accelX, "-r")
plt.plot(accelY, "-g")
plt.plot(accelZ, "-b")
plt.xlabel("Tempo (ms)");
plt.ylabel("Aceleração (m/s²)");
plt.show()

plt.plot(gyroX, "-r")
plt.plot(gyroY, "-g")
plt.plot(gyroZ, "-b")
plt.xlabel("Tempo (ms)");
plt.ylabel("Velocidade Angular (°/s)");
plt.show()

x = np.vstack((read1,read2,read3,read4,read5,read6,read7))
y = np.vstack((accelX,accelY,accelZ,gyroX,gyroY,gyroZ))

np.savetxt('Dados_Brutos_%.csv'%(str(now)[:7]), np.transpose(x), delimiter=',')
np.savetxt('Dados_Fisicos_%.csv'%(str(now)[:7]), np.transpose(y), delimiter=',')
break
if __name__ == "__main__":
    main()
```