



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

GUSTAVO RIBEIRO PORPINO ESTEVES

**UTILIZAÇÃO DE REALIDADE VIRTUAL PARA ANÁLISE E REABILITAÇÃO DE
PACIENTES PÓS AVE**

Recife

2020

GUSTAVO RIBEIRO PORPINO ESTEVES

**UTILIZAÇÃO DE REALIDADE VIRTUAL PARA ANÁLISE E REABILITAÇÃO DE
PACIENTES PÓS AVE**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Recife

2020

Catálogo na fonte
Bibliotecário Gabriel Luz, CRB-4 / 2222

E79u Esteves, Gustavo Ribeiro Porpino.
Utilização de realidade virtual para análise e reabilitação de
pacientes pós AVE / Gustavo Ribeiro Porpino Esteves – Recife, 2020.
93 f.: figs., tabs., abrev. e siglas.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco.
CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2020.
Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Fisioterapia. 3. Realidade virtual. 4. Jogo
sério. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG / 2021 - 119

GUSTAVO RIBEIRO PORPINO ESTEVES

**UTILIZAÇÃO DE REALIDADE VIRTUAL PARA ANÁLISE E REABILITAÇÃO DE
PACIENTES PÓS AVE**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Aprovada em: 15 / 01 / 2020.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Juliano Bandeira Lima (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Marcílio André Félix Feitosa (Examinador Externo)
Universidade de Pernambuco

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Maria das Graças Wanderley de Sales Coriolano (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

RESUMO

O acidente vascular encefálico é a segunda maior causa de morte ao redor do mundo. Sua incidência aumenta com a idade e aqueles indivíduos que sobrevivem costumam apresentar sequelas que afetam diretamente sua qualidade de vida. Um dos tratamentos mais comuns para a reabilitação de membros superiores e inferiores, que tiveram sua mobilidade reduzida após um AVE, é a fisioterapia. Dentre as técnicas fisioterápicas muitas vezes o paciente deve fazer movimentos repetitivos o que desestimula a adesão ao tratamento. Outra técnica consiste em utilizar um espelho que irá refletir os movimentos do membro não afetado, auxiliando na recuperação do membro afetado, devido a plasticidade cerebral, conhecida como técnica do neurônio espelho. Este trabalho tem como foco o desenvolvimento de um sistema, capaz de auxiliar na reabilitação de pessoas que ficaram com enfermidades nos membros inferiores, após um AVE. O sistema se baseia nas técnicas de reabilitação fisioterapêutica, na técnica do neurônio espelho e no estímulo gerado pelos jogos virtuais. Trata-se de um equipamento de realidade virtual imersiva, no qual o paciente utiliza um óculos capaz de gerar a sensação de imersão em um cenário. Dessa forma, o paciente visualiza membros inferiores virtuais, chutando uma bola em direção a uma barra de futebol, de acordo com sinais de eletromiografia captados por um equipamento desenvolvido, neste trabalho, para tal finalidade. Para a detectar as contrações, o equipamento utiliza a transformada rápida de Fourier no sinal de EMG, para escolher qual frequência será utilizada para detectar as contrações musculares, evitando ruídos. Em testes com pacientes o sistema foi bem aceito, não gerando desconfortos e proporcionando sensação de imersão, com o membro virtual respondendo adequadamente. Foram desenvolvidos tanto um *hardware* baseado em um amplificador operacional de instrumentação, quanto um *firmware* utilizando FFT, bem como na parte do jogo, foi desenvolvido todo o ambiente virtual e rotinas de comando que proporcionaram imersão e motivação para executar os exercícios.

Palavras-chave: Fisioterapia. Realidade virtual. Jogo sério.

ABSTRACT

Stroke is the second leading cause of death worldwide. Their percentage increases with age and individuals who survive tend to have sequences that directly affect their quality of life. One of the most common procedures for the rehabilitation of upper and lower limbs, which had reduced mobility after a stroke, is physical therapy. Among the physiotherapy techniques, the patient must often make repetitive movements or discourage treatment adherence. Another technique is to use a mirror that reflects the movements of the unaffected limb, assisting in the recovery of the affected limb, due to brain plasticity, known as the mirror neuron technique. This work focuses on or develops a system, capable of assisting in the rehabilitation of people who have had lower limb diseases after a stroke. The system is based on physiotherapeutic rehabilitation techniques, the mirror neuron technique and the stimulus generated by virtual games. It is an immersive virtual reality device, without which patient wearing glasses can generate the sensation of immersion in a setting. In this way, the patient visualizes virtual lower limbs, kicking a ball towards a soccer bar, according to electromyography signals captured by equipment developed, in this work, for such use. To detect as contractions, the equipment uses a fast Fourier transformation with no EMG signal, to choose which frequency will be used to detect muscle contractions, avoiding noise. In tests with patients, the system was well accepted, generating no discomfort and damage caused by immersion, with the virtual member responding to requests. We developed both hardware based on an operational instrumentation amplifier and firmware using FFT, as part of the game, it was developed for the entire virtual environment and command routines that provide immersion and motivation to perform the exercises.

Keywords: Physiotherapy. Virtual reality. Serious Game.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Número de publicações sobre realidade virtual ao longo dos anos..	14
Figura 2 –	Tipos de AVE: hemorrágico e isquêmico.....	18
Figura 3 –	Lokomat, equipamento que utiliza biofeedback no tratamento de pacientes.....	20
Figura 4 –	Atividade muscular controlada pelos neurônios motores.....	21
Figura 5 –	Aplicação de técnica fisioterapêutica utilizando neurônio espelho...	22
Figura 6 –	Gráficos de base, o superior é o resultado da soma dos gráficos inferiores.....	24
Figura 7 –	Resultado da FFT para o sinal superior da Figura 6.....	25
Figura 8 –	Percentual de utilização de sistemas operacionais em smartphones.....	30
Figura 9 –	Equipamento para realidade virtual imersiva chamado de Sensorama.....	31
Figura 10 –	Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Oculus VR.	32
Figura 11 –	Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Playstation	33
Figura 12 –	Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Google.....	34
Figura 13 –	Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Samsung...	34
Figura 14 –	Simulador de cabine de avião.....	37
Figura 15 –	Jogo de corrida com vista externa ao carro.....	37
Figura 16 –	Diagrama das etapas utilizadas no equipamento desenvolvido.....	43
Figura 17 –	Eletrônica base, desenvolvida pelo grupo de pesquisa LIHOM-UFPE.....	44
Figura 18 –	Topologia do INA129.....	45
Figura 19 –	Módulo Bluetooth HC-05.....	47
Figura 20 –	Aba de esquemático do KiCAD.....	48
Figura 21 –	Aba de desenho de placa do KiCAD.....	49
Figura 22 –	Tela do software CAD Onshape.....	49
Figura 23 –	Tela inicial do FlatCAM.....	50
Figura 24 –	Tela do software XYZware Pro.....	51

Figura 25 – Impressora DaVinci 3D.....	51
Figura 26 – Máquina multitarefa ZMorph.....	52
Figura 27 – Tela do MIT App Inventor.....	53
Figura 28 – Tela inicial do Unity.....	54
Figura 29 – Sinal de EMG do circuito montado com amplificadores operacionais.....	56
Figura 30 – FFTs de um sinal de EMG.....	57
Figura 31 – Protótipo utilizado nos testes com pacientes.....	58
Figura 32 – Esquemático do hardware desenvolvido.....	59
Figura 33 – Pacote de dados enviados via Bluetooth.....	60
Figura 34 – Inicialização e calibração do equipamento.....	61
Figura 35 – Gráfico de EMG captado e gerado por um microcontrolador.....	62
Figura 36 – Exemplo de aquisição de sete FFTs de um sinal de EMG.....	62
Figura 37 – Protocolo para envio de dados via Bluetooth.....	63
Figura 38 – Três momentos do teste de conceito onde a bola deve saltar o bloco.....	65
Figura 39 – Modelo pronto de personagem do Unity.....	67
Figura 40 – Aplicação feita em Unity sendo executada em smartphone.....	68
Figura 41 – Aplicativo de realidade virtual mostrado na tela de smartphone.....	68
Figura 42 – Translação de objeto para a direita.....	69
Figura 43 – Rotação de objeto em torno do eixo X.....	70
Figura 44 – Componente de corpo rígido e de colisão do Unity.....	71
Figura 45 – Aplicação desenvolvida com cenário aberto e membros superiores	73
Figura 46 – Esquemático do jogo utilizando acelerômetros.....	74
Figura 47 – Equipamento com utilização de acelerômetros.....	74
Figura 48 – Posicionamento de acelerômetro no membro superior.....	75
Figura 49 – Tela do jogo indicando valor do EMG e número de pontos feitos acima da barra.....	76
Figura 50 – Tela do jogo indicando membros inferiores.....	77

Figura 51 –	Tela do jogo indicando a bola atingindo a região de dois pontos.....	78
Figura 52 –	Paciente durante a utilização do equipamento desenvolvido.....	80
Figura 53 –	Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 1.....	81
Figura 54 –	Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 2.....	81
Figura 55 –	Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 3.....	82
Figura 56 –	Etapas de confecção da placa de circuito impresso.....	84
Figura 57 –	Fluxograma do sistema desenvolvido.....	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Quantidade de artigos encontrados em cada base de busca.....	39
Tabela 2 - Características do ATmega328P.....	46
Tabela 3 - Consumo do equipamento desenvolvido.....	64
Tabela 4 - Perguntas feitas aos pacientes e somatório das respostas.....	83

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	Acidente Vascular Encefálico
CAD	Desenho auxiliado por computador (computer aided design)
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CNC	Controle Numérico Computacional (Computer Numeric Control)
EMG	Eletromiografia
FFT	Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform)
HDMI	Interface Multimídia de Alta Resolução (High-Definition Multimedia Interface)
MAC	Controle de Acesso ao Meio (Media Access Control)
NIH	Instituto Nacional de Saúde (National Institute of Health)
SDK	Kit de Desenvolvimento de Software (Software Development Kit)
USB	Barramento Serial Universal (Universal Serial Bus)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	OBJETIVO GERAL.....	14
1.1.1	Objetivos Específicos.....	15
1.2	JUSTIFICATIVA.....	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1	FUNDAMENTAÇÃO FISIOLÓGICA.....	17
2.1.1	Definição de AVE.....	17
2.1.2	Tratamentos.....	19
2.1.3	Biofeedback.....	19
2.1.4	Sinal de EMG.....	20
2.1.5	Neurônio espelho.....	21
2.2	FUNDAMENTAÇÃO MATEMÁTICA.....	22
2.2.1	Espectro de frequência.....	23
2.3	FUNDAMENTAÇÃO TECNOLÓGICA.....	25
2.3.1	Amplificadores de Instrumentação.....	26
2.3.2	Microcontrolador.....	26
2.3.3	Bluetooth.....	27
2.3.4	Baterias.....	27
2.3.5	Fabricação de Placas de Circuito impresso.....	28
2.3.6	Fabricação de peças em impressão 3D.....	28
2.3.7	Dispositivos Smartphones.....	29
2.3.8	Sistema operacional Android.....	29
2.3.9	Tecnologias para jogos com realidade virtual imersiva.....	30
2.3.10	Motor de jogos.....	35
2.3.11	Jogos sérios.....	35
2.3.12	Jogo com Realidade Virtual.....	36
3	REVISÃO SISTEMÁTICA.....	38
4	METODOLOGIA.....	42
4.1	PÚBLICO ALVO.....	44
4.2	O AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTAÇÃO INA129... ..	44
4.3	O MICROCONTROLADOR ATMEGA328P.....	45
4.4	TRANSFORMADA DE FOURIER DE UM SINAL DE EMG.....	46
4.5	MÓDULO BLUETOOTH.....	47

4.6	PLACA ILHA.....	47
4.7	FERRAMENTAS DE CAD UTILIZADAS NO SISTEMA.....	48
4.8	FERRAMENTAS DE CNC UTILIZADAS NO SISTEMA.....	50
4.9	MÁQUINAS CNC.....	51
4.10	FERRAMENTAS PARA DESENVOLVIMENTO DE JOGOS.....	53
5	RESULTADOS.....	55
5.1	TESTES INICIAIS.....	55
5.2	ESQUEMÁTICO DO HARDWARE DESENVOLVIDO.....	58
5.3	PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO.....	59
5.4	CARACTERÍSTICAS DA UTILIZAÇÃO DA FFT.....	60
5.5	CÓDIGO PARA MICROCONTROLADOR ATMEGA328 (FIRMWARE)....	60
5.6	ESTIMATIVA DE DURAÇÃO DA BATERIA.....	64
5.7	JOGOS DESENVOLVIDOS.....	64
5.7.1	Jogo Bola e Bloco.....	64
5.7.2	Jogo em realidade virtual imersiva com acelerômetros.....	66
5.7.3	Jogo pênalti com EMG e realidade virtual imersiva.....	75
5.8	TESTES COM PACIENTES.....	78
5.9	PLACAS DE CIRCUITO.....	83
5.10	FLUXOGRAMA FINAL DO SISTEMA.....	84
6	CONCLUSÕES.....	86
	REFERÊNCIAS.....	88

1 INTRODUÇÃO

Problemas motores, tanto em membros superiores como em membros inferiores, podem ter diversas causas, dentre elas o acidente vascular encefálico (AVE). Esse problema tem uma incidência mais elevada de acordo com a idade do indivíduo, sendo mais comum em pessoas idosas. Os tratamentos mais comuns envolvem sessões fisioterápicas, muitas vezes executando movimentos repetitivos, o que se torna cansativo, e pode aumentar a evasão ao tratamento.

Dentre as técnicas fisioterápicas mais comuns podem ser citadas: cinesioterapia, onde são utilizados os movimentos do corpo, hidroterapia, onde os exercícios são executados na água, eletroterapia, onde são usadas correntes elétricas, massoterapia, onde são aplicadas massagens, dentre outros. Cada uma dessas técnicas tem características distintas, porém, a repetição de atividades é algo comum a todas.

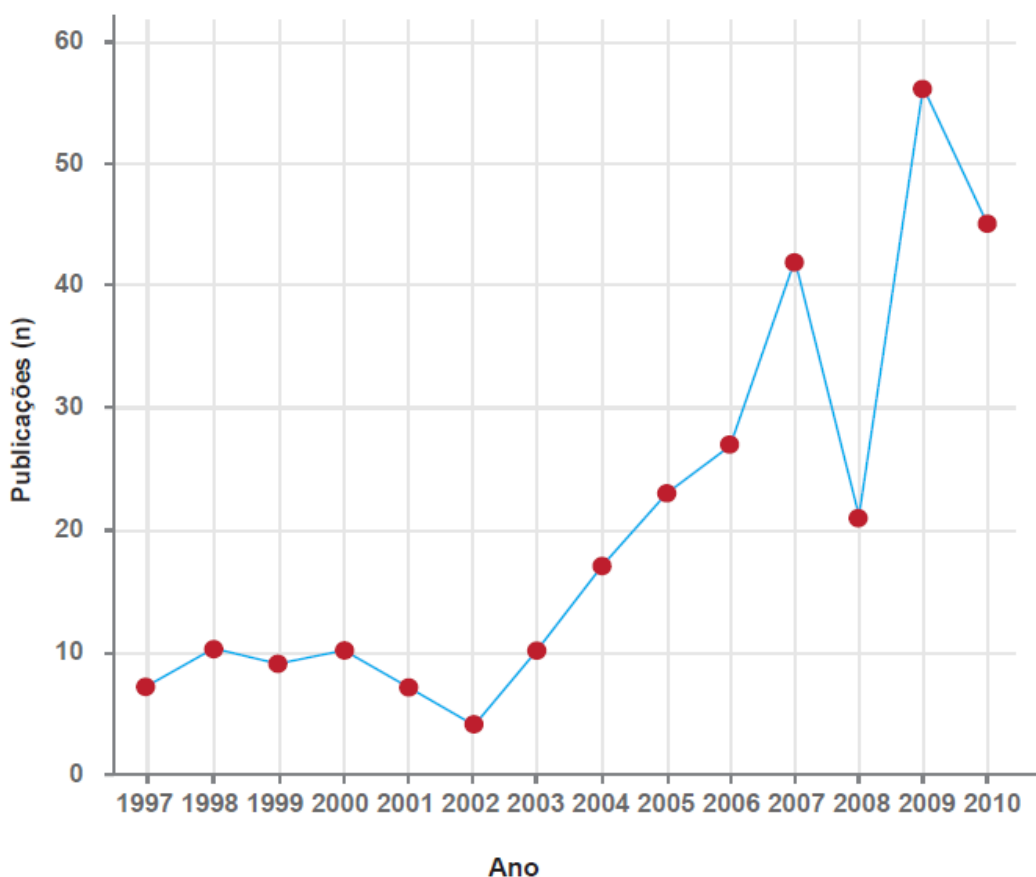
Após um AVE cerca de 50% dos indivíduos passam a possuir alguma limitação em sua vida diária, diminuindo sua qualidade de vida (MONTEIRO, 2011). Tais limitações podem ser de diversas formas como: diminuição no controle de membros superiores, diminuição no controle de membros inferiores, perda da capacidade de visão, etc.

Visando melhorar a motivação para a execução repetitiva de exercícios de reabilitação, esse trabalho buscou o desenvolvimento de um sistema capaz de monitorar as práticas fisioterápicas ao mesmo tempo em que gerasse um ambiente mais atrativo às atividades para o paciente. Objetivando uma integração paciente/exercício, procura-se utilizar sensores para aquisição de sinais eletromiográficos. Os sinais são utilizados tanto no monitoramento dos exercícios realizados pelo paciente, como no controle de um jogo feito em realidade virtual imersiva para maior adesão dos pacientes durante os exercícios.

Tecnologias utilizando jogos sérios para reabilitação pós-AVE vem se tornando cada vez mais comuns conforme indica DORES *et al.* (DORES *et al.*, 2012). Com isso publicações com esse tema vem se tornando mais numerosas conforme indicado na figura 1, sendo importantes os artigos de revisão como os de POMPEU *et al.* (POMPEU *et al.*, 2014), SAPOSNIK *et al.* (SAPOSNIK *et al.*, 2011) e DORES *et al.* (DORES *et al.*, 2012) que buscam relacionar as diversas pesquisas para uma

conclusão sobre sua eficiência. Normalmente os estudos utilizam a realidade virtual em complemento à fisioterapia tradicional, não gerando melhorias muito acentuadas quando comparados a pacientes que utilizam apenas a fisioterapia. Sendo então o destaque do uso de jogos sérios na motivação dos usuários, consequentemente diminuindo a evasão dos pacientes ao tratamento.

Figura 1 – Número de publicações sobre realidade virtual ao longo dos anos



Fonte: DORES et al., 2012.

1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um sistema de auxílio ao tratamento de pessoas com mobilidade reduzida devido a um AVE, utilizando recursos de realidade virtual imersiva e *biofeedback* através de sinais de eletromiografia.

1.1.1 Objetivos Específicos

Dentre os objetivos específicos podem ser destacados:

- 1.Desenvolvimento de equipamento portátil, responsável por adquirir sinais de eletromiografia (EMG);
- 2.Desenvolvimento de protocolo de comunicação entre o equipamento de leitura de sinais e o *smartphone*;
- 3.Desenvolvimento de aplicativo no celular capaz de receber as informações dos biosinais enviados pelo sensor;
- 4.Desenvolvimento de um jogo sério, interativo e amigável, para que o paciente possa ser estimulado durante a prática de exercícios;
- 5.Realizar testes com pacientes reais com a finalidade de identificar a aceitação do sistema e sua efetividade no processo fisioterápico do AVE.

1.2 JUSTIFICATIVA

Com o aumento da longevidade do ser humano é natural que problemas relacionados ao envelhecimento sejam cada vez mais comuns. Dessa forma métodos que visem contornar essas dificuldades são de extrema importância. Não só formas de contornar tais problemas com uso de equipamentos devem ser estudadas, mas também técnicas que busquem auxiliar na recuperação total ou parcial do indivíduo.

Um problema conhecido é a perda de mobilidade por pessoas que sofreram algum AVE. O AVE é uma das maiores causas de mortes pelo mundo, sendo responsável também pela maior quantidade de deficiências ligadas aos movimentos. A recuperação em geral é lenta e exige o acompanhamento de um especialista, normalmente um fisioterapeuta que irá indicar os exercícios a serem feitos pelo paciente bem como monitorar a correta execução dos mesmos. Geralmente o tratamento é longo e repetitivo o que pode desmotivar os pacientes.

Dessa forma um sistema que auxilie na recuperação de pacientes com mobilidade reduzida devido a um AVE é fundamental para uma melhor qualidade de vida. Assim como um sistema que estimule o paciente durante a execução dos exercícios é de grande valia para diminuir a evasão do tratamento, bem como para

gerar alguma métrica que possa ser utilizada pelo fisioterapeuta para o acompanhamento da evolução do paciente.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção serão explorados os conceitos que foram fundamentais para a construção do sistema final deste trabalho. Os temas serão divididos entre fundamentação fisiológica, onde serão discutidos os princípios utilizados nos tratamentos fisioterápicos e como os aplicar ao equipamento; fundamentação matemática, utilizada para tratar os dados de EMG captados pelo equipamento, tendo como principal ferramenta a transformada de Fourier; e fundamentação tecnológica, na qual serão mostrados os componentes e suas características para o desenvolvimento do *hardware* de aquisição, tratamento e transmissão do sinal de EMG.

2.1 FUNDAMENTAÇÃO FISIOLÓGICA

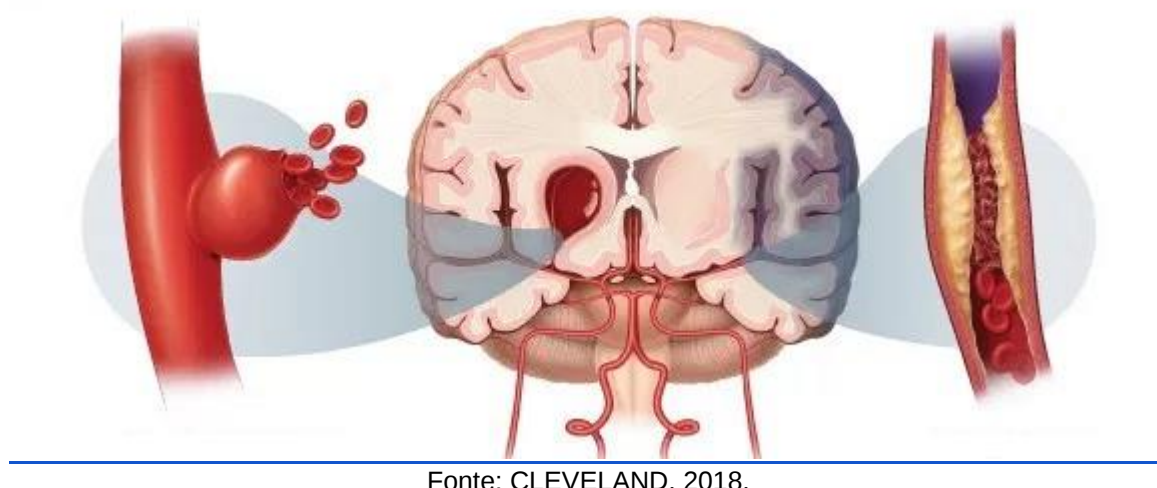
Nesta seção serão descritos os conceitos relacionados à fisiologia ligados ao uso de realidade virtual imersiva no tratamento de pacientes pós-AVE. Dentre esses conceitos estão o de *biofeedback*, sinais de EMG e neurônio espelho.

2.1.1 Definição de AVE

O AVE é um problema grave que acomete boa parte da população e em grande parte dos casos deixa sequelas. Sua incidência aumenta de acordo com a idade (SAPOSNIK, 2008), sendo uma das grandes causas de morte e incapacitação pelo mundo (Donnan, 2008). Dentre os indivíduos que sobrevivem a um AVE, boa parte apresenta problemas motores ou neuronais, acarretando a diminuição da qualidade de vida (MOTA, 2008).

Existem dois tipos de AVE, o hemorrágico e o isquêmico. No hemorrágico, mostrado do lado esquerdo da Figura 2, ocorre o rompimento do vaso sanguíneo que irriga algum local do cérebro, causando degeneração. Já no isquêmico, mostrado do lado esquerdo Figura 2, ocorre pela oclusão da artéria e falta de fluxo sanguíneo, causando morte do tecido cerebral.

Figura 2 – Tipos de AVE: hemorrágico e isquêmico



Fonte: CLEVELAND, 2018.

As causas do AVE englobam a idade, o consumo de álcool, o tabagismo, a hipertensão arterial, o colesterol elevado, dentre outras causas (MARKUS, 2016). Quanto maior a quantidade de fatores o indivíduo possuir, maiores serão suas chances de ter um AVE.

A prevenção para o AVE consiste basicamente em evitar os fatores de risco, seja com a ajuda médica ou através de hábitos saudáveis. Mesmo com a prevenção pode ocorrer um AVE, nesse caso uma rápida intervenção profissional pode estabilizar a área e evitar sequelas. Por fim, os tratamentos de reabilitação podem ser utilizados na recuperação do paciente.

Dos estudos relacionados a incidência de AVE Costa (COSTA, 2009.) desenvolveu uma pesquisa que relaciona AVE com diabetes mellitus. Neste estudo concluiu que pacientes portadores de diabetes mellitus tiveram casos apenas de AVE isquêmico diagnosticado, já aqueles sem diabetes mellitus tiveram casos de AVE isquêmico e hemorrágico.

Piassaroli *et al.* (PIASSAROLI *et al.*, 2012) fizeram estudo acerca de tratamentos fisioterapêuticos específicos para diversas características como idade, região onde ocorreu o AVE e precocidade de atendimento após o AVE. Tal estudo não define um protocolo formalizado, mas uma proposta do que deve ser seguido, sendo a responsabilidade da decisão pertencente ao fisioterapeuta.

As tecnologias utilizadas para diagnósticos de AVE incluem eletrocardiograma, tomografia cerebral e ressonância magnética, porém tais equipamentos costumam ter

custos e tamanhos elevados, sendo comumente usados apenas em clínicas especializadas. Outros equipamentos podem ser empregados para monitorar o paciente após o AVE como, por exemplo, sensores de força de reação ao solo [SOUSA, 2013.] ou acelerômetros [LEE et al., 2010.] aplicados na análise de marcha.

2.1.2 Tratamentos

Dentre as formas atuais de tratamento, existem duas grandes classes, os tratamentos voltados para a depressão advinda da mudança de vida causada pela debilidade e dependência proporcionada pelo AVE e tratamentos para a recuperação dos movimentos. Na maioria das vezes, os movimentos perdidos podem ser recuperados, mas geralmente a recuperação é parcial, e para que isso ocorra várias seções de fisioterapia normalmente são utilizadas. (LENNON, 1996).

Um dos problemas dos tratamentos convencionais de fisioterapia está no fato dos exercícios, muitas vezes, são simples e repetitivos o que desestimula o paciente (DEUTSCH, 2007). Algumas técnicas atuais utilizam jogos para aumentar a adesão do paciente com os exercícios. Os jogos voltados para esse tipo de atividade são de fácil entendimento, e possuem objetivos claros para o usuário, além de proporcionar entretenimento durante sua execução.

2.1.3 Biofeedback

O *biofeedback* é uma técnica utilizada para que o indivíduo possa desenvolver auto regulação de suas funções fisiológicas (GOULART et al., 2016). Normalmente, essa técnica necessita de sensores muito sensíveis capazes de captar sinais imperceptíveis ou praticamente imperceptíveis sem o auxílio de equipamentos. A partir dos sinais detectados é necessário gerar algum tipo de sinal compreensível ao usuário como um gráfico ou sinal sonoro. Com o sinal convertido torna-se possível compreender a atividade da função fisiológica e tentar controlá-la. Existem diversos tipos de *biofeedback*, dentre eles estão os relacionados a temperatura corporal, atividade elétrica muscular, frequência cardíaca e atividade cerebral. Entre elas, a atividade muscular será fundamental para esse trabalho e melhor detalhada. Um

exemplo de utilização de *biofeedback* é o equipamento Lokomat (Lokomat, 2018), Figura 9, que monitora e auxilia pacientes através de uma simulação de caminhada.

Figura 3 – Lokomat, equipamento que utiliza biofeedback no tratamento de pacientes

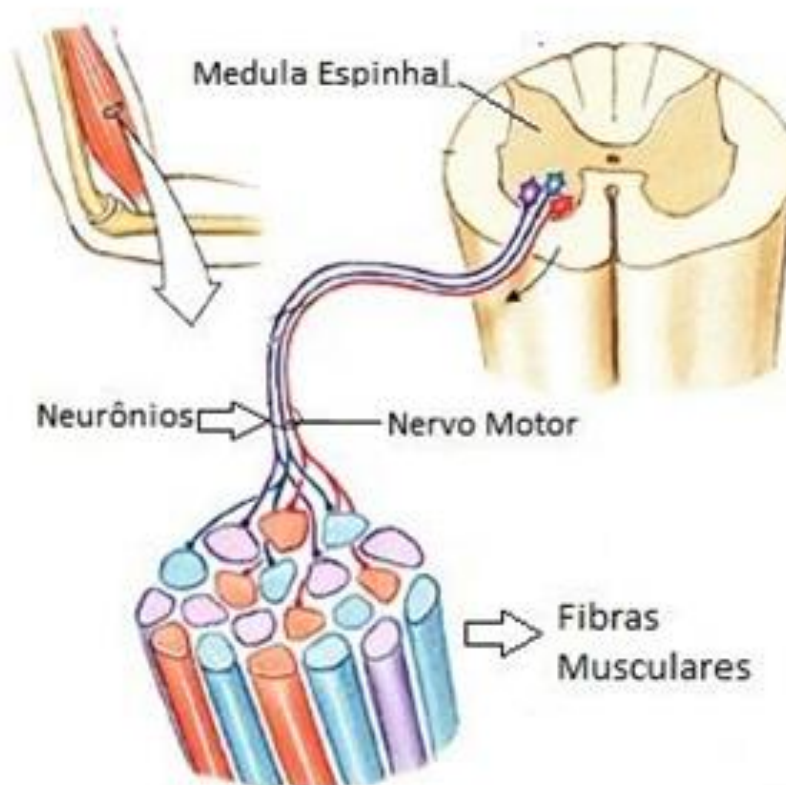


Fonte: "Lokomat® - Hocoma", [s.d.].

2.1.4 Sinal de EMG

A eletromiografia (EMG) é o nome dado ao método que mede a atividade elétrica muscular. Essa atividade é comandada pelos neurônios motores do sistema nervoso periférico, indicados na Figura 4. O nível de tensão medido pelo EMG é o somatório algébrico de todos os sinais gerados pelas membranas das células musculares alcançadas pelo eletrodo utilizado (FORTI, 2005).

Figura 4 – Atividade muscular controlada pelos neurônios motores



Fonte: SOUZA, 2015.

Para essa medição é necessário o uso de eletrodos que podem ser invasivos, sendo agulhas inseridas no músculo, ou de superfície, onde são colados adesivos na pele. O segundo método tem a vantagem de não gerar dor ou desconforto ao usuário, sendo mais comumente utilizado (ALBRECHT, 2010).

O EMG de superfície possui amplitudes de até torno de 10mV de pico a pico e a maior parte de sua energia dominante está compreendida entre as frequências de 50Hz a 150Hz (ANDRADE, 2006). Dessa forma é necessário que haja um *hardware* responsável pela filtragem e amplificação do sinal captado pelos eletrodos.

2.1.5 Neurônio espelho

Em testes com macacos foi percebida atividade neuronal nas mesmas regiões responsáveis por movimentos apenas ao observar as ações sendo executadas. Isso indicou que o cérebro tem regiões responsáveis por imitar os movimentos mesmo que

apenas mentalmente. Tal característica também pode ser observada em humanos sendo algo ligado a empatia.

Um tratamento fisioterápico se baseia nesse conceito para tentar reabilitar membros com mobilidade reduzida. Na intervenção usando neurônio espelho, o paciente observa a si mesmo executando os movimentos, seja através de um espelho conforme a Figura 5 ou por um vídeo gravado. Desta forma busca-se reabilitar o paciente com o reaprendizado do movimento (CORTEZ et al., 2016).

Figura 5 – Aplicação de técnica fisioterapêutica utilizando neurônio espelho.



Fonte: CORTEZ et al., 2016.

A técnica do neurônio espelho também pode ser empregada para o tratamento da dor de membro fantasma, que ocorre em pessoas amputadas. Tal método já foi utilizado na forma de realidade virtual imersiva, como no trabalho desenvolvido por Ambron (AMBRON et al., 2018).

2.2 FUNDAMENTAÇÃO MATEMÁTICA

Nesta seção serão abordados os conceitos matemáticos utilizados, sendo o principal a transformada rápida de Fourier. Seu uso foi fundamental no tratamento do sinal de EMG, como forma de facilitar a detecção das contrações musculares.

2.2.1 Espectro de frequência

Um sinal no domínio do tempo pode ser analisado a partir do seu espectro de frequência, para isso é necessária a utilização de ferramentas matemáticas como a transformada de Fourier. Esse espectro é a decomposição de uma determinada onda em amplitudes de suas componentes de frequência. Com isso torna-se muito mais simples filtrar ruídos ou mesmo escolher uma faixa de frequências específica para se analisar.

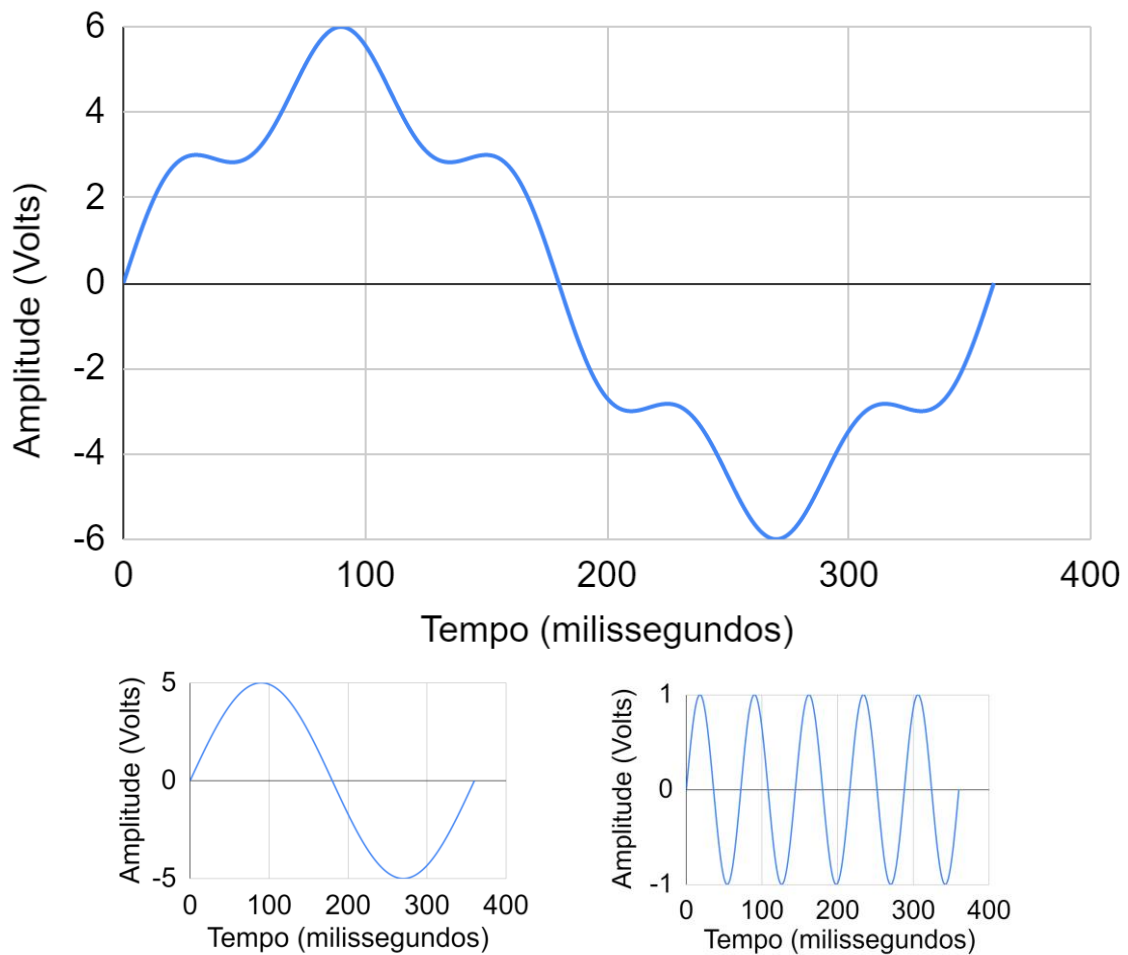
Existem quatro classes de transformadas de Fourier, cada uma pode ser aplicada a um determinado tipo de sinal. Essas classes podem ser divididas entre periódicas ou não periódicas e contínuas ou discretas. Para sinais periódicos são utilizadas as séries de Fourier, já para sinais não periódicos são utilizadas as transformadas de Fourier.

A idéia da série de Fourier é transformar qualquer sinal periódico em uma soma de senoides complexas como representado na Figura 6, onde o sinal do gráfico superior é a soma dos sinais dos gráficos inferiores. A forma matemática de expressar essa série está representada na Equação 1, onde a_0 , a_n e b_n são as amplitudes das frequências e L representa metade do período do sinal.

Para a aplicação proposta neste trabalho a Transformada discreta de Fourier terá maior foco, em especial sua aplicação através da Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT). A FFT é um algoritmo utilizado para se calcular a transformada discreta de Fourier de forma eficiente, ou seja, ela tem a vantagem de ter um custo computacional inferior a transformada discreta de Fourier, o que permite que ela seja embarcada em um microcontrolador sem causar grandes atrasos no processamento.

Por ter como base uma transformada discreta, a FFT necessita de valores sequenciais igualmente espaçados. Dessa forma, um sinal de EMG pode ser discretizado, tomando medidas em intervalos regulares de tempo, e com isso, seu espectro de frequências pode ser obtido através de uma FFT.

Figura 6 – Gráficos de base, o superior é o resultado da soma dos gráficos inferiores

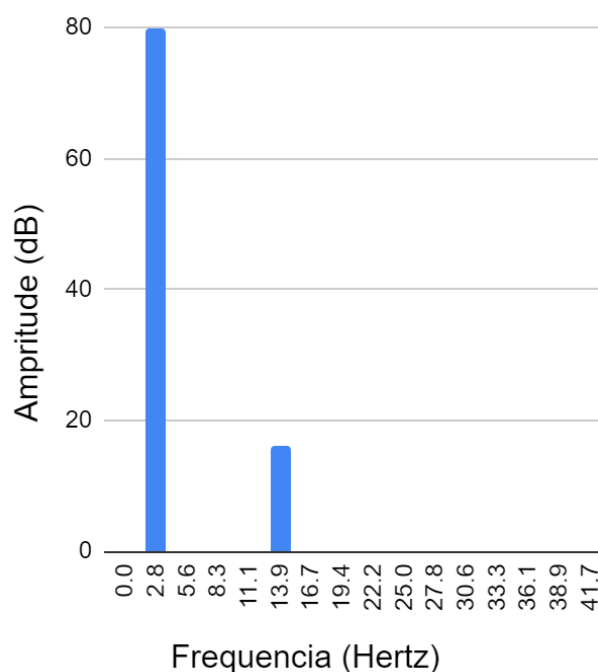


Fonte: O autor, 2020.

$$T(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a_n * \cos\left(\frac{n\pi t}{L}\right) + b_n * \sin\left(\frac{n\pi t}{L}\right) \right] \quad (1)$$

Utilizando uma FFT de 32 pontos para o gráfico superior da Figura 6, um dos resultados é um novo gráfico mas indicando a magnitude de cada frequência do sinal, conforme pode ser visto na Figura 7. Como a FFT retorna um gráfico espelhado se optou por mostrar apenas as 16 primeiras frequências. É possível distinguir duas frequências diferentes, uma com amplitude 80, e outra com amplitude 16, o que é esperado já que o sinal utilizado é formado pela soma de duas senóides onde uma tem amplitude 5 vezes superior e a outra tem frequência 5 vezes superior.

Figura 7 – Resultado da FFT para o sinal superior da Figura 6



Fonte: O autor, 2020.

No gráfico da Figura 7 o eixo horizontal normalmente representa o índice da frequência, que foi convertido ao valor real da frequência pela Equação 2, onde F_s é a frequência de amostragem do sinal, i é o índice e N é o número de pontos da FFT.

$$Frequência = \frac{F_s * i}{N} \quad (2)$$

A FFT busca simplificar o cálculo de uma DFT, uma das formas para fazer essa simplificação é a partir do algoritmo proposto por Cooley-Tukey. Tal algoritmo utiliza a separação dos termos da DFT de forma recursiva o que diminui seu custo de processamento, tornando então possível sua implementação em microcontroladores com poder de processamento limitado.

2.3 FUNDAMENTAÇÃO TECNOLÓGICA

Nesta seção serão descritas as diversas tecnologias existentes que permitiram que o sistema desenvolvido neste trabalho pudesse ser construído. Dentre as principais tecnologias estão os amplificadores de instrumentação, os microcontroladores, os *smartphones* e os motores de jogos.

2.3.1 Amplificadores de Instrumentação

Um amplificador de instrumentação é um circuito integrado com características que o tornam muito útil na detecção de sinais biológicos como contrações musculares. Sua arquitetura interna normalmente é composta por três amplificadores operacionais, sendo estes divididos em dois estágios, o primeiro composto por dois amplificadores no modo não inversor, e o segundo, por um estágio de saída composto por um amplificador no modo subtrator (VELLOSO, 2004).

Utilizar três amplificadores, conforme a topologia descrita anteriormente, traz para o amplificador de instrumentação características importantes para ser utilizado em sinais biológicos. Dentre elas tem-se: alta rejeição de modo comum e ganho de tensão diferencial.

A alta rejeição de modo comum é um parâmetro que está ligado a atenuar ruídos que se apresentam de forma semelhante as duas entradas do amplificador. Um tipo de ruído bem comum que pode ser atenuado por essa característica é o da rede elétrica, apresentado sob a frequência de 60Hz no Brasil.

Outra característica acima citada é o ganho de tensão diferencial. Esse parâmetro está ligado a amplificação do sinal biológico aplicado em suas entradas. Normalmente ele pode ser ajustado por um resistor externo escolhido de acordo com o sinal que deverá ser lido.

2.3.2 Microcontrolador

Microcontroladores são circuitos integrados que possuem diversas estruturas internas como por exemplo: unidade lógica e aritmética, conversores analógico/digital e temporizadores. De uma forma simplificada eles atuam como computadores com poder de processamento limitado. Normalmente são utilizados em aplicações embarcadas desempenhando uma tarefa específica definida pelo seu *firmware*.

Microcontroladores possuem diversas arquiteturas e diversos fabricantes. Geralmente as funções mais básicas estão incluídas na grande maioria deles e sua diferenciação se dá por meio de características específicas como menor consumo de energia, poder de processamento ou periféricos que desempenham diferentes funcionalidades.

Dentre os microcontroladores disponíveis atualmente, foi escolhida a utilização do ATmega328P da Microchip por sua capacidade de processamento, consumo de energia, facilidade de aquisição no mercado e tamanho. Suas características serão descritas posteriormente.

2.3.3 Bluetooth

O *Bluetooth* é um protocolo de especificação para redes sem fio pessoais supervisionado pela *Bluetooth Special Interest Group*. Sua comunicação é sem fio utilizando a faixa de frequência de 2,4GHz. Ela é focada em comunicações entre dispositivos que estejam relativamente próximos um do outro. Existem três classes de *Bluetooth* cada uma delas especifica a potência e conseqüentemente o alcance da comunicação. Além das classes existem as versões, estas evoluem com o tempo sendo atualmente a versão 5.0 a mais recente. Cada versão de *Bluetooth* incrementa sua velocidade e eficiência energética.

2.3.4 Baterias

Uma característica do *hardware* proposto neste projeto é que ele não tivesse ligação nenhuma com a rede elétrica, dessa forma se evitaria possíveis choques elétricos e também ruídos característicos da tensão alternada de uma tomada. Outro ponto é que os componentes utilizados necessitam de uma tensão mínima para seu funcionamento. Dessa forma se buscou uma bateria que atendesse às necessidades do projeto.

Dentre os diversos tipos de baterias que existem atualmente no mercado, elas podem ser separadas de acordo com os componentes químicos que utilizam. Os principais tipos são as de Lítio, Níquel e Chumbo. As baterias de Lítio são as que possuem maior capacidade de carga e são as mais leves, porém possuem necessidade de um circuito auxiliar que monitore sua carga e descarga a fim de evitar problemas que possam danificá-las. As baterias de Níquel têm valor intermediário e não possuem tantos cuidados quanto as de Lítio. Por fim, as de chumbo são as mais pesadas e mais baratas, além de possuírem menor capacidade de carga.

Foi escolhida então uma bateria de nove volts do tipo Níquel-hidreto metálico. Esse tipo de bateria foi escolhido por não ser tão sensível quanto as de Lítio e seu tamanho e peso se mostraram adequados a aplicação proposta, além de ser relativamente simples encontrá-las. Outra característica importante é o fato de serem recarregáveis, podendo então gerar uma economia e menos danos ao meio ambiente com o descarte.

2.3.5 Fabricação de Placas de Circuito impresso

Placas de circuito impresso são estruturas feitas de material isolante que possuem diversas ligações entre os diversos componentes que estão soldados nela. O material isolante normalmente é feito de fenolite ou fibra de vidro e o material condutor normalmente feito de cobre. As placas de circuito impresso podem ser utilizadas tanto para componentes que utilizam o processo convencional de fixação, onde é necessário furar a placa, como componentes que possam ser fixados diretamente no cobre sem a necessidade de furos.

As interconexões entre os componentes geralmente são feitas sem *softwares* específicos. Tais programas já possuem as dimensões de diversos componentes, e muitas vezes também conseguem gerar todas as trilhas de cobre de forma automática, simplificando bastante o trabalho do projetista.

Após o desenho das trilhas estar pronto, é necessário passá-lo para a placa. Existem diversos métodos para isso como transferência térmica, usinagem, tintas fotossensíveis, dentre outros. Todos têm como objetivo retirar parte do cobre da placa, que normalmente possui uma camada de cobre cobrindo totalmente uma face ou ambas as faces, deixando apenas as trilhas que interligam os componentes.

2.3.6 Fabricação de peças em impressão 3D

A impressão 3D pode ser empregada em diversas áreas, podem ser feitos objetos que podem servir de decoração ou mesmo utensílios, também é possível utilizá-la para fabricação de protótipos tanto para engenharia como para medicina. Existem diversas técnicas e materiais que podem ser empregados para criar uma peça 3D bem como diversos *softwares* capazes de modelá-las. A escolha do *software* bem

como do material e técnica de impressão são fundamentais para que o produto final se adeque às características exigidas no projeto.

Dentre os materiais que podem ser utilizados tem-se: plásticos como PLA e ABS, resinas, metais e até mesmo produtos alimentícios como chocolate. Dentre as técnicas elas normalmente seguem um mesmo princípio de gerar o objeto final a partir da solidificação de camadas, sendo algumas depositando o material quente na forma líquida ou pastosa para que endureça ao esfriar e outras aplicando luz ou calor ao material para criar a camada.

2.3.7 Dispositivos Smartphones

Smartphones são telefones celulares dotados de recursos de computadores pessoais. Dessa forma eles possuem um sistema operacional que permite a instalação de novos aplicativos que são capazes de dar novas funcionalidades ao aparelho. Atualmente diversos *smartphones* possuem sensores como: acelerômetros, giroscópios, barômetros, etc. Seu poder de processamento vem aumentando permitindo que novas aplicações sejam desenvolvidas.

Muitos *smartphones* têm em comum uma tela sensível ao toque que ocupa grande parte da frente do aparelho, também possuem um alto processamento gráfico permitindo que gráficos de alta resolução sejam renderizados. Aplicações voltadas a realidade virtual imersiva necessitam de um processamento gráfico elevado já que duas imagens distintas devem ser mostradas simultaneamente na tela do aparelho.

2.3.8 Sistema operacional Android

O sistema operacional Android é o mais utilizado em dispositivos móveis atualmente, estando presente em 85% dos equipamentos contra 14,7% do segundo colocado, o iOS, porém esse percentual já foi maior, chegando a 87,6% em 2016 conforme Figura 8. Trata-se de um sistema de código aberto, baseado no Kernel Linux, desenvolvido por diversas empresas de dispositivos móveis lideradas pelo Google (BRAHLER, 2010).

Figura 8 – Percentual de utilização de sistemas operacionais em *smartphones*.

Period	Android	iOS	Windows Phone	Others
2016Q1	83.4%	15.4%	0.8%	0.4%
2016Q2	87.6%	11.7%	0.4%	0.3%
2016Q3	86.8%	12.5%	0.3%	0.4%
2016Q4	81.4%	18.2%	0.2%	0.2%
2017Q1	85.0%	14.7%	0.1%	0.1%

Fonte: modificado de IDC, 2018.

Por ser um sistema amplamente utilizado e de código aberto, existem diversas documentações sobre como desenvolver aplicativos para ele, o que melhora sua curva de aprendizagem. Com a sua popularidade, também se torna fácil encontrar dispositivos capazes de executar os aplicativos desenvolvidos a um custo relativamente baixo.

As aplicações desenvolvidas para o sistema operacional Android normalmente são feitas utilizando a linguagem de programação Java, e um kit de desenvolvimento de software (*Software Development Kit* - SDK) específico como o Android Studio ou Eclipse. Normalmente as aplicações criadas em Java utilizam uma máquina virtual de mesmo nome para serem executadas, mas isso não acontece no Android, nesse sistema operacional é utilizada uma máquina virtual Dalvik, ou seja, uma máquina virtual capaz de fazer os códigos desenvolvidos em Java possam rodar em diversos hardwares distintos, e que possui otimizações para dispositivos móveis (LECHETA, 2013).

2.3.9 Tecnologias para jogos com realidade virtual imersiva

A ideia de simular o mundo através de uma realidade controlada é bem antiga, em 1950 já existiam simuladores para esta finalidade. Em 1962, Morton Heilig inventou o Sensorama, que consiste em uma cabine, Figura 9, que combinava filmes 3D, som estéreo, vibrações mecânicas, aromas e ar movimentado por ventiladores (SENSORAMA, 1962). Este equipamento trazia o conceito de realidade virtual de

forma próxima ao mundo real. Nos últimos anos as tecnologias voltadas para realidade virtual imersiva vem crescendo bastante e consequentemente seus custos tem sido barateados. Um grande exemplo disso são os óculos voltados para a utilização de RV em *smartphones*.

Figura 9 – Equipamento para realidade virtual imersiva chamado de Sensorama



Fonte: INVENTORVR, 2018.

Diversas tentativas de se criar ambientes imersivos foram realizadas, mas só recentemente alguns desses objetivos vêm sendo alcançados. Com as novas tecnologias é possível obter algo portátil, gerando uma sensação de imersão muito maior e a um preço acessível em relação aos seus antecessores.

A seguir serão listados alguns dispositivos de RV que já estão à venda ou em testes para um futuro lançamento no mercado.

Oculus Rift – criado pela empresa Oculus VR, que hoje faz parte do Facebook, custando US\$599,00, é mostrado na Figura 10. Seu funcionamento necessita de um

computador para ser utilizado com configuração especificada pelo fabricante de modo a garantir uma experiência aceitável, visto que jogar em realidade virtual requer cerca de 3x a potência computacional comparado a jogar em alta definição sem tal recurso. Ele possui duas telas com resolução de 2160×1200 pixels e taxa de atualização de 90Hz. Também dispõe de um sensor acelerômetro/giroscópio de seis eixos para monitorar a posição da cabeça do usuário e sistema de som 3D. Ele se comunica com o computador através de cabos de interface multimídia de alta resolução (*High-Definition Multimedia Interface* - HDMI) e barramento serial universal (*Universal Serial Bus* - USB).

Figura 10 – Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Oculus VR



Fonte: RIFT, 2018.

Playstation VR – Inicialmente era conhecido como Project Morpheus mudou de nome e agora se chama Playstation VR. O dispositivo promete profundas imersões com os jogos desenvolvidos pela empresa japonesa e dona do console Playstation, Figura 11. Para utilizá-lo é necessário possuir um Playstation 4. Antes de seu lançamento era possível reservá-lo por US\$399,99. O aparelho possui as seguintes especificações técnicas: tela OLED de 5,7 polegadas, duas telas com resolução de 1920x1080 pixels, taxa de atualização selecionável entre 120 Hz ou 90 Hz, campo de visão de aproximadamente 100 graus, acelerômetro de três eixos, giroscópio de três

eixos, sistema de rastreamento do PlayStation Eye, conexões HDMI e USB, áudio 3D, entradas para PlayStation Move e controle Dual Shock 4 (PlayStation, 2018).

Figura 11 – Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Playstation



Fonte: PLAYSTATION, 2018.

Google Cardboard – O projeto Cardboard tem como objetivo desenvolver ferramentas de realidade virtual gratuitas para permitir que todos desfrutem dessa tecnologia de forma simples, divertida e natural. O ambiente de desenvolvimento do Cardboard para Android permite que os desenvolvedores familiarizados com OpenGL comecem rapidamente a criar aplicativos de RV. Suas ferramentas simplificam muitas das tarefas de desenvolvimento comuns de RV, incluindo: correção da distorção da lente, rastreamento da cabeça, calibragem 3D, renderização, configuração da geometria estereoscópica, tratamento de eventos de entrada do usuário, etc. O equipamento em si é composto de uma estrutura, normalmente de papelão, com um par de lentes e espaço onde um *smartphone* deve ser colocado, Figura 12(Google, 2018).

Figura 12 – Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Google



Fonte: CARDBOARD, 2018.

Gear VR – Lançado em dezembro de 2015, o Gear VR necessita de um aparelho de celular Samsung para funcionar, sendo compatível com os modelos Galaxy Note 5, Galaxy S6 Edge Plus, Galaxy S6, Galaxy S6 Edge, entre outros, Figura 13. O Gear VR foi desenvolvido em parceria com a Oculus, companhia já conhecida por seu trabalho com realidade visual sendo a criadora do Oculus Rift.

Figura 13 – Óculos de realidade virtual desenvolvido pela empresa Samsung



Fonte: GEAR, 2018.

Por se tratar de um equipamento desenvolvido pela mesma empresa do Oculus Rift o Gear VR também possui um site onde podem ser baixados os arquivos

necessários para o desenvolvimento de arquivos para o equipamento. As engines para jogos também são as mesmas.

Por se tratar de um aparelho que usa *smartphone* com sistema operacional Android, também é possível desenvolver aplicativos para o Gear VR da mesma forma para o Google Cardboard (Google, 2018). Dessa forma esse é um dos equipamentos mais versáteis e com mais material disponível para quem deseja desenvolver alguma aplicação em RV.

Em todos os casos dos óculos descritos acima, é necessário ter um aplicativo no formato compatível para gerar a sensação de imersão adequada, seja ela um vídeo filmado com equipamentos especiais ou o desenvolvimento de um ambiente gráfico tridimensional. No caso de um vídeo, já existem câmeras capazes de filmar em 360° como a Gear 360 da Samsung (Gear, 2018).

2.3.10 Motor de jogos

Motor de jogos são *softwares* de desenvolvimento feitos para facilitar a criação de jogos que irão rodar em um determinado sistema operacional. Motores de jogos normalmente possuem funcionalidades que auxiliam na renderização de ambientes, simulação de física, detecção de colisões entre objetos, além de gerenciar memória e execução.

Para este trabalho, o desenvolvimento da aplicação para Android utilizou o motor de jogos Unity. Este motor possui ferramentas para desenvolvimento de aplicações para diversas plataformas, além disso, com o auxílio do kit de desenvolvimento para realidade virtual desenvolvida pelo Google, a criação de jogos imersivos se torna mais acessível.

2.3.11 Jogos sérios

Jogo sério é aquele onde o objetivo principal é de educar ou treinar o jogador, diferentemente dos jogos mais comuns onde o entretenimento é o destaque. No caso dos jogos voltados à fisioterapia deve-se haver um equilíbrio entre o treino e a diversão já que um grande destaque para a sua aplicação nesse cenário é o de motivar o paciente a executar os movimentos muitas vezes repetitivos.

Jogos sérios podem ser aplicados nas mais diversas áreas. Sua utilização pode ser feita, por exemplo, na educação, onde conhecimentos ensinados na sala de aula são passados de forma interativa. Seu emprego também pode ser feito para fins militares para replicar situações. Jogos de simulação focados em representar uma situação de forma realista podem ser categorizados como jogos sérios, tendo como exemplo simuladores de cirurgias.

Algumas empresas já possuem áreas voltadas para o desenvolvimento de jogos sérios, como o caso da Nintendo com o WiiFit, a Samsung com o Samsung Health. Outras empresas desenvolvem equipamentos que podem ser utilizados com jogos sérios como o MYOware ou o Kinect da Microsoft.

2.3.12 Jogo com realidade virtual

Como forma de estimular a execução dos exercícios fisioterápicos, a realidade virtual (RV) e a realidade aumentada (RA) vem sendo utilizadas em grande parte dos tratamentos de reabilitação. Seus conceitos têm como base criar um novo ambiente ou acrescentar elementos no ambiente real respectivamente. Em ambos os casos, sua aplicação normalmente está relacionada a algum tipo de jogo, onde o objetivo envolve movimentos que irão ajudar na recuperação do membro com baixa mobilidade (DEUTSCH, 2007).

Existem jogos com realidade aumentada, que são aqueles onde elementos virtuais são acrescentados em um ambiente real, como por exemplo, colocar um vaso virtual em cima de uma mesa real que esteja sendo filmada. Nesse tipo de ambiente é comum se utilizar um dispositivo de captura de imagens como uma câmera, e posteriormente são adicionados os elementos virtuais (TORI et al., 2006).

Na realidade virtual, todo o cenário e objetos são criados computacionalmente, dessa forma, não é necessário um equipamento de captura de imagens, como no caso da realidade aumentada. Por outro lado, como o ambiente é totalmente criado, muitas vezes ele pode não aparentar ser tão real, sendo necessário um maior poder de processamento para gerar texturas e detalhes mais realistas.

A realidade virtual pode ser dividida em dois grandes tipos: imersiva e não imersiva. Na imersiva todo o ambiente é criado para simular a realidade e o usuário se sente inserido nesse ambiente, podendo interagir como se estivesse no mundo

real. Já na não imersiva, o usuário está fora do ambiente, porém podendo interagir com ele de diversas formas. Um exemplo de realidade virtual imersiva são os simuladores de voo da empresa Delta 5 (Delta5, 2018) onde pode-se operar diversos comandos com grande fidelidade, semelhante a aeronave real, conforme o exemplo da Figura 14. Já um exemplo de realidade virtual não imersiva, são jogos onde se controla o personagem por um controle com botões direcionais e de ação, já que nesse caso o jogador não se sente inserido no jogo da mesma forma que no mundo real (MULTILASER, 2018), Figura 15.

Figura 14 – Simulador de cabine de avião



Fonte: Delta5, 2018.

Figura 15 – Jogo de corrida com vista externa ao carro



Fonte: MULTILASER, 2018.

3 REVISÃO SISTEMÁTICA

Neste capítulo serão apresentados os artigos referentes a revisão sistemática que tiveram como tema a utilização de óculos de realidade virtual no tratamento de pacientes pós-AVE como auxílio à fisioterapia.

O desenvolvimento de uma revisão sistemática da literatura necessita de algumas etapas que devem ser feitas de maneira metodológica. Primeiramente, deve-se escolher as bases de dados onde serão feitas as buscas. Após isso, escolher os termos adequados e efetuar as pesquisas. De posse dos diversos artigos encontrados faz-se necessária uma etapa de filtragem para eliminar artigos duplicados e que mesmo tendo os termos da pesquisa não tem ligação direta com o tema. Por fim, é feita a leitura dos artigos restantes buscando todo o conhecimento que já foi alcançado até o momento e o que se pode ser proposto como inovação.

Os termos utilizados para as buscas de artigos foram:

- *stroke*;
- *head-mounted display* ;
- *immersive virtual reality*;
- *rehabilitation*.
- acidente vascular;
- realidade virtual imersiva;
- reabilitação;

Para este trabalho alguns questionamentos foram feitos:

- A realidade virtual imersiva é utilizada no tratamentos de pacientes pós-AVE?
- Quais os tipos de atividades são feitas utilizando realidade virtual imersiva?
- Quais sensores são utilizados para interagir com o ambiente virtual?
- Quais os tipos de tecnologias são utilizadas para a realidade virtual imersiva?
- Para quais grupos musculares a realidade virtual imersiva vem sendo utilizada?

A escolha de termos em inglês se deve ao fato de que a grande maioria dos artigos são publicados nessa língua. O termo *head-mounted display* especifica artigos que utilizam realidade virtual imersiva com o uso de um óculos especial que proporciona a imersão, mesmo assim pesquisas buscando o termo realidade virtual imersiva. Também foi incluída na pesquisa, uma limitação quanto a data da publicação, sendo aceitos trabalhos publicados de 2015 até 2019.

Foram feitas as pesquisas de artigos nas seguintes bases:

- IEEE Explore;
- Science Direct;
- Springer;
- PubMed;
- PMC;
- ACM;
- BVS.

A quantidade de artigos encontrada em cada base utilizando os termos escolhidos é mostrada na Tabela 1.

Tabela 1 – Quantidade de artigos encontrados em cada base de busca

Base de busca	Quantidade de artigos
IEEE Explore	32
Science Direct	243
Springer	451
PubMed	35
PMC	575
ACM	551
BVS	32
Total	1919

Fonte: o autor, 2020.

Para se trabalhar com essa quantidade de artigos se optou pela utilização de um *software* de gerenciamento. Dentre os disponíveis no mercado era essencial que o escolhido possuísse ferramentas de remoção de duplicatas e preenchimento automático de informações que estivessem faltando nos artigos. Foi escolhido o Mendeley que além das funcionalidades descritas ainda possui armazenamento de artigos na nuvem e aplicativo para *smartphones*.

A remoção de artigos seguiu alguns critérios descritos nos seguintes pontos:

- Artigos duplicados
- Artigos que não estavam na língua inglesa
- Artigos que não tratavam de AVE
- Artigos que não utilizavam realidade virtual imersiva
- Capítulos de livros

- Artigos que não possuíam arquivo no formato .pdf

Após a remoção de artigos sobraram 34 artigos. Esses por sua vez, podem ser divididos quanto ao tipo de membro que ele trata, oculus de realidade virtual utilizado e sensores. Do total, 23 trabalhavam apenas membros superiores, 3 apenas membros inferiores, 4 eram para membros inferiores e superiores, 1 para as mãos e 1 para diversos grupos musculares. Quanto ao tipo de óculos utilizado 20 utilizavam Oculus Rift, 7 utilizavam HTC Vive, 1 utilizava tanto Oculus Rift quanto HTC Vive, 3 utilizava óculos voltados para *smartphones* (Google Cardboard, Google Daydream ou Gear VR) e 1 não especificava qual óculos utilizava. Na parte de sensores existe uma grande diversidade sendo o Microsoft Kinect utilizado em 7 deles e 5 deles utilizavam Leap Motion.

Os óculos mais utilizados são Oculus Rift, sendo eles uns dos primeiros desenvolvidos nessa nova geração de tecnologias, era esperado o seu maior uso. A tecnologia empregada nesses óculos é dependente de um computador para funcionar, sendo eles responsáveis por detectar os movimentos da cabeça e mostrar as imagens.

A maior parte dos artigos utiliza o Kinect como sensor de movimentos. Esse sensor funciona a partir do processamento de imagens, e necessita de um computador para tratar os dados captados por ele. É possível, por exemplo, detectar a posição de todos os membros do corpo.

Ambas as tecnologias mais utilizadas, Oculus Rift e Kinect, necessitam de um computador, ou seja, não são facilmente transportáveis, além de necessitarem da rede elétrica para funcionarem. O que não é o foco desse trabalho, que visa o desenvolvimento de um sistema mais simples de ser utilizado, e sem a necessidade da rede elétrica.

Se tratando das aplicações desenvolvidas, boa parte não era necessariamente um jogo com pontuação ou focado em motivar a execução de exercícios. Alguns dos artigos eram focados apenas na técnica do espelho virtual, ou seja, mover uma mão no mundo real e apenas visualizar os movimentos dentro do ambiente virtual (PANJAN et al., 2016), (SPICER et al., 2017), (GIROUX et al., 2018), (LUPU et al., 2017), (LUPU et al., 2016), (WEBER et al., 2019), (SULIMANOV et al., 2019). Outros trabalhos eram focados em algum tipo de exercício simples como flexões e abduções de músculos

(TROMBETTA et al., 2017), (HONG et al., 2017), (MARIN-PARDO et al., 2019), (ACHANCCARAY et al., 2019), (MCMAHON et al., 2018). Alguns trabalhos tinham como foco a execução de tarefas cotidianas como caminhada ou tarefas na cozinha (MCMAHON et al., 2018), (EPURE et al., 2018), (TRIANDAFILOU et al., 2018), (HAMZEHEINEJAD et al., 2018), (BAQAI et al., 2019), (VOURVOPOULOS et al., 2016), (PROFFITT et al., 2018), (SWEE et al., 2017), (ÖGÜN et al., 2019), (LUIS et al., 2016), (LEE et al., 2020), (TSOUPIKOVA et al., 2015). Por fim alguns eram realmente focados em um tipo de jogo, podendo ter pontuação e objetivos (PATIL et al., 2015), (YU et al., 2018), (GOBRON et al., 2015), (AVOLA et al., 2018), (CHO et al., 2019), (HUANG et al., 2019), (WU et al., 2019), (FERREIRA et al., 2019), (ELOR et al., 2018a), (ELOR et al., 2018b).

Um artigo com maior semelhança ao proposto neste trabalho é o de YU (YU et al., 2018), pelo fato de ser focado na utilização de óculos de realidade virtual que tem como base *smartphones*, algo muito importante na questão da facilidade de transporte. Nele existe um jogo com a função de motivar, porém é focado nos membros superiores e utiliza um sensor de pressão para detectar o movimento dos dedos da mão.

Dentre todos os artigos analisados o único que utilizava EMG foi o desenvolvido por SPICER (SPICER et al., 2017). Porém, este trabalho utiliza diversos outros sensores além de não ter um jogo propriamente dito com o objetivo de motivar os pacientes. Trata-se de uma aplicação onde o jogador pode visualizar os membros atuando assim como um espelho virtual apenas.

Um sensor de EMG se mostra bastante interessante para aplicações em pacientes pós-AVE pelo fato de não precisar de grandes movimentos dos membros ou força para detectar contrações. Além disso, em um sinal de EMG se podem aplicar diversas técnicas de filtragem de sinal, gerando várias possibilidades para uma detecção mais precisa. Por fim, o desenvolvimento de um equipamento baseado em EMG tem um custo inferior a sensores como Kinect e sem a necessidade do uso de um computador para processar seu sinal.

4 METODOLOGIA

Este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema de auxílio a fisioterapia para pessoas que tiveram sua mobilidade reduzida devido a um AVE. Tal equipamento se baseia na realidade virtual imersiva de modo a criar um ambiente agradável ao usuário. Trata-se de um jogo sério, onde a pontuação é feita de acordo com a execução dos movimentos propostos. A dificuldade do jogo é fixa, dessa forma a pontuação do usuário tende a aumentar de acordo com o tempo que ele se dedique, gerando um referencial para sua evolução.

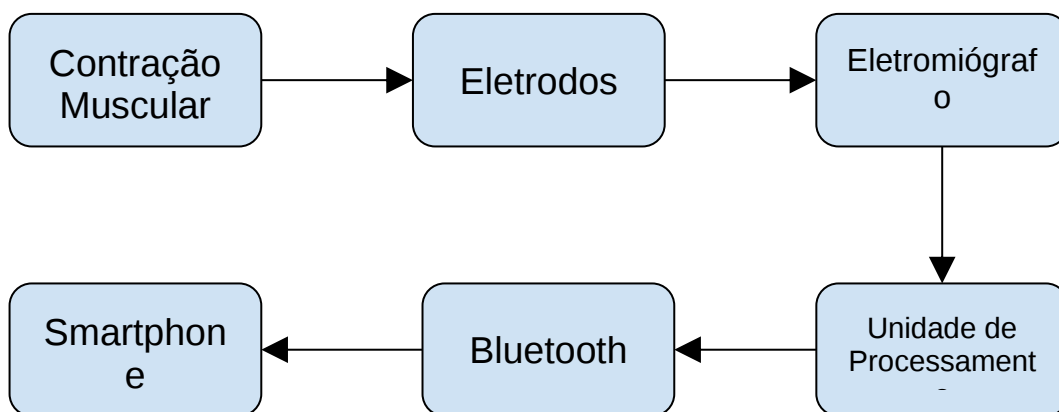
Com base nas tecnologias atuais, visando um equipamento de fácil manuseio e com custo reduzido, foi escolhido o uso de *smartphones* que possuíssem as seguintes características: sistema operacional Android versão 4.4 ou superior, tela entre 4 e 6 polegadas e como descrito anteriormente, devido ao jogo utilizar realidade virtual imersiva. O aparelho deve possuir sensores capazes de reconhecer para onde o usuário está olhando como o giroscópio. Dentre os óculos de realidade virtual voltados para o uso em *smartphones*, além da facilidade de uso e custo, conforto e sensação de imersão são propriedades importantes.

A partir da *engine* de jogos Unity foi possível criar um jogo com as características necessárias para atacar o objetivo proposto. Dentre as características podem ser citadas: fácil utilização pelo usuário, cenário agradável e objetivos que estimulem os exercícios fisioterápicos. O jogo propriamente dito, inicialmente se baseia em contrair o membro debilitado o maior número de vezes, como se o paciente estivesse tentando executar um movimento articular. Devido a debilidade o membro pode executar pouco movimento, porém eletrodos posicionados no membro, poderão sentir a contração muscular, embora bastante tênue, e enviar essa informação para o *smartphone*. O envio de dados se dá a partir de comunicação *Bluetooth*, presente em praticamente todos os celulares atuais.

Fica evidente que além do *smartphone* é necessário um equipamento auxiliar que será posicionado no membro afetado. O equipamento desenvolvido trata-se de um *hardware* composto por um eletromiógrafo de um canal, contendo filtros e amplificadores, microcontrolador e módulo *Bluetooth*, além da bateria. Seu funcionamento pode ser simplificado nas seguintes etapas: os eletrodos posicionados nos músculos enviam os sinais para o eletromiógrafo, os sinais são filtrados e

amplificados, após isso, são processados pelo microcontrolador que os transforma em dados digitais que por fim são enviados para um *smartphone* via *Bluetooth*, conforme o diagrama da Figura 16.

Figura 16 – Diagrama das etapas utilizadas no equipamento desenvolvido.

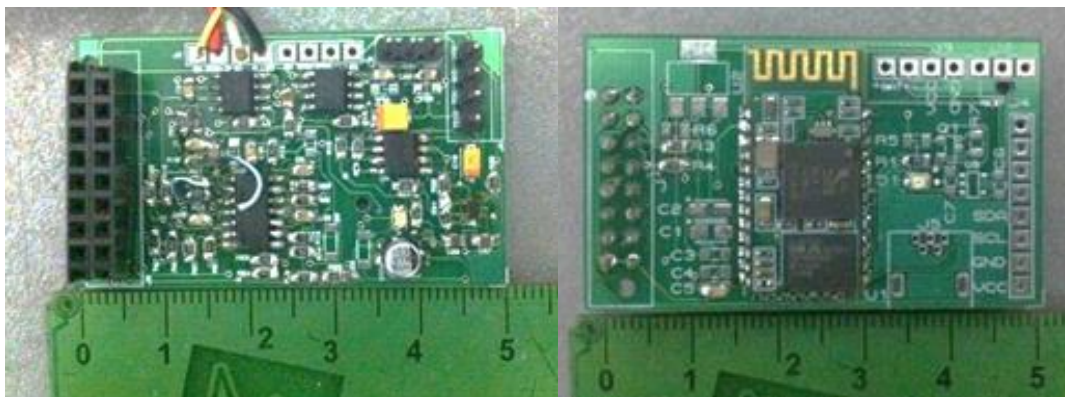


Fonte: o autor, 2020.

Um equipamento base foi desenvolvido pelo grupo de pesquisa GPEB-UFPE (SOUZA, 2015), Figura 17, o qual foi modificado e adequado às necessidades específicas para a captação do sinal de EMG em portadores de AVE. Incluindo métodos filtragem e amplificação específicos a esse tipo de sinal eletromiográfico. O *firmware* do microcontrolador também foi modificado em função das especificidades desse projeto, bem como o protocolo de comunicação e chassi do dispositivo. Inicialmente esse equipamento foi utilizado em conjunto com um aplicativo, que apresenta tanto sinais de EMG quanto de ECG na tela do *smartphone*. Para a aplicação proposta, o equipamento foi adaptado para o novo problema em questão, ou seja, com o jogo de realidade virtual imersiva.

A seguir serão descritos os diversos componentes que foram utilizados no desenvolvimento do sistema desenvolvido neste trabalho bem como seu público alvo. Será feita uma especificação dos itens introduzidos no referencial teórico, indicando os produtos disponíveis no mercado.

Figura 17 – Eletrônica base, desenvolvida pelo grupo de pesquisa LIHOM-UFPE



Fonte: SOUZA, 2015.

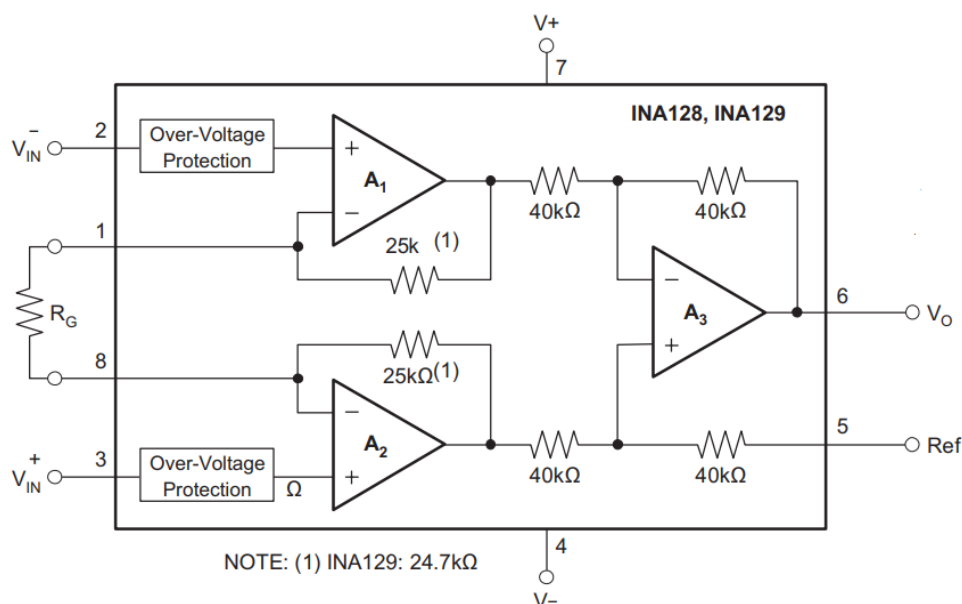
4.1 PÚBLICO ALVO

O sistema a ser desenvolvido é focado em pacientes que após o AVE ficaram com limitações nos membros inferiores, pontuações 0, 1 ou 2 do nível 6 da escala do Instituto Nacional de Saúde (*National Institute of Health* - NIH).

4.2 O AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTAÇÃO INA129

O INA129 é um circuito integrado de amplificador de instrumentação. Ele possui a arquitetura de três amplificadores operacionais descrita na seção anterior e com valores de resistores internos bem definidos conforme Figura 18. A fórmula para o cálculo do ganho do circuito é indicada na Equação 3.

Figura 18 – Topologia do INA129



Fonte: Modificado de Texas Instruments, 2015.

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_g} \quad (3)$$

Suas principais características são a razão de rejeição de modo comum de 120dB, tensões máximas das entradas de $\pm 40V$ e intervalo de alimentação entre $\pm 2,25V$ até $\pm 18V$. Esta última característica é de fundamental importância para o uso em equipamentos embarcados, que utilizam baterias como fonte de alimentação.

4.3 O MICROCONTROLADOR ATMEGA328P

O ATmega328 é um microcontrolador que se tornou bem popular no mercado devido ao seu uso nas placas de prototipagem Arduino UNO. Com o advento dessa placa, foi possível se implementar diversas soluções de forma rápida para testes, por dar acesso aos pinos de entrada e saída do microcontrolador, bem como permitir a gravação do *firmware* diretamente pela porta USB do computador. As principais características do ATmega328P podem ser vistas na Tabela 2.

Tabela 2 – Características do ATmega328P

Característica	Valor
Conjunto de instruções	131
Memória Flash	32KB
EEPROM	1KB
SRAM	2KB
Timers	2 de 8bits e 1 de 16bits
PWM	6
ADC	8 de 10bits
Comunicação	UART, SPI e I ² C
Entradas e saídas	23
Tensão de operação	2,7V até 5,5V
Velocidade de processamento	até 16Mhz
Consumo de modo ativo	1,5mA em 3V e 4Mhz

Fonte: o autor, 2020.

4.4 TRANSFORMADA DE FOURIER DE UM SINAL DE EMG

Um problema analisado no uso na detecção de sinais de EMG é que muitas vezes, após um tempo de uso, sua componente de corrente contínua vai ser deslocando, chegando a saturar o sinal. Tal problema é extremamente prejudicial para a finalidade desse trabalho já que uma das formas de medir uma contração é analisando a amplitude da onda, ou seja, caso seu valor passe de um determinado limiar pode se considerar que houve uma contração.

Uma possibilidade para minimizar esse problema é a utilização de filtros para o sinal, isto pode ser feito utilizando componentes passivos, como resistores e capacitores, ou componentes ativos, incluindo amplificadores operacionais. Essa forma de filtragem é conhecida como analógica.

Outra possibilidade é decompor o sinal em frequências e analisar apenas as que possuem maior variação em relação a contração, dessa forma é possível ignorar a variação no componente de corrente contínua, desde que essa não sature o sinal. Para decompor o sinal foi utilizada a transformada rápida de Fourier, que foi implementada no *firmware* do microcontrolador utilizando bibliotecas desenvolvidas para essa aplicação. Dessa forma o sinal de EMG teve que passar por processos de amostragem e quantização antes da transformada rápida de Fourier ser aplicada.

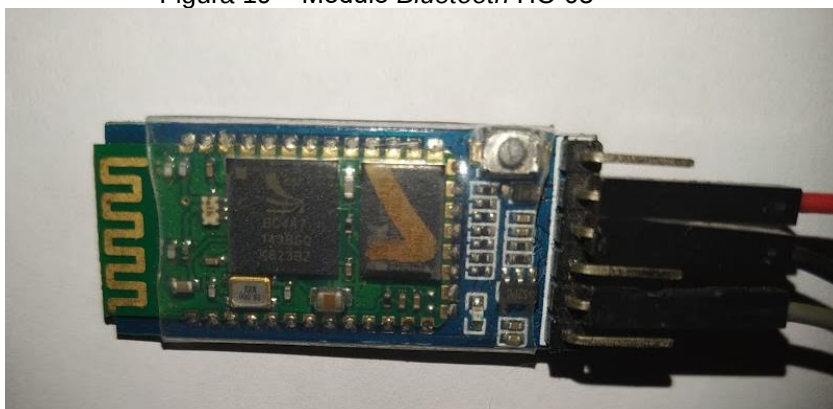
4.5 MÓDULO BLUETOOTH

Para enviar as informações do microcontrolador para o *smartphone* foram utilizados módulos do tipo HC-05, Figura 19. Esses módulos utilizam a comunicação *Bluetooth* na versão 2.0. Essa versão foi escolhida por ter maior simplicidade de integração com o Unity, permitindo o envio de informações para o *smartphone* de forma segura.

A alimentação desse módulo é feita com uma tensão de 5V porém seu pinos de comunicação trabalham com tensão de 3,3V. Uma característica importante do uso desses módulos com *smartphones* é que, para se haver uma comunicação entre eles, é necessário primeiramente efetuar um pareamento, ou seja, encontrar o dispositivo em uma lista no *smartphone* e digitar uma senha correspondente.

Esses módulos também podem ser configurados em relação aos nomes que irão possuir na rede, sua senha e sua taxa de transmissão. Para isso, normalmente é necessário ligar o módulo em modo de configuração, ou seja, energizá-lo enquanto se pressiona um botão que ele possui.

Figura 19 – Módulo *Bluetooth* HC-05



Fonte: o autor, 2020.

4.6 PLACA ILHA

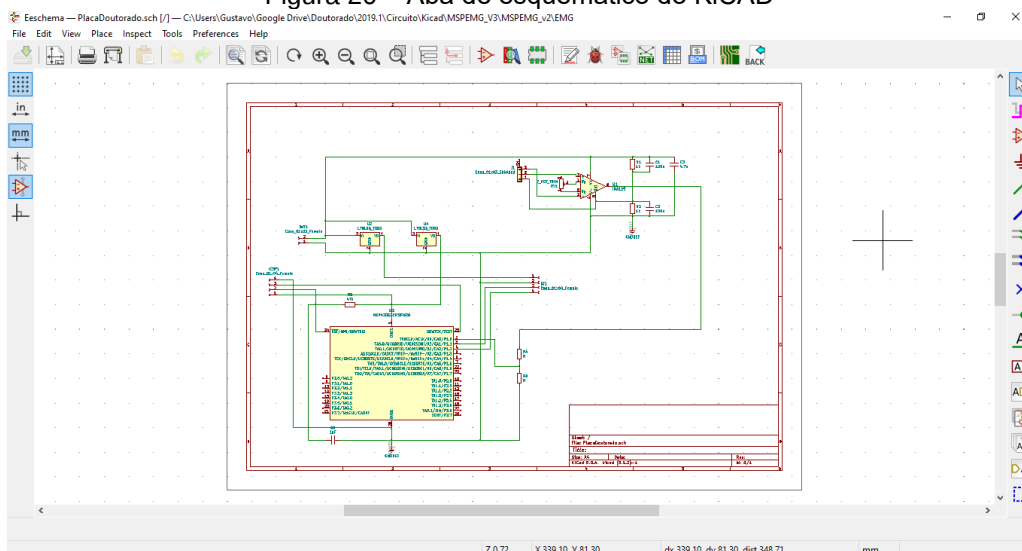
Um recurso muito útil para a prototipação de placas de circuito é a placa ilha. Ela permite que componentes sejam facilmente interligados e com maior segurança do que a utilização de *protoboards*. Numa placa ilha componentes podem ser posicionados e soldados e posteriormente interligados utilizando fios, ou mesmo as próprias ilhas da placa que não estiverem ligando componentes.

4.7 FERRAMENTAS DE CAD UTILIZADAS NO SISTEMA

Essa seção serão mostradas as ferramentas de desenho auxiliado por computador (*computer aided design* - CAD), que foram utilizadas tanto para o desenho de placas de circuito impresso, quanto para as caixas de proteção do *hardware* desenvolvidos.

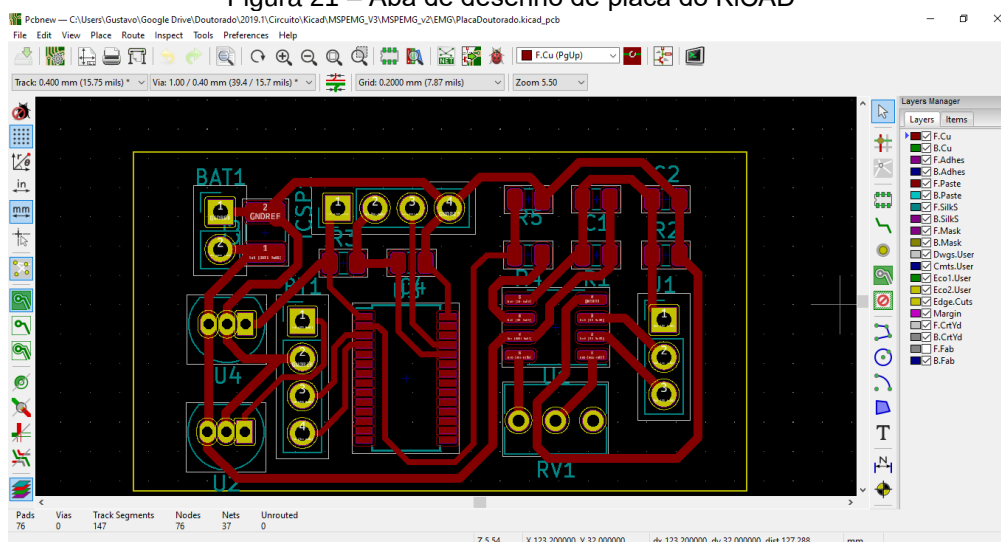
KiCAD é uma ferramenta gratuita para desenvolvimento de placas de circuito impresso. A partir dela é possível gerar arquivos que poderão ser utilizados nos mais diversos tipos de técnicas de fabricação. A utilização do KiCAD pode ser dividida em duas etapas: desenho de esquemático e desenho de *layout*. No esquemático são feitas as ligações entre os diversos componentes sem que haja uma preocupação com o posicionamento e cruzamentos de trilhas, como indicado na Figura 20. No desenho do *layout* são feitos os reais caminhos que a placa terá, conforme Figura 21.

Figura 20 – Aba de esquemático do KiCAD



Fonte: o autor, 2020.

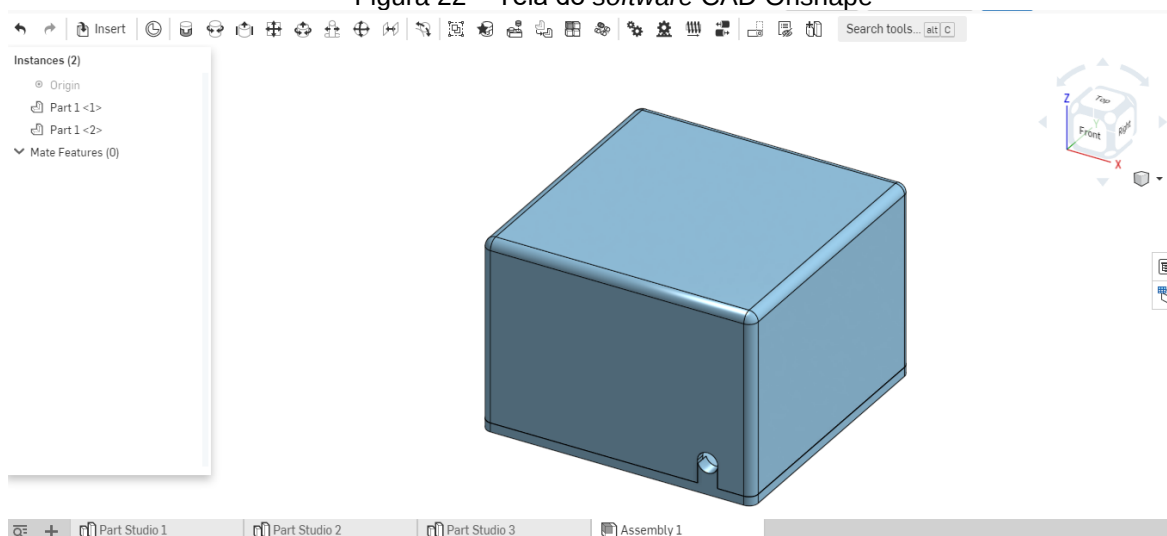
Figura 21 – Aba de desenho de placa do KiCAD



Fonte: o autor, 2020.

O Onshape, tendo sua tela de projeto indicada na Figura 22, é uma plataforma online para desenvolvimento de desenhos CAD gratuito. Nele é possível se desenhar objetos tridimensionais utilizando uma vasta gama de ferramentas de modelagem como: esboços, extrusões, revoluções, chanfros, filetes, etc. Ele também permite que os desenhos sejam exportados em diversos formatos, podendo assim serem utilizados em impressoras 3D.

Figura 22 – Tela do software CAD Onshape



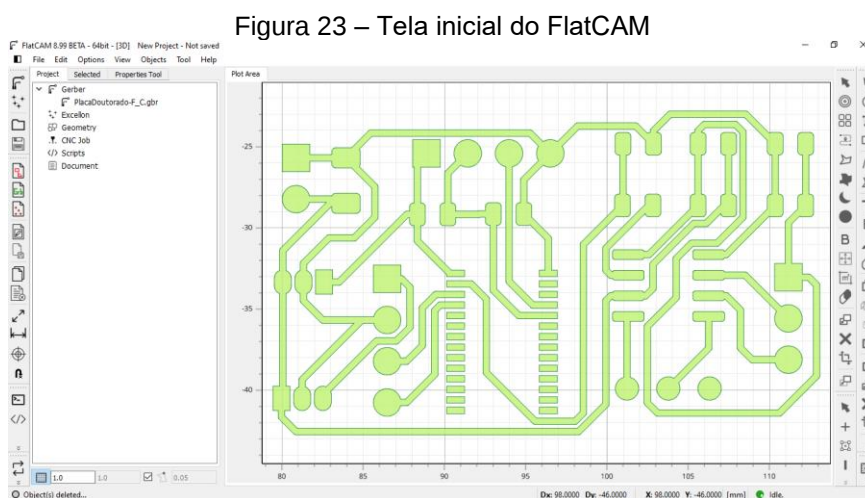
Fonte: o autor, 2020.

4.8 FERRAMENTAS DE CNC UTILIZADAS NO SISTEMA

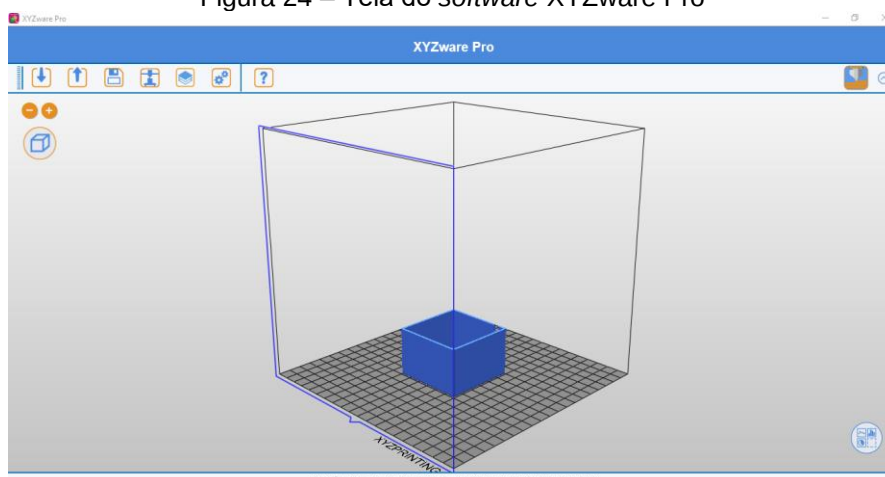
Nessa seção serão apresentadas as ferramentas de controle numérico computacional (*Computer Numeric Control* - CNC). Tais ferramentas permitem gerar códigos que controlam máquinas de fabricação, como impressoras 3D e gravadoras laser.

O FlatCAM é um *software* que permite controlar máquinas CNC. O código gerado por ele pode ser utilizado tanto para máquinas que utilizam laser como fresas. Para se gerar o código de controle é necessário primeiramente importar um arquivo referente ao projeto, após isso são feitas diversas configurações quanto a velocidade que a máquina irá trabalhar e tamanho da ferramenta utilizada. A tela inicial do FlatCAM é mostrado na Figura 23.

O XYZware Pro é um *software* voltado para impressão 3D, seu funcionamento segue etapas similares ao FlatCAM. Primeiro deve-se importar um arquivo contendo o desenho tridimensional do objeto que se deseja imprimir, após isso deve-se fazer as configurações adequadas como, por exemplo, a velocidade da impressão, a temperatura do bico da impressora, se vão haver suportes para a peça, etc. A tela inicial do XYZware Pro com uma peça tridimensional inserida está indicado na Figura 24.



Fonte: o autor, 2020.

Figura 24 – Tela do *software* XYZware Pro

Fonte: o autor, 2020.

4.9 MÁQUINAS CNC

A DaVinci 3D é uma impressora 3D capaz de trabalhar com materiais plásticos. Ela permite que os arquivos de impressão sejam enviados pela rede WiFi a partir do *software* XYZware Pro. Suas configurações incluem temperatura do bico, temperatura da mesa, altura da camada da impressão, dentre outros. A DaVinci 3D durante um processo de impressão de um objeto pode ser vista na Figura 25.

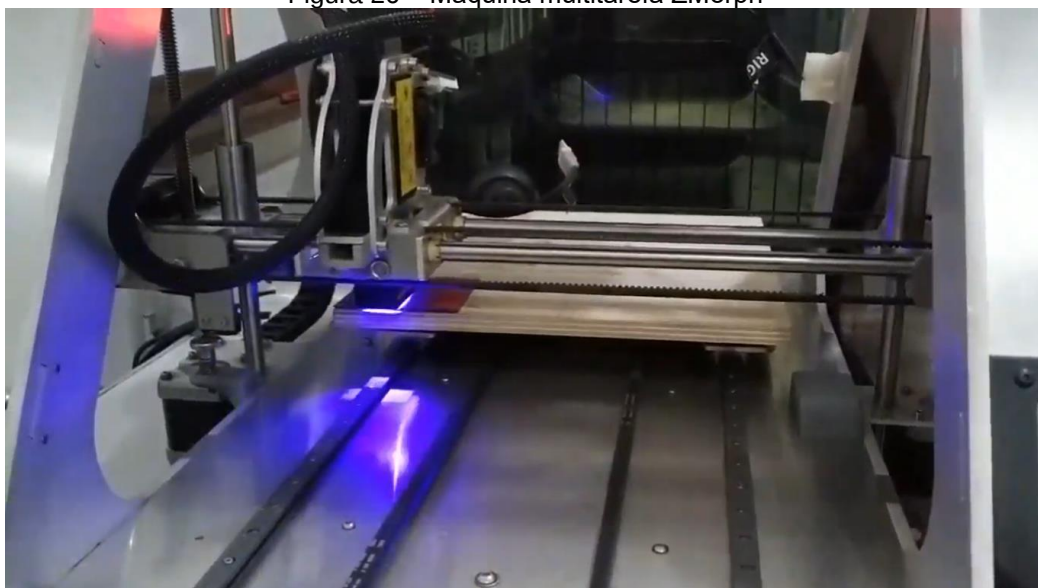
A ZMorph é uma máquina multitarefa capaz de fazer impressões 3D, gravação utilizando laser, usinagem, dentre outras. Ela pode ser utilizada para confecção de placas de circuito impresso, a partir do seu modo de gravação a laser. Para que ela execute uma tarefa é necessário colocar um arquivo do tipo .gcode em seu cartão de memória, e esse código pode ser feito a partir do FlatCAM. A utilização do laser da ZMorph em uma placa de circuito impresso pode ser vista na Figura 26.

Figura 25 – Impressora DaVinci 3D



Fonte: o autor, 2020.

Figura 26 – Máquina multitarefa ZMorph



Fonte: o autor, 2020.

Para sua aplicação na fabricação de placas de circuito impresso algumas etapas devem ser seguidas. Como a potência do seu laser não consegue retirar o cobre da placa diretamente, primeiro deve-se pintar a placa com alguma tinta capaz de ser removida pelo laser. Após a secagem, a placa então passa pelo laser onde será retirada a tinta das partes onde não se deseja ter o cobre, ou seja, a tinta irá se manter onde ficarão as ligações. A placa então é colocada em alguma solução capaz de corroer o cobre, porém, a parte protegida pela tinta será preservada. Por fim, a tinta pode ser retirada.

4.10 FERRAMENTAS PARA DESENVOLVIMENTO DE JOGOS

Nessa seção serão mostradas as ferramentas utilizadas neste trabalho para desenvolvimento de jogos que foram utilizados em diversas etapas do projeto. Sendo eles o MIT App Inventor, focado em criar aplicativos para celulares, e o Unity, focado no desenvolvimento de jogos para diversas plataformas.

O MIT App Inventor é um site que permite criar aplicativos para *smartphones* que utilizem o sistema operacional Android. Para a construção do aplicativo primeiramente são incluídos os diversos componentes que ele vai possuir, como comunicações, imagens, botões, etc. Após isso vem a programação do aplicativo, onde será descrito o que cada componente irá fazer, e como os diversos componentes irão interagir entre si. Essa programação é feita através de blocos que se encaixam, simplificando sua construção. A tela de um projeto feito no MIT App Inventor pode ser vista na Figura 27.

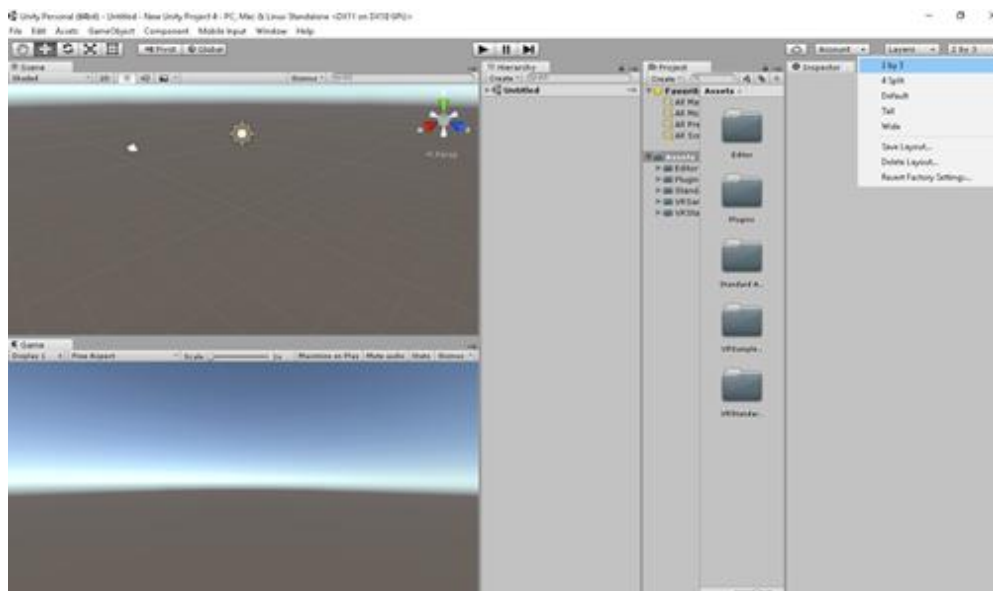
Figura 27 – Tela do MIT App Inventor



Fonte: o autor, 2020.

O Unity é um motor de jogos capaz de criar projetos para diversas plataformas. A interface do Unity é mostrada na Figura 28, nela é possível ver diversos componentes como as guias da cena, de hierarquia, de projeto, de arquivo, de edição, dentre outras. Para o desenvolvimento de um jogo simples é possível incluir objetos na guia de cena, posicioná-los e atribuir a eles um código indicando o que ele deverá fazer. Os códigos podem ser escritos em linguagens como JavaScript e C#, porém o C# tem maior suporte pela comunidade de desenvolvedores atualmente.

Figura 28 – Tela inicial do Unity



Fonte: o autor, 2020.

5 RESULTADOS

Para se alcançar o objetivo final desse trabalho tanto o *hardware* desenvolvido quanto o jogo em realidade virtual imersiva passaram por várias etapas. O *hardware* original, mostrado na Figura 17, passou por modificações em seus filtros, tendo uma etapa desenvolvida em placa ilha e diversas versões em circuito impresso. O jogo possui versões que eram focadas apenas em testar o conceito do controle de interação através do sinal de EMG até chegar a versão final onde tinha-se um cenário com o objetivo de marcar gols de pênalti.

As principais inovações que podem ser descritas são:

- Sistema de detecção automática da frequência que possui maior variação entre relaxamento e contração;
- Jogo que estimula a execução de exercícios bem como ativa os neurônios espelho, focado nos membros inferiores;
- Métrica baseada na quantidade de contrações através do uso da FFT;
- Armazenamento dos valores das contrações para posterior análise.

5.1 TESTES INICIAIS

Primeiramente uma bateria de testes foi feita utilizando o INA129 em uma *protoboard*, com isso buscava-se achar os melhores filtros para serem utilizados e o melhor valor para o resistor de ganho. Foram feitos testes utilizando filtros passivos e ativos na saída do INA129 bem como filtragem passiva em suas entradas.

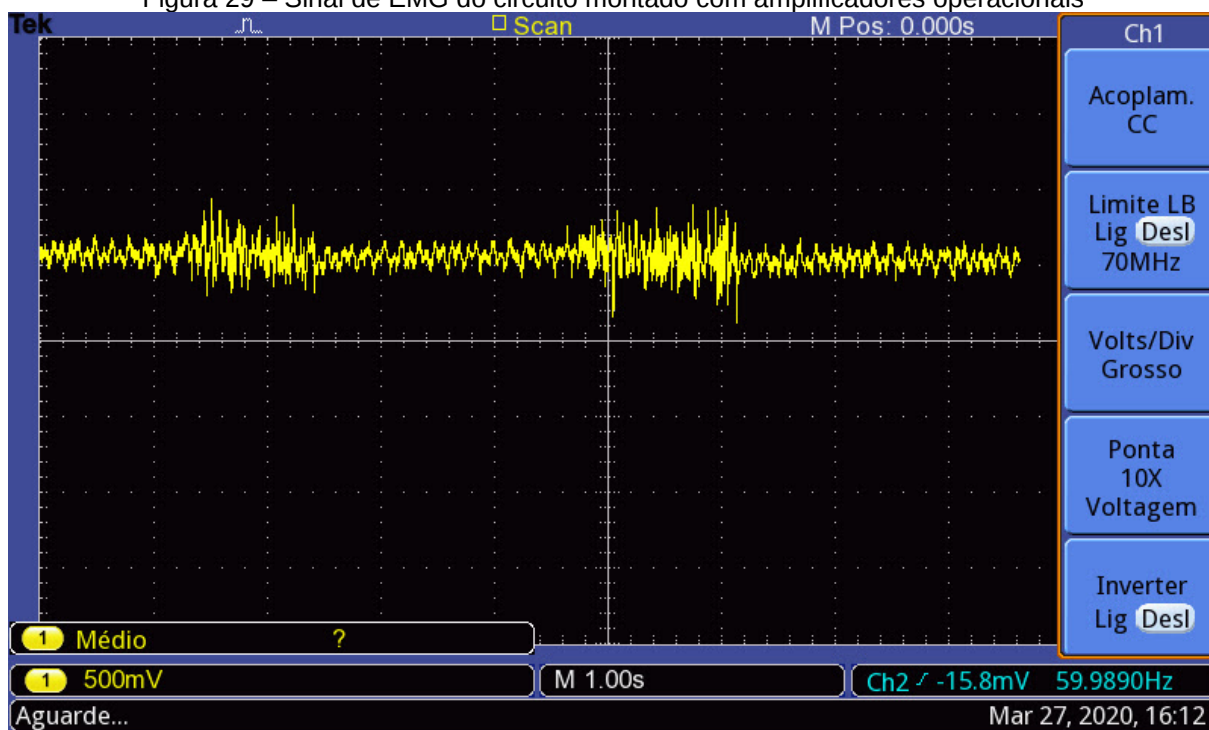
A saída do INA129 sem filtros pode ser vista na Figura 29, nela é possível visualizar duas contrações, representadas por trechos com maiores amplitudes. Ao longo dos testes foi percebido que muitas vezes a amplitude da contração era difícil de ser detectada, bem como o sinal poderia sofrer deslocamentos devido a ruídos de corrente direta.

Para entender melhor os ruídos presentes ao longo da utilização do INA129, foi utilizada a função FFT do osciloscópio. Duas capturas de tela do osciloscópio podem ser vistas na Figura 30. Na imagem superior tem-se o sinal do músculo relaxado, na imagem inferior, tem-se o sinal do músculo contraído. É possível notar que durante a contração, as frequências mais baixas passam a ter maior amplitude.

Essa informação serviu como base para desenvolver o *hardware* que seria responsável por detectar as contrações musculares.

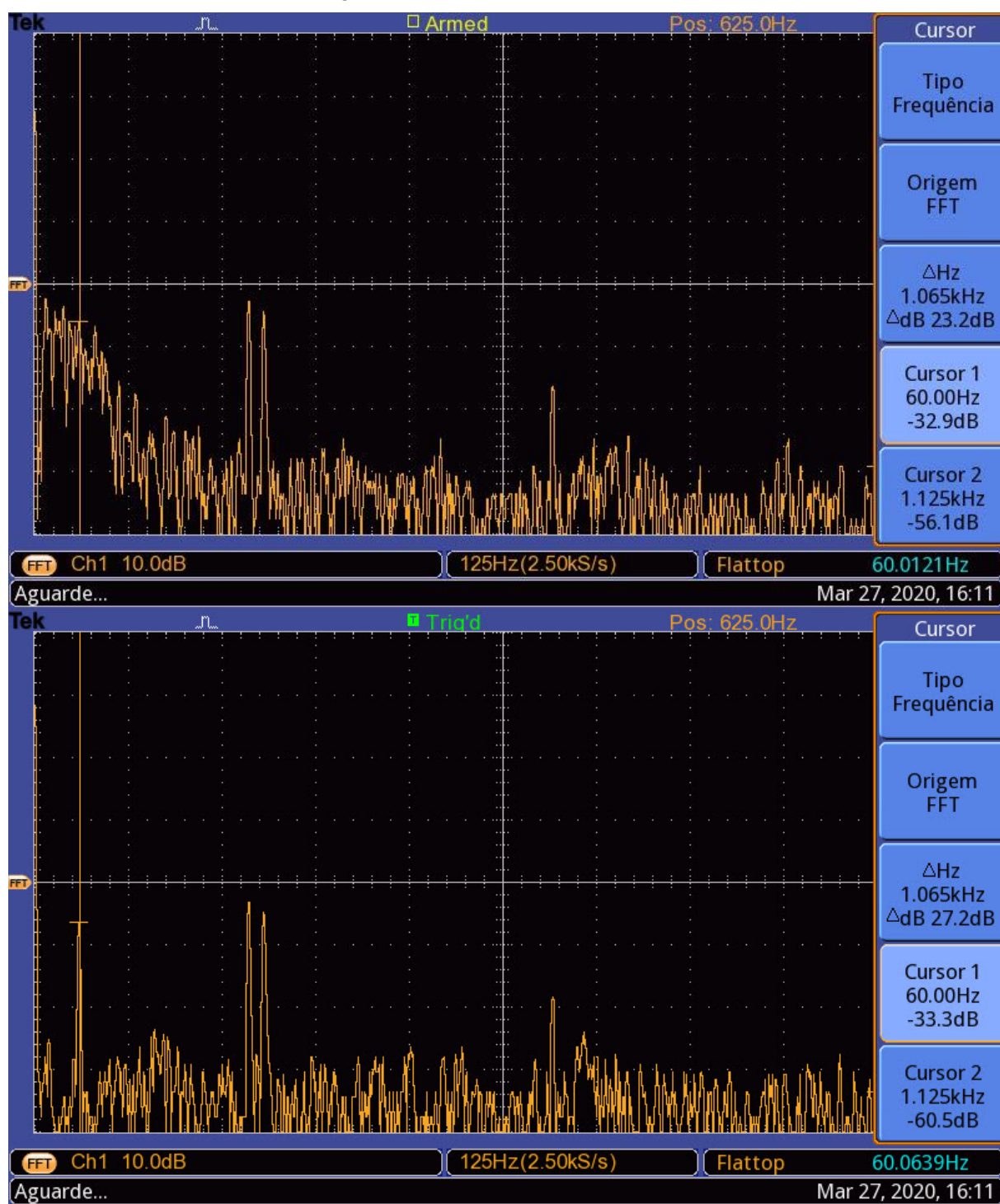
Os testes na *protoboard* também foram de fundamental importância para a verificação da alimentação do INA129. Como se buscava um circuito simplificado e com menor custo possível, se optou por alimentar o sistema a partir de uma única bateria de 9V, que alimentava um regulador de tensão de 5V e por sua vez alimentava o microcontrolador e o INA129. Dessa forma, era necessário gerar uma referência para o INA129, de modo que ele funcionasse entendendo o 5V como o valor máximo positivo e o terra como valor máximo negativo. Para isso foi feito um divisor de tensão resistivo, tendo 2,5V como tensão central, dessa forma esse valor passou a ser a referência do INA129, o valor de 5V ficou sendo equivalente a +2,5V e o terra equivalente a -2,5V. Posteriormente o divisor de tensão foi ligado ao INA129 utilizando um *Buffer*, para manter a tensão de referência mais estável.

Figura 29 – Sinal de EMG do circuito montado com amplificadores operacionais



Fonte: o autor, 2020.

Figura 30 – FFTs de um sinal de EMG



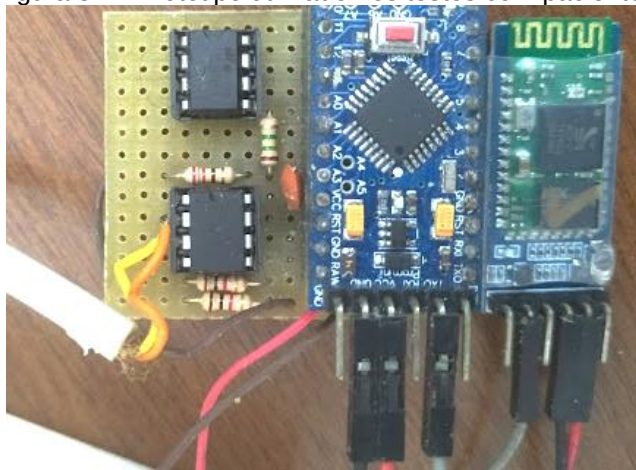
Fonte: o autor, 2020.

Mesmo possuindo rejeição de modo comum, o INA129 apresentou um ruído acentuado em 60Hz. Tal problema pode ser minimizado com a utilização de filtros, dentre eles os ativos, os passivos e o escolhido para esse projeto que foi a filtragem digital a partir da utilização da FFT.

Para ajustar o ganho do INA129 foi utilizado um resistor de 220 Ohms, resultando em um valor próximo de 226, de acordo com a Equação 3, dessa forma, cada valor de tensão advindo de uma contração tinha seu valor multiplicado por 226. Este valor foi escolhido pois ele permitia que uma contração, mesmo que tênue, pudesse ser detectada pelo microcontrolador, ao mesmo passo que não permitia que o sinal atingisse a saturação, o que atrapalha a detecção de contrações mais fortes.

Após esses testes, uma placa ilha foi utilizada, permitindo que o *hardware* de testes em pacientes fosse desenvolvido de forma rápida e possibilitando que modificações fossem feitas com maior agilidade do que se fosse necessário redesenhar placas de circuito impresso a cada nova alteração. A versão utilizada para testes em pacientes consistia em soquetes para dois amplificadores operacionais de 8 pinos, soquetes para encaixe de uma placa Arduino Pro Mini, componentes passivos como resistor e capacitor, fios para eletrodos de EMG e conector para a bateria 9V, conforme Figura 31. O uso do Arduino Pro Mini permitiu que o módulo Bluetooth fosse ligado diretamente a ele, sem necessidade de conectores extras na placa ilha.

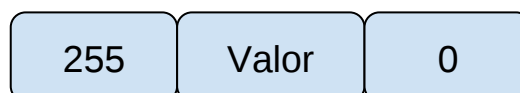
Figura 31 – Protótipo utilizado nos testes com pacientes



Fonte: o autor, 2020.

5.2 ESQUEMÁTICO DO HARDWARE DESENVOLVIDO

O hardware desenvolvido buscou atender todas as especificações necessárias para o funcionamento do projeto. A placa inclui amplificadores operacionais, microcontrolador, regulador de tensão além de componentes passivos como resistores e capacitores.

Figura 33 – Pacote de dados enviados via *Bluetooth*

Fonte: o autor, 2020.

5.4 CARACTERÍSTICAS DA UTILIZAÇÃO DA FFT

Para se analisar o sinal de EMG a partir do processamento limitado de um microcontrolador, é necessário escolher adequadamente os parâmetros que serão utilizados na FFT. Caso o número de amostras seja muito pequeno, a FFT terá uma resolução baixa, atrapalhando a identificação de contrações. Por outro lado, caso o número de amostras seja muito elevado o tempo de processamento será alto, gerando um atraso entre a contração e o chute no ambiente virtual.

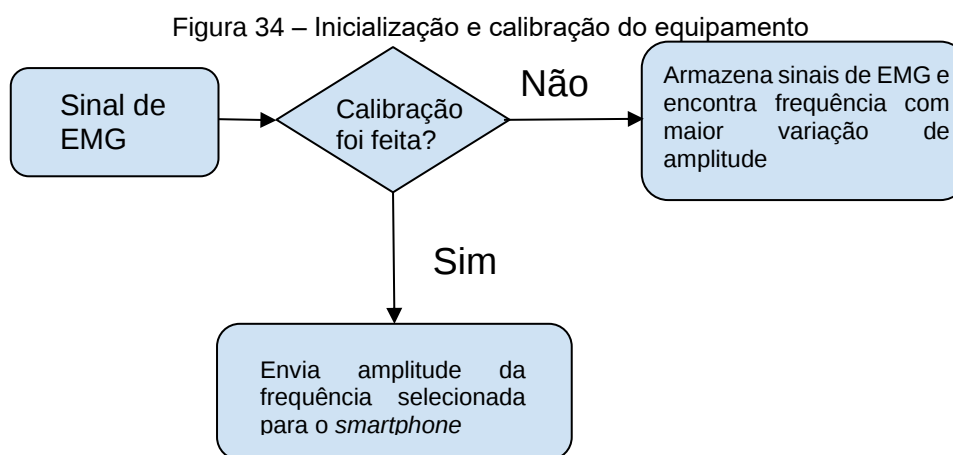
Com base nos requisitos destacados, foi escolhido utilizar amostras de tamanho 128 e com frequência de amostragem de 400 hz. Esses parâmetros permitem reconstruir sinais de 200 hz de acordo com o teorema de Nyquist. Com isso a resolução da FFT resultante ficou com frequências espaçadas por 3,125 hz.

Em virtude do tempo necessário para armazenar as 128 amostras com a taxa de amostragem de 200 hz, somado ao tempo de processamento da FFT em um microcontrolador de 8 bits, e *clock* de 16Mhz, o intervalo entre envio de informações do microcontrolador para o *smartphone* através do módulo *Bluetooth* era de 370 milissegundos em média. Este intervalo não causou atrasos perceptíveis entre a contração muscular e a execução dos comandos nos jogos.

5.5 CÓDIGO PARA MICROCONTROLADOR ATMEGA328 (FIRMWARE)

O código desenvolvido para o microcontrolador pode ser dividido em duas etapas. Na primeira, nomeada de calibração automática, é aplicada a transformada rápida de Fourier em sinais de EMG, recebidos num intervalo de tempo equivalente a 128 amostras e processamento, durando uma média de 370 milissegundos. Esses sinais são armazenados e comparados, frequência a frequência, com os valores das amplitudes resultantes da próxima FFT, a fim de escolher a frequência que teve maior variação de amplitude. Por fim, a frequência escolhida é armazenada. Na segunda

etapa, a frequência escolhida será a única analisada nos sinais de EMG subsequentes, e o microcontrolador irá enviar todos os valores de amplitude da mesma para o *smartphone* através do módulo *Bluetooth*. Ambas as etapas são mostradas na Figura 34. A calibração é importante pois, dependendo do músculo e da pessoa, a frequência que possui maior energia pode variar.

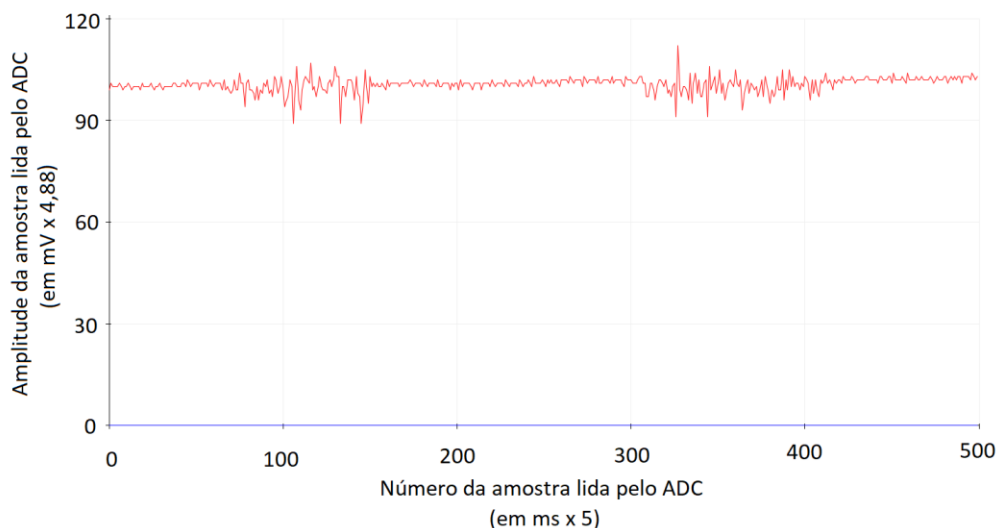


Fonte: o autor, 2020.

A etapa da calibração automática consiste em, durante um determinado período de tempo, o músculo escolhido deverá permanecer cerca de 2 segundos em relaxamento e 2 segundos contraído repetitivamente até que uma luz indicativa seja acesa indicando o fim dessa etapa. Durante esse período o microcontrolador irá armazenar a maior e a menor amplitude para cada frequência. Por fim a frequência que tiver a maior variação de amplitude será a escolhida para ser utilizada, por ser a que irá gerar uma melhor detecção das contrações. Essa etapa é dependente unicamente do *hardware* desenvolvido, não sendo necessária a conexão dele com o *smartphone*.

De forma prática, um sinal de EMG tem amplitude variável, tanto no repouso quanto na contração, porém os valores durante a contração tendem a possuir maior variação. Essa variação pode ser medida pelo conversor analógico para digital do microcontrolador ATmega328, que possui uma resolução de 10 bits, e posteriormente desenhados em um gráfico como mostrado na Figura 35, nela é possível notar dois momentos de contração.

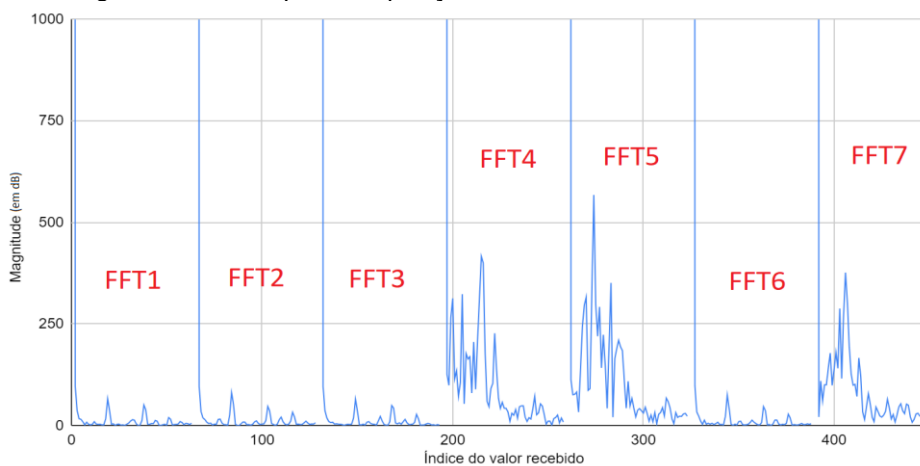
Figura 35 – Gráfico de EMG captado e gerado por um microcontrolador



Fonte: o autor, 2020.

Ainda de forma prática é possível gerar várias FFTs do sinal de EMG de forma sequencial, ou seja, quando 128 amostras do ADC são armazenadas é gerada uma FFT desses pontos, após isso, um novo conjunto de 128 amostras é armazenada para gerar uma nova FFT. Um gráfico demonstrando uma sequência de FFTs de uma sinal de EMG pode ser visto na Figura 36. Nele é possível visualizar sete FFTs resultantes sete amostras de 128 sinais de EMG. Nas três primeiras FFTs o músculo está em repouso, após isso segue-se duas FFTs com o músculo em contração, em seguida mais uma FFT com músculo relaxado e por fim uma FFT com músculo contraído. Os picos são referentes a frequências baixas incluindo o que inclui a tensão de corrente contínua ou seja, o *offset* do sinal.

Figura 36 – Exemplo de aquisição de sete FFTs de um sinal de EMG



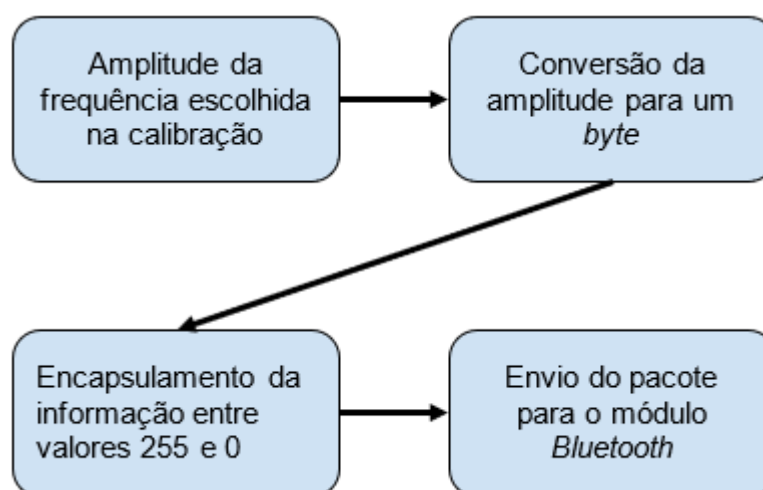
Fonte: o autor, 2020.

Como os valores da amplitude de uma frequência podem possuir uma variação fora do padrão desejado, é necessário que esses valores sejam condicionados de modo a simplificar seu envio através do *Bluetooth* para o *smartphone*. Para isso, o valor a ser transmitido deve ser contido em um único *byte*, ou seja, variando de 0 até 255. Dessa forma foi escolhido que os valores mínimos de amplitude fossem convertidos para valores próximos de 0 e os valores máximos fossem convertidos para valores próximos de 255.

Os valores máximo e mínimo da amplitude da frequência escolhida são definidos na etapa da calibração, porém pode ocorrer de surgirem valores abaixo do mínimo ou acima do máximo após a calibração. Para resolver esse problema o código desenvolvido converte todos os valores abaixo do mínimo para o valor mínimo da mesma forma que os valores acima do máximo são convertidos para o valor máximo, evitando erros na hora do envio de informações para o *Bluetooth*.

Após a calibração, os valores da amplitude convertidos a um único *byte* e são empacotados em uma string de três *bytes* antes de serem transmitidos. Esse empacotamento de informações é feito se colocando um *byte* de valor máximo antes da informação e outro *byte* de valor mínimo após a informação. Com isso a comunicação se torna mais robusta a possíveis erros de transmissão. As etapas de condicionamento, encapsulamento e envio da informação estão indicadas na Figura 37.

Figura 37 – Protocolo para envio de dados via *Bluetooth*



Fonte: o autor, 2020.

5.6 ESTIMATIVA DE DURAÇÃO DA BATERIA

Para um sistema que utilize baterias seu tempo de duração é uma característica crítica. Tendo em vista os componentes utilizados no *hardware* e a capacidade da bateria, é possível se estimar quanto tempo o equipamento pode se manter em funcionamento antes da necessidade de ser recarregado.

O consumo de cada componente pode ser visualizado na Tabela 3. A soma total do consumo médio fica em 103,4mA. Como a bateria escolhida tem capacidade de 450mAh, então calcula-se uma duração, dividindo a capacidade pelo consumo, de 4 horas e 21 minutos.

Tabela 3 - Consumo do equipamento desenvolvido

Componente	Consumo Médio
Microcontrolador	50mA
INA129	2mA
TL072	1,4mA
Bluetooth	50mA
Divisor de tensão	2,5mA
Total	105,9mA

Fonte: o autor, 2020.

5.7 JOGOS DESENVOLVIDOS

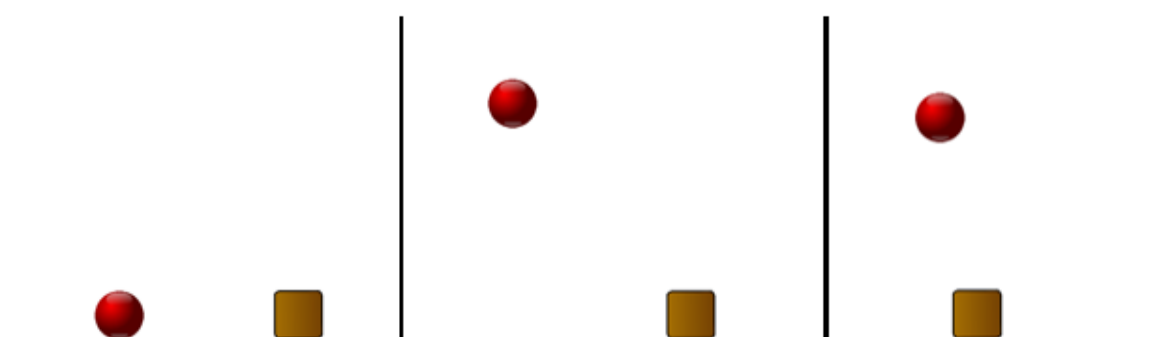
Ao longo do desenvolvimento deste trabalho foram criados diversos jogos para ir testando cada etapa. O primeiro jogo não utiliza realidade virtual imersiva, sua aplicação foi voltada para testar o *hardware*, o que inclui a detecção de EMG e envio de informações via Bluetooth. O segundo jogo foi feito para testar o desenvolvimento de jogos com realidade virtual imersiva, seu controle era voltado para o uso de acelerômetros e seu objetivo era andar pelo cenário. Por fim, o último jogo foi feito para ser controlado via EMG e com um objetivo capaz de entreter o jogador, no caso, chutar uma bola com o objetivo de fazer um gol.

5.7.1 Jogo Bola e Bloco

Inicialmente foi desenvolvido um teste de conceito através de jogo simples, para Android, que consistia em uma bola que deveria “saltar” um bloco que se

deslocava em direção a ela, Figura 38. O controle do salto é feito quando havia uma contração em um dado músculo. Tal atividade estimula o usuário a fazer contrações repetitivas, auxiliando na fisioterapia e comprovando que o equipamento desenvolvido poderia ser utilizado para essa nova finalidade. Essa primeira aplicação resultou em uma publicação no XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB, 2018) com o título “BIOFEEDBACK VIA SMARTPHONE COM USO DE EMG PARA AUXÍLIO À REABILITAÇÃO POR MEIO DE JOGO INTERATIVO.” e uma publicação no XXI Congresso Brasileiro de Fisioterapia (COBRAFI, 2018) com o título “Biofeedback via smartphone com uso de EMG para auxílio à reabilitação por meio de jogo interativo”.

Figura 38 – Três momentos do teste de conceito onde a bola deve saltar o bloco



Fonte: o autor, 2020.

Este primeiro jogo foi desenvolvido utilizando o MIT App Inventor devido a característica de permitir um rápido desenvolvimento de aplicativos. A ideia básica por trás do jogo é que a cada intervalo de tempo a posição atual do bloco é alterada um pouco para a esquerda, até que ele colida com a bola, fazendo o jogador perder, ou até que colida com a borda esquerda da tela, fazendo ele se deslocar para a borda direita instantaneamente. Uma vez que o comando correto é recebido a posição da bola é que é alterada, inicialmente para cima passo a passo, até que chegue em uma altura determinada onde ela começará a descer. Caso o jogador envie o comando no momento certo a bola irá saltar o bloco sem que haja colisão.

Dentre os blocos utilizados têm-se os de inicialização, os de movimentação e colisão do bloco, conexão ao apertar o botão, tratamento de valores recebidos pelo Bluetooth e controle do salto da bola. A etapa de controle de salto pode ser explicada

da seguinte forma: quando o músculo é contraído o sinal enviado pelo Bluetooth atinge determinada faixa de valores, ao se atingir essa faixa uma variável nomeada de “espera2” armazena o tempo atual do contador de gravidade acrescido de 1000, o que indica a duração do salto, esse valor é utilizado para controlar o valor da variável “pulo” que é de -5 enquanto o tempo atual da gravidade for menor que a variável “espera2” fazendo com que a bola se desloque para cima 5 pixels a cada intervalo de tempo determinado, e após isso o valor de “pulo” é alterado para 5 fazendo ela descer até sua posição original. Na rotina que controla o salto da bola, também existe uma variável denominada “espera” recebendo o valor atual da gravidade acrescido de 1000, essa variável é utilizada na rotina de recebimento de dados, para impedir que a bola comece a subir novamente antes que ela tenha voltado para a posição inicial, ou seja, faz com que a bola não fique subindo indefinidamente caso várias contrações sejam feitas antes dela retornar à posição inicial.

5.7.2 Jogo em realidade virtual imersiva com acelerômetros

Para o jogo em realidade virtual imersiva, seu desenvolvimento foi feito em Unity e foi executado em dois modelos de *smartphones*, Samsung Galaxy S6 e Motorola Moto G5, ambos conseguiram executar o aplicativo desenvolvido. Por se tratar de uma aplicação que exige o uso de diversos sensores, e processamento de gráficos em tempo real, é necessário que o aparelho possua um poder de processamento e sensores adequados.

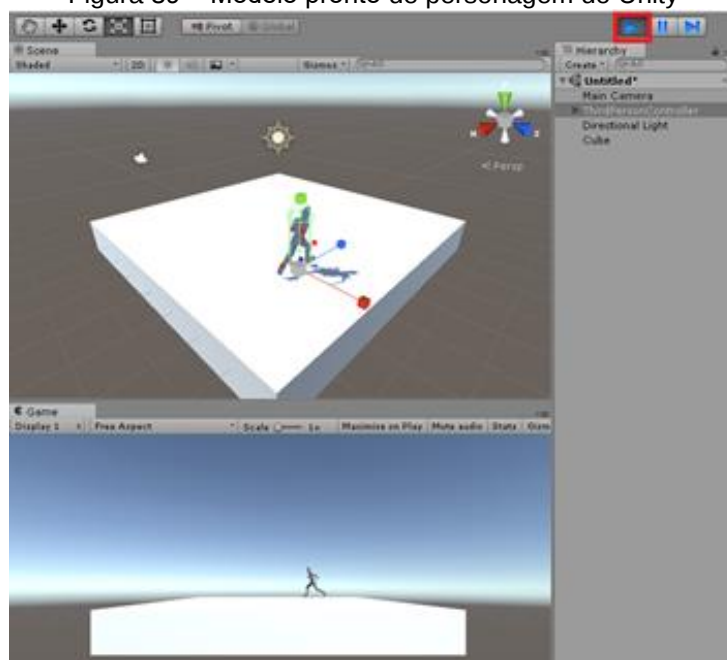
Para os óculos foram testados os modelos Samsung Gear VR, VR Box e Google Cardboard. O Gear VR é específico para *smartphones* Samsung, limitando sua utilização, bem como ao ser ligado ao aparelho ele abria uma lista de aplicações proprietárias, o que restringia ainda mais seu uso. Porém o Gear VR foi o que apresentou maior conforto e imersão durante sua utilização. O VR Box e o Google Cardboard podem ser utilizados com diversas marcas de *smartphones*, o primeiro possui ajuste de foco para as lentes e maior conforto, porém o segundo tem um custo reduzido.

Foi escolhido o uso do Gear VR para ser utilizado com pacientes pois além de ter um maior conforto ele possui uma melhor qualidade, tanto na fabricação quanto na sensação de imersão. A limitação descrita de ao ser conectado ao aparelho abrir uma

lista de aplicações foi superada com uma modificação do sistema operacional do *smartphone* que permitisse desativar essa funcionalidade.

O Unity possui componentes prontos que podem ser incluídos ao jogo em desenvolvimento como: personagens, veículos, vegetação, etc. Alguns componentes já possuem códigos prontos, como por exemplo o personagem mostrado na Figura 39, ao inclui-lo e executar o jogo já é possível controlar seus movimentos e ele possui diversas animações como correr, caminhar e saltar.

Figura 39 – Modelo pronto de personagem do Unity



Fonte: o autor, 2020.

Após o desenvolvimento do jogo é necessário que ele seja compilado para a plataforma na qual deverá ser executado. No caso de uma aplicação voltada para Android, é necessário instalar ferramentas de desenvolvimento de *software* específicas como Android SDK e Java JDK, para então ser possível criar um aplicativo compatível com o *smartphone* como indicado na Figura 40.

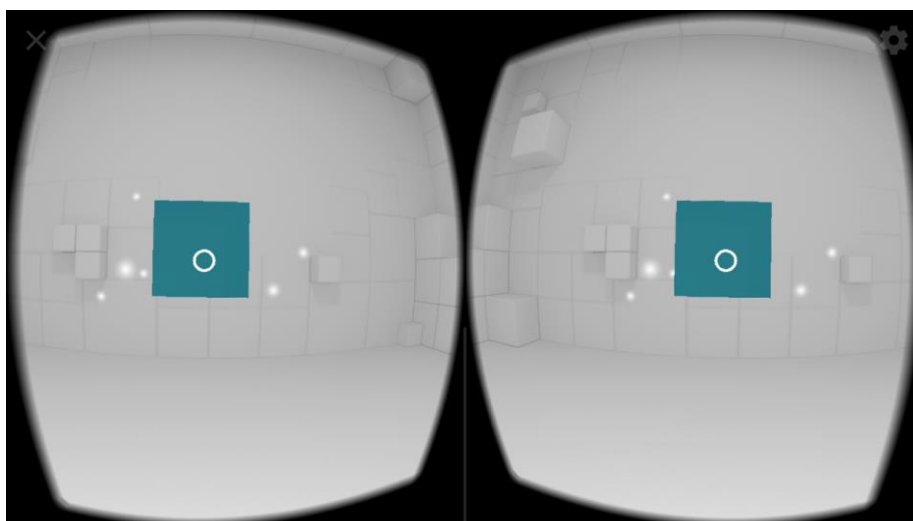
Figura 40 – Aplicação feita em Unity sendo executada em smartphone



Fonte: o autor, 2020.

Para o desenvolvimento de aplicações de realidade virtual imersiva é necessário utilizar a estereoscopia, ou seja, gerar dois pontos de vista distintos que serão vistos um para cada olho, criando a sensação de tridimensionalidade da cena. Uma forma de criar um par de imagens estereoscópicas é criar dois pontos de vista alinhados e distantes um do outro de forma similar aos olhos humanos. As imagens captadas por esses pontos de vista podem ser mostradas na tela do *smartphone* simultaneamente ao se dividir a tela do aparelho semelhante ao indicado na Figura 41, onde pode ser vista uma sala com um cubo que muda de cor ao ser centralizado no campo de visão do usuário.

Figura 41 – Aplicativo de realidade virtual mostrado na tela de smartphone.]



Fonte: o autor, 2020.

No caso de *smartphones* Android, o Google disponibiliza ferramentas de desenvolvimento específicas para a criação de aplicações utilizando realidade virtual imersiva. Essas ferramentas simplificam a criação de diversas funcionalidades como o par de câmeras estereoscópicas e a divisão de tela descritos anteriormente. Também é possível desenvolver aplicativos para os outros dispositivos de forma semelhante. Para o Oculus Rift, outro óculos focado em realidade virtual imersiva, são disponibilizados arquivos e plug-ins tornando possível utilizar o Unity ou outros motores de jogos como o Unreal Engine (Oculus, 2018).

Para o Unity qualquer elemento colocado em tela é tratado como um objeto. Objetos podem possuir diversas características como posição, rotação, corpo rígido, texturas, dentre outros. Algo fundamental para a utilização dos objetos é que eles podem ter suas diversas características alteradas através de códigos conhecidos como *script*. Um *script* permite por exemplo mudar a posição de um objeto, ou mesmo que ele receba uma força após uma colisão com outro objeto.

A translação para o Unity é o ato de mudar a posição de um determinado objeto na cena, como pode ser visto na Figura 42. Translações podem ser feitas para dar a sensação de movimento de algo, como o arremesso de uma bola. É possível controlar a translação de forma direta, atribuindo valores às coordenadas, ou de forma indireta, atribuindo uma força a um objeto que irá se deslocar de acordo com sua intensidade, sentido e direção.

Figura 42 - Translação de objeto para a direita



Fonte: o autor, 2020.

A rotação para o Unity é o ato de mudar o ângulo de um determinado objeto em cena, como pode ser visto na Figura 43. Assim como as translações, as rotações podem ser mudadas de forma direta, atribuindo um ângulo para cada eixo ou de forma

indireta, quando o objeto interage com a cena. Por exemplo, quando uma bola se desloca pelo chão, além de transladar ela também irá rotacionar seguindo o que se espera no mundo real.

O Unity permite que a física do mundo real seja simulada no ambiente virtual, dentre as grandezas simuladas estão as forças e os impulsos. Uma força fundamental para o desenvolvimento do ambiente virtual proposto é a gravidade, ela é responsável por gerar um efeito de queda aos objetos no cenário. Também é possível se alterar os valores referentes a física, diminuindo ou aumentando a intensidade da gravidade por exemplo

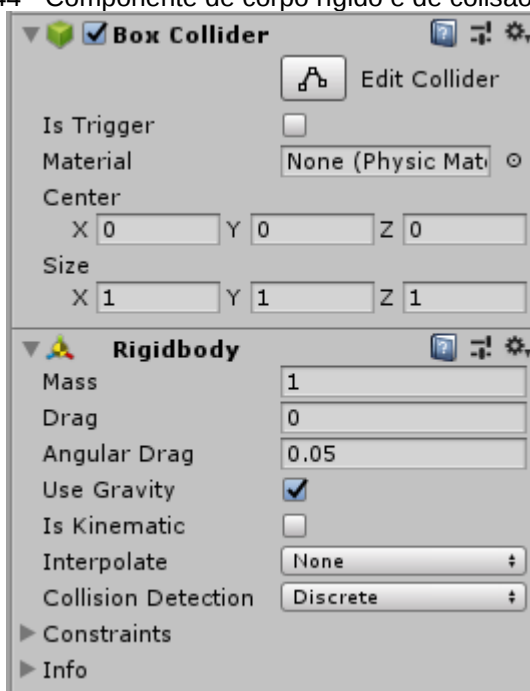
Figura 43 - Rotação de objeto em torno do eixo X



Fonte: o autor, 2020.

Para que um objeto possua simulação física é necessário incluir nele um componente chamado “corpo rígido”, sem ele o objeto fica estático na cena e pode ser atravessado por outros objetos. Também é importante a existência de um componente de colisão, evitando assim, que um dado objeto sob efeito da gravidade traspasse o chão. Tanto o componente de corpo rígido quanto o de colisão, com seus respectivos ajustes, podem ser vistos na Figura 44.

Figura 44 - Componente de corpo rígido e de colisão do Unity



Fonte: o autor, 2020.

Os *Scripts* são o conjunto de instruções que um determinado objeto irá executar no decorrer de um jogo feito em Unity. Eles podem ser escritos em diversas linguagens como JavaScript e C#, sendo este último o padrão atual do Unity.

Para que sejam executados é necessário que os *scripts* estejam dentro de algum objeto na cena do Unity. Caso o *script* controle apenas o objeto onde ele está inserido, as diversas funções como translação e rotação podem ser utilizadas de forma direta, porém caso seja necessário controlar algum outro objeto o mesmo deverá ser referenciado no código do *script*.

Um projeto utilizando Unity pode ter um único *script* que irá controlar todos os objetos, porém isso exigirá muitas referências dentro do código. O usual é que cada objeto tenha seu próprio *script* evitando que referências externas sejam feitas. Também é possível que um mesmo objeto possua mais de um *script* devendo haver cuidado para que as informações contidas neles não sejam conflitantes.

O Unity não possui comunicação *Bluetooth* para dispositivos Android de forma nativa. Para se utilizar essa função é necessário ou desenvolver um código capaz de executar tal função ou adquirir um *Asset*, que são bibliotecas, para essa finalidade. Os *Assets* normalmente são disponibilizados na *Asset Store* da Unity, uma loja virtual voltada a dar novas funcionalidades ao Unity. Existem diversos *Assets* desenvolvidos

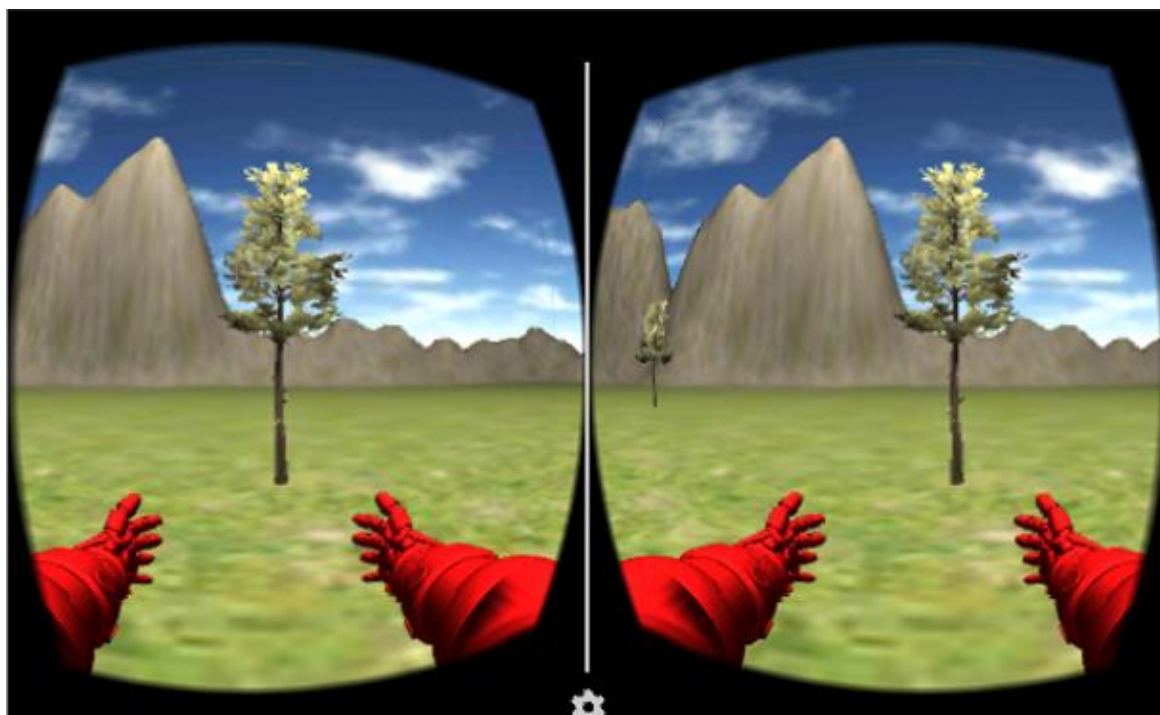
para *Bluetooth*, em específico o da Tech Tweaking permite a comunicação com módulos *Bluetooth* serial como os HC-05 e HC-06.

Após a instalação do Asset da Tech Tweaking a funcionalidade da comunicação com módulos Bluetooth pode ser incluída ao jogo, bastando acrescentar um objeto responsável pela comunicação na cena e chamar suas funções em algum *script*. O pareamento com o módulo Bluetooth pode ser feito através de seu endereço de Controle de Acesso ao Meio (*Media Access Control* - MAC) ou pelo nome que o módulo possuir. Para sincronizar os dados é possível definir um valor numérico para ser o finalizador de um pacote.

O Unity, por utilizar a linguagem C#, permite que muitas funcionalidades sejam implementadas sem necessariamente ter ligação com o ambiente virtual do jogo, uma delas é a possibilidade de criar arquivos de texto onde diversas informações sejam armazenadas. Isso pode ser feito incluindo comandos em algum *script* do jogo desenvolvido. O arquivo criado pode por exemplo armazenar pontuações, datas ou informações referentes aos comandos executados.

A aplicação desenvolvida em realidade virtual imersiva passou por diversas alterações. Inicialmente tratava-se de um cenário aberto onde o jogador poderia visualizar os membros superiores, conforme Figura 45. Era possível controlar o levantar dos membros superiores bem como se deslocar pela cena a partir de sinais recebidos de um controle *Bluetooth*. Com isso a aplicação poderia ser utilizada com os sensores posicionados nos membros superiores a fim de controlar os braços do jogo bem como serem posicionados nos membros inferiores a fim de se deslocar no cenário. A pontuação podia ser dada pelo número de repetições do levantamento completo dos membros superiores ou pela distância percorrida pelo cenário, dependendo dos membros utilizados. Este jogo também gerou uma publicação no CBEB 2019 com o título “Virtual Reality Game Development Using Accelerometers for Post-stroke Rehabilitation”.

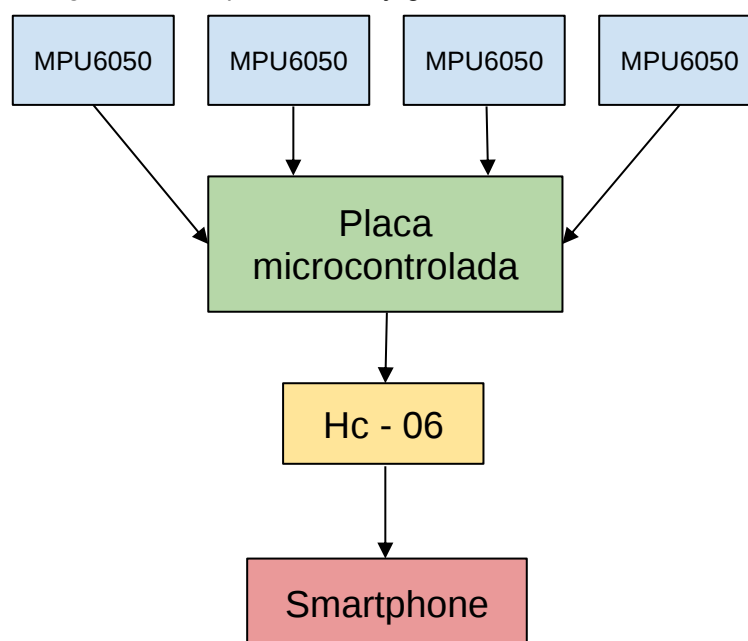
Figura 45 – Aplicação desenvolvida com cenário aberto e membros superiores



Fonte: o autor, 2020

Com base nesse jogo foi proposta uma nova forma de controlar tanto os membros superiores quanto os membros inferiores, que usasse o movimento real dos membros, para isso foi escolhida a utilização de acelerômetros. Foram escolhidos para testes os acelerômetros modelo MPU6050. Dessa forma um novo equipamento foi utilizado, baseando-se na utilização de quatro acelerômetros, conectados por fios a uma caixa central contendo uma placa microcontrolada e um módulo *Bluetooth*, além de uma bateria para alimentar o sistema, o esquemático do sistema pode ser visto na Figura 46. Tanto os acelerômetros quanto os demais componentes foram acondicionados em caixas impressas em ABS por uma impressora 3D, para sua proteção, Conforme mostrado na Figura 47.

Figura 46 – Esquemático do jogo utilizando acelerômetros



Fonte: o autor, 2020.

Figura 47 – Equipamento com utilização de acelerômetros



Fonte: o autor, 2020.

Cada acelerômetro era, então, posicionado em um membro, ou seja, um em cada braço e um em cada perna. Os acelerômetros dos braços eram responsáveis por controlar os membros superiores virtuais dentro do jogo, e eram posicionados nos pulsos conforme Figura 48. O controle dos membros superiores ou da caminhada eram controlados de acordo com a variação dos valores do acelerômetro, indicando que houve movimentação nos membros reais.

Figura 48 – Posicionamento de acelerômetro no membro superior



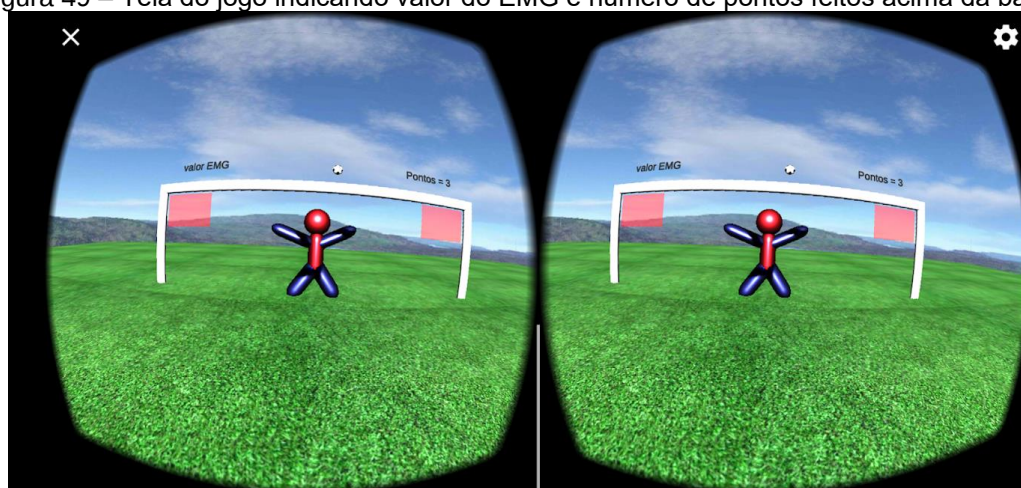
Fonte: o autor, 2020.

Após esse teste inicial com realidade virtual imersiva, foi constatado que o deslocamento pelo cenário poderia causar náuseas ao jogador. Também foi escolhido um jogo que fosse focado apenas nos membros inferiores, já que a locomoção é uma função que agrega muito na qualidade de vida de pacientes pós-AVE.

5.7.3 Jogo pênalti com EMG e realidade virtual imersiva

Com base nas análises do jogo anterior, foi escolhido desenvolver um cenário onde o paciente chutaria uma bola em direção a uma barra de futebol conforme indicado na Figura 49. As semelhanças com o jogo anterior são o desenvolvimento em Unity, a comunicação entre o microcontrolador e o *smartphone* através de módulo *Bluetooth* e ter membros virtuais inserido no ambiente. Porém esse novo jogo possui diversas características que o diferem bastante do anterior.

Figura 49 – Tela do jogo indicando valor do EMG e número de pontos feitos acima da barra

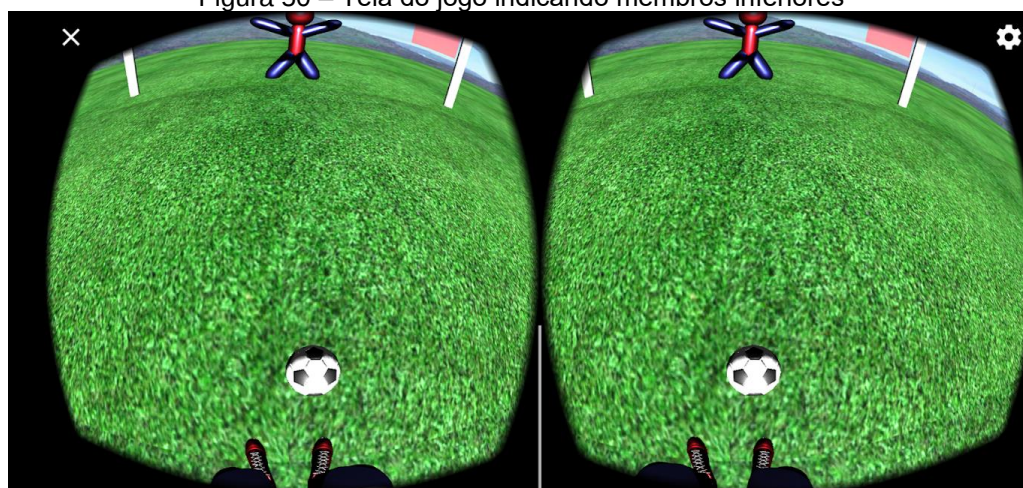


Fonte: o autor, 2020.

Para haver um chute no ambiente virtual é necessário que o jogador utilize o equipamento desenvolvido neste trabalho, que é capaz de captar os sinais das contrações musculares, condicionar os sinais e os enviar via *Bluetooth* conforme o protocolo descrito na seção 5.1. A perna virtual que irá executar o chute é previamente escolhida de acordo com a perna real onde serão colocados os eletrodos. Ao receber os dados o jogo extrai o valor referente a contração, e o indica para o jogador na forma de um texto localizado no canto superior esquerdo da barra.

Quando o valor recebido pelo jogo ultrapassa o valor numérico de 100 ocorre um chute. Nesse momento a perna virtual, vista na Figura 50, efetua um movimento de elevação entrando em contato com a bola. No momento do contato o jogo identifica uma colisão e gera um impulso na bola que é proporcional à intensidade do valor recebido da comunicação e da direção para onde o jogador estiver olhando, ou seja, quanto maior for o valor recebido mais forte a bola irá para frente e a posição da cabeça do jogador irá atuar de forma a enviar a bola para os lados.

Figura 50 – Tela do jogo indicando membros inferiores



Fonte: o autor, 2020.

Caso o valor recebido via *Bluetooth* seja pouco maior que 100 a bola receberá um impulso fraco, dessa forma, ela irá se deslocar para frente mas não conseguirá fazer o gol. Caso o valor recebido seja suficiente para que a bola chegue ao gol, ainda é necessário que ela não acerte o goleiro localizado no meio da barra, pois ele é um objeto que possui um corpo rígido e irá interagir com a bola impedindo sua passagem.

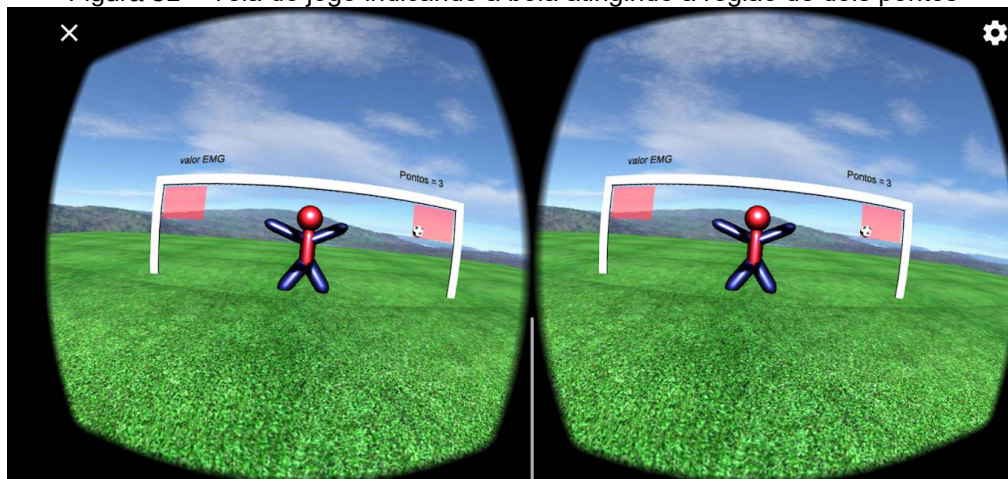
Caso a bola receba um impulso suficiente, vá na direção correta e não colida com o goleiro, então ocorrerá um gol. No momento do gol uma mensagem sonora irá ocorrer confirmando a pontuação. Esse alerta é um áudio dizendo “gol” de forma a motivar o jogador. Essa mensagem é extremamente importante para que outras pessoas, fora o jogador, saibam que a pontuação foi feita, já que apenas o jogador enxerga o que está acontecendo no ambiente virtual.

Após um chute a bola irá se deslocar durante cinco segundos, e voltará para a posição inicial na frente do jogador, independentemente de ter ocorrido um gol ou não. Durante esse tempo os valores referentes a contração muscular continuarão sendo atualizados na parte superior esquerda da barra, mas mesmo que algum valor acima de 100 a perna virtual não irá efetuar um novo chute até que a bola tenha retornado.

No momento do gol um marcador de pontuação localizado do lado superior direito da barra irá incrementar de uma unidade. Caso a bola efetue o gol passando pelos ângulos retos superiores, indicados por retângulos avermelhados, conforme Figura 51, então a pontuação será aumentada no valor de duas unidades. Dessa forma o jogador deve ter como objetivo fazer a maior pontuação dentro do tempo

estipulado, e para isso ele deve buscar olhar na direção certa para ganhar mais pontos a cada gol.

Figura 51 – Tela do jogo indicando a bola atingindo a região de dois pontos



Fonte: o autor, 2020.

Todos os valores recebidos via Bluetooth pelo jogo são armazenados em um documento de texto em uma pasta no smartphone referente ao aplicativo. Cada novo valor é posicionado abaixo do anterior formando uma matriz coluna que posteriormente pode ser analisada por diversos outros aplicativos. Ao fim de uma partida, o arquivo de texto deve ser nomeado de acordo com o nome do jogador, quando uma nova partida é iniciada um novo arquivo de texto é criado. Esses dados também são importantes para saber quantas contrações foram feitas ao longo da utilização do jogo, já que a quantidade de pontos não reflete diretamente a quantidade de contrações executadas. Supondo dois valores armazenados acima de 100, sendo eles 246 e 163, eles representariam dois chutes com intensidades diferentes. O valor de 100 foi escolhido como limiar por ser um número próximo à metade valor máximo que pode ser transmitido por um *byte*, o que foi determinado no protocolo de transmissão. além de ser um número redondo, mais fácil de ser compreendido pelo jogador.

5.8 TESTES COM PACIENTES

Visando comprovar a aceitação do sistema desenvolvidos em seu público alvo, pessoas que tiveram sequelas em seus membros inferiores devido a um AVE, foi

aberto um comitê de ética CAAE 05012818.6.0000.5208. O protocolo para aplicação dos testes incluiu informar ao paciente do que se tratava o teste, preenchimento do termo de consentimento, preenchimento de fichas dados demográficos e mini exame mental, utilização do equipamento por um período máximo de 10 minutos e por fim preenchimento de formulário a respeito do equipamento, que será demonstrado ao fim desta seção.

Foi utilizado o jogo de pênalti utilizando EMG, por ter um cenário mais motivador, a detecção da contração ser captada de forma direta, não sendo necessários grandes movimentos com a perna. Além disso, ele tem a capacidade de armazenar as informações de todos os valores recebidos em um documento, para análise posterior dos dados.

Para o uso do equipamento eram necessárias algumas etapas como: limpeza do óculos, limpeza da região da perna para colocar os eletrodos de Ag/AgCl, posicionamento dos eletrodos (tomando como base o artigo de (, calibração do *hardware*, teste inicial de chute e posicionamento do óculos de realidade virtual. Não houve a necessidade de depilar a perna de nenhum dos participantes. O posicionamento dos eletrodos e dos óculos pode ser visto na Figura 52. A calibração do equipamento pode exigir algumas tentativas para achar a melhor frequência a ser utilizada pela FFT, mas quando feita corretamente o controle do chute responde conforme o projetado.

Houveram oito candidatos para os testes dos quais seis foram escolhidos, todos tiveram um AVE que limitou seus movimentos articulares dos membros inferiores. Dentre os não selecionados um foi dispensado por não possuir capacidade mental mínima para responder o questionário e outro não se enquadrar no público alvo por não conseguir fazer esforço contra a gravidade.

Figura 52 – Paciente durante a utilização do equipamento desenvolvido

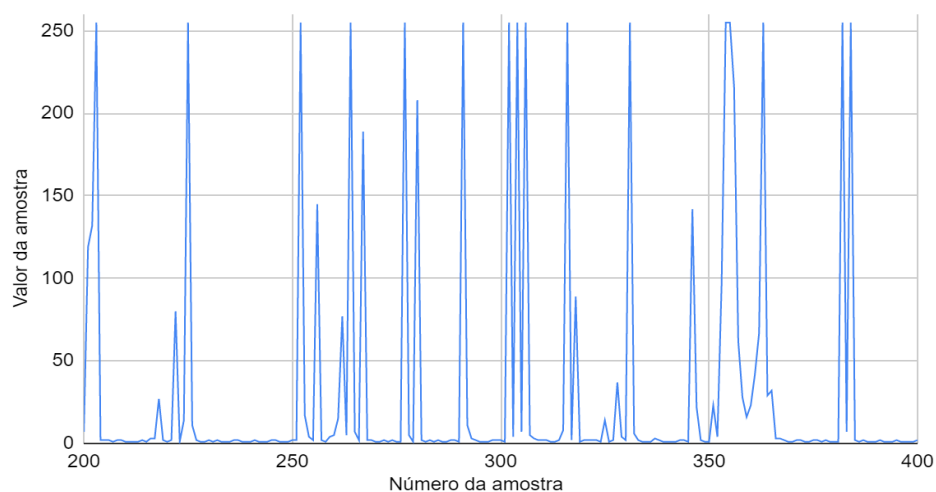


Fonte: o autor, 2020.

Todos os pacientes tiveram suas contrações devidamente lidas pelo equipamento e, conseqüentemente, conseguiram controlar adequadamente os chutes no ambiente virtual, que dependia da intensidade da contração e direção da cabeça. A Figura 53, a Figura 54 e a Figura 55 são gráficos resultantes dos testes de três pacientes distintos, cada um contendo 200 amostras consecutivas armazenadas no documento de texto que o jogo gera. Após a etapa da calibração é escolhida uma frequência que será monitorada, esses gráficos são compostos das amplitudes da frequência escolhida, e mostradas de forma sequencial, conforme o jogo as recebia. Cada um dos gráficos tem particularidades como por exemplo os valores das amplitudes em repouso e suas amplitudes de contração. No gráfico da Figura 53 é possível notar que suas amplitudes mínimas de repouso são bem próximas do valor 0 e seus valores de contração variaram entre valores ligeiramente maiores do que 100 até valores próximos a 250. Também é possível notar uma sequência maior de contrações em relação aos outros gráfico. Isso se deve ao fato do paciente ter feito várias contrações seguidas, porém o jogo só utiliza o primeiro valor acima de 100 para executar o chute, os outros valores são armazenados mas ignorados no controle do

chute. Dessa forma o jogador só pode efetuar um novo chute cinco segundos após o anterior, mesmo que hajam contrações com intensidade suficiente para isso. Essa limitação foi imposta para que a perna virtual não fique executando vários chutes enquanto a bola não tenha voltado ao seu local de origem.

Figura 53 – Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 1



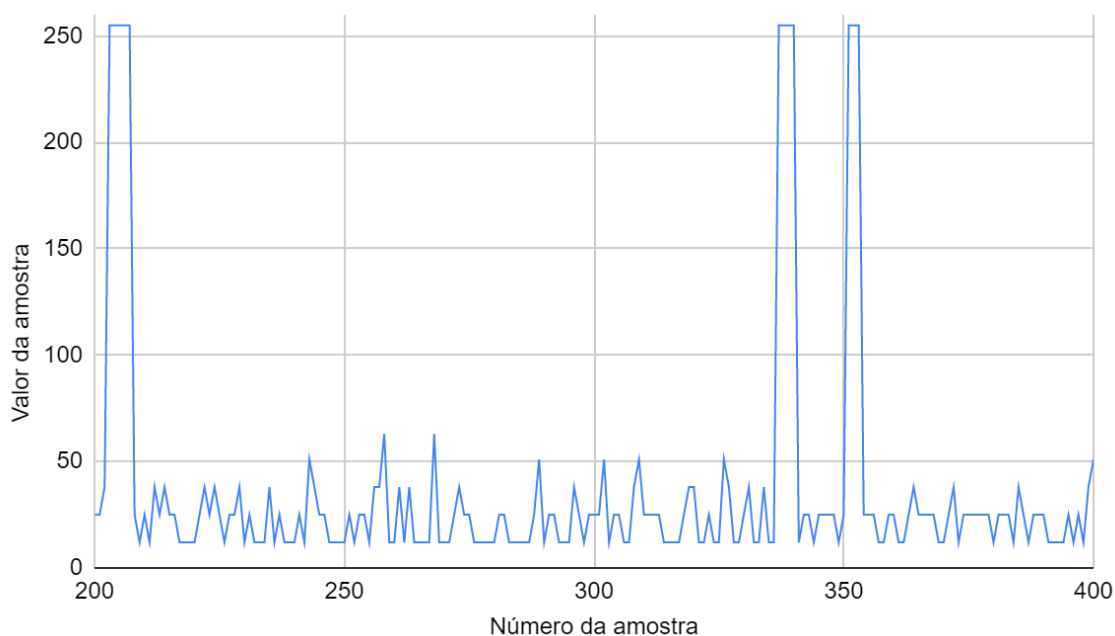
Fonte: o autor, 2020.

Figura 54 – Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 2



Fonte: o autor, 2020.

Figura 55 – Trecho do gráfico contendo 200 amostras recebidas pelo jogo do paciente 3



Fonte: o autor, 2020.

Já no gráfico da Figura 54, os valores das amplitudes mínimas de repouso estão mais afastadas do valor 0 e seu valor máximo de contração ultrapassou 250. Por fim, o gráfico da Figura 55 tem valores de repouso semelhantes ao gráfico da Figura 54 porém com valores de contração sempre acima 250.

Em relação ao questionário sobre o equipamento, todos os pacientes declararam que o ambiente virtual era agradável, que a perna virtual respondeu de acordo com suas contrações da perna real e que se divertiram durante a utilização. Um paciente declarou não se sentir mais motivado a executar os movimentos. Não foi declarado nenhum desconforto na utilização dos óculos ou dos eletrodos, bem como nenhum relato de tonturas ou qualquer outro tipo de problema referente ao uso de realidade virtual imersiva. As perguntas feitas aos pacientes bem como as respostas dadas podem ser vistas na Tabela 4.

Tabela 4 – Perguntas feitas aos pacientes e somatório das respostas

Pergunta	Sim	Não
Sentiu algum incômodo ou desconforto com a utilização do equipamento na perna?	0	6
Sentiu algum incômodo ou desconforto com a utilização do óculos de realidade virtual?	0	6
Sentiu algum incômodo ou desconforto durante a utilização do jogo?	0	6
O ambiente virtual é agradável?	6	0
A perna virtual respondeu adequadamente a contração da perna real?	6	0
A trajetória da bola se mostrou adequada ao esperado com o mundo real?	6	0
Se sentiu mais motivado a executar os movimentos?	5	1
O jogo proporcionou alguma forma de divertimento?	6	0
O tempo de utilização do equipamento foi adequado?	6	0

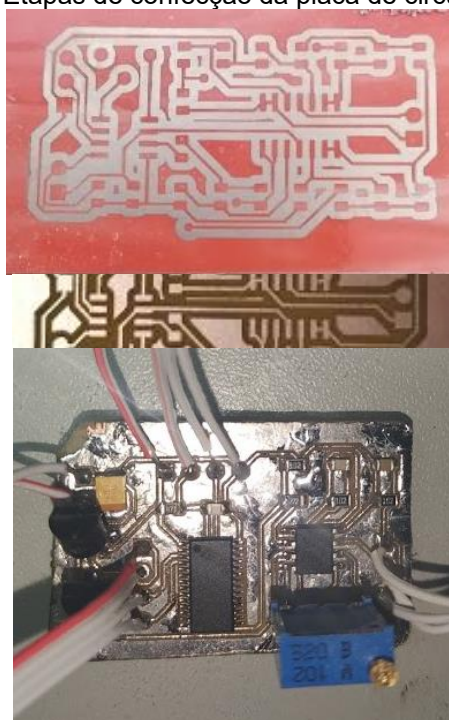
Fonte: o autor, 2020.

5.9 PLACAS DE CIRCUITO

Visando melhorar e miniaturizar o sistema, foram confeccionadas diversas placas de circuito impresso com diferentes configurações. Seus projetos foram feitos utilizando o KiCAD para esquemáticos e *layout*, FlatCAM para gerar o código da CNC e a Zmorph para retirar a tinta da placa virgem e posteriormente corrosão em percloreto de ferro.

Uma das placas confeccionadas pode ser vista na Figura 56, nesta versão de placa buscou-se usar uma placa de face única, e o menor possível. Esta placa possui um potenciômetro para ajuste de ganho, que posteriormente foi substituído por um resistor de valor fixo, após alguns testes de detecção do sinal de EMG. Dentre as melhorias para esta versão tem-se a possibilidade de fazê-la como uma placa de duas faces e incluir malhas de terra para atenuar possíveis ruídos.

Figura 56 – Etapas de confecção da placa de circuito impresso

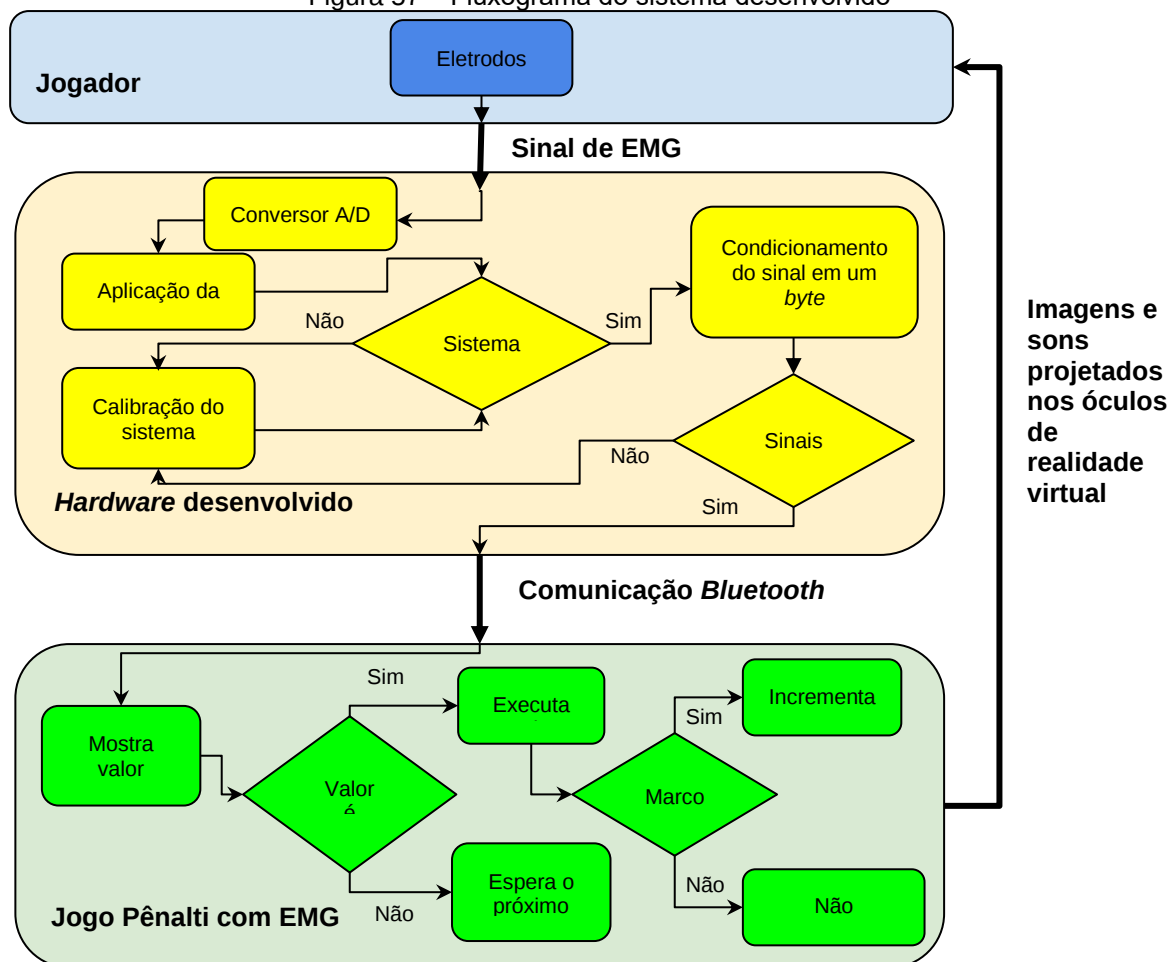


Fonte: o autor, 2020.

5.10 FLUXOGRAMA FINAL DO SISTEMA

Visando sintetizar todo o sistema principal desenvolvido, de forma a facilitar seu entendimento como um todo, foi feito um fluxograma, conforme Figura 57, que incluem 3 partes principais: o jogador, o *hardware* desenvolvido e o jogo em realidade virtual. O jogador é responsável por enviar os sinais de EMG e receber as imagens e sons do jogo. O *hardware* desenvolvido é responsável por receber os sinais de EMG, calibrar o equipamento, condicionar o valor calculado em um *byte*, e monitorar se dentro de um determinado tempo o sinal está sempre ficando abaixo ou acima de 100, o que significa que é necessária uma nova calibração. O *hardware* também é responsável por enviar o sinal condicionado via *Bluetooth* para o *smartphone*. Por fim, o jogo instalado no *smartphone*, pênalti com EMG, recebe os valores condicionados via *Bluetooth*, e envia as imagens ao jogador, de acordo com a direção que ele estiver olhando. O jogo também é responsável por armazenar cada valor recebido, marcar o número de pontos e emitir um alerta sonoro caso haja um gol.

Figura 57 – Fluxograma do sistema desenvolvido



Fonte: o autor, 2020.

6. CONCLUSÕES

A realidade virtual imersiva permite diversas aplicações que vão do entretenimento até aplicações sérias como a proposta neste trabalho. O uso de *smartphones* possibilitou que essa tecnologia seja mais facilmente difundida, devido ao seu custo reduzido e um equipamento final que pode ser facilmente transportado. Sua aplicação em fisioterapia torna a execução dos exercícios algo mais divertido, aumentando a adesão dos pacientes ao tratamento.

Com os testes feitos neste trabalho, foi possível confirmar que o *hardware* desenvolvido, em conjunto com o *firmware*, foram capazes de detectar corretamente as contrações dos membros inferiores de pacientes debilitados, de acordo com o exigido para esse projeto. O envio das informações via *Bluetooth* também se mostrou satisfatório. O jogo utilizado nos pacientes foi capaz de gerar uma sensação de imersão, e proporcionar um desafio lúdico. As informações de EMG recebidas pelo *smartphone*, durante sua execução, também foram corretamente armazenadas.

Três jogos foram desenvolvidos ao longo do projeto, visando testar cada uma das etapas do *hardware*. Primeiramente foi desenvolvido um jogo simples para testar o funcionamento de uma placa de EMG que já havia sido feita anteriormente a este trabalho, testando com isso o protocolo de comunicação e aplicabilidade da mesma para uma nova função. Após isso foi criado um jogo para testar os conceitos de realidade virtual imersiva, dessa vez controlado por acelerômetros mas mantendo a comunicação *Bluetooth*. Por fim, o jogo final que foi utilizado em pacientes, que consistia em executar pênaltis controlados pela contração do quadríceps utilizando EMG.

O equipamento desenvolvido teve boa aceitação entre os pacientes que estavam no processo de reabilitação, os quais ficaram com sequelas em membros inferiores pós-AVE. Para isso, tomou-se como base o *biofeedback* em conjunto com a técnica do neurônio espelho, criando assim, um sistema em realidade virtual imersiva de fácil utilização e portátil. Sendo então uma opção que pode estimular o tratamento e aumentar adesão dos pacientes.

As principais contribuições deste trabalho foram o desenvolvimento de um *hardware* simplificado, com custo reduzido, capaz de detectar contrações musculares, mesmo em pessoas com mobilidade reduzida devido a um AVE. Desenvolvimento de

um método focado em detectar as contrações analisando apenas a frequência onde ocorre as maiores variações de amplitude entre o relaxamento e a contração muscular. Desenvolvimento de *firmware* capaz de possuir as características anteriores de forma embarcada em um microcontrolador. Desenvolvimento de jogo em realidade virtual imersiva, capaz de funcionar em diversos *smartphones* que sejam compatíveis com essa tecnologia, capaz de motivar os pacientes a executarem os exercícios. e que gera um documento contendo todos os valores de contrações recebidas para análises posteriores.

Para trabalhos futuros, o sistema tanto pode ser aplicado para outras finalidades como também pode ter possíveis melhorias. Na parte de aplicações, o *hardware* desenvolvido pode ser utilizado para controlar diversos equipamentos como uma prótese de membro inferior eletrônica, ou controlar diversos jogos e aplicativos para computador e celular. Na parte de jogos, vários outros podem ser desenvolvidos, focando em outros cenários para os membros inferiores, ou mesmo jogos focados em outros conjuntos musculares, como por exemplo, um jogo de basquete para membros superiores.

Algumas melhorias podem ser feitas para a detecção das contrações, com a utilização de outras técnicas como Wavelets, ou mesmo utilizar a própria FFT porém somando as amplitudes das diversas frequência ao invés de uma única. Também é possível criar um sistema para utilizar mais eletrodos simultaneamente, e com isso refinar a detecção de movimentos, ou monitorar mais grupamentos musculares, e dessa forma criar um jogo que execute movimentos mais complexos.

REFERÊNCIAS

- ACHANCCARAY, D. et al. Immersive Virtual Reality Feedback in a Brain Computer Interface for Upper Limb Rehabilitation. **2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)**, 2018.
- ALBRECHT, B. L. Controle de uma Cadeira de Rodas Motorizada Através de Eletromiografia em uma Plataforma Embarcada. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, p. 135. 2010.
- AMBRON, E. et al. Immersive Low-Cost Virtual Reality Treatment for Phantom Limb Pain: Evidence from Two Cases. **Frontiers in neurology**, v. 9, p. 67, 19 fev. 2018.
- AVOLA, D. et al. VRheab: a fully immersive motor rehabilitation system based on recurrent neural network. **Multimedia Tools and Applications**, v. 77, n. 19, p. 24955–24982, 2018.
- AMBRON, E. et al. (2018) “Immersive Low-Cost Virtual Reality Treatment for Phantom Limb Pain: Evidence from Two Cases”, *Frontiers in neurology*, 9, p. 67.
- ANDRADE, A. D. O. Metodologia para Classificação de Sinais de EMG no Controle de Membros Artificiais. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 105. 2006.
- BAQAI, A. et al. Interactive Physiotherapy: An Application Based on Virtual Reality and Bio-feedback. **Wireless Personal Communications**, v. 106, n. 4, p. 1719–1741, 2018.
- BRAHLER, S. Analysis of the Android Architecture. Karlsruher Institut für Technologie. [S.l.], p. 43. 2010.
- CARDBOARD. Google Cardboard – Google VR. Disponível em: <<https://vr.google.com/cardboard/>>. Acesso em: jan. 2018.
- CBEB. Início. Disponível em: <<http://cbeb.org.br/>>. Acesso em: jan. 2018.
- CHO, D.-R.; LEE, S.-H. Effects of virtual reality immersive training with computerized cognitive training on cognitive function and activities of daily living performance in patients with acute stage stroke. **Medicine**, v. 98, n. 11, 2019.
- CLEVELAND. Disponível em: <<http://fescenter.org/clinical-programs/current-clinical-trials/stroke-programs/>>. Acesso em: fev. 2018.
- COBRAF. XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia. Disponível em: <<http://www.congressofisioterapiaafb.com.br/>>. Acesso em: jan. 2018.
- CORTEZ, Bruno Vieira et al. Effects of Mirror Therapy on the Lower Limb Functionality Hemiparesis after Stroke. **Health**, v. 8, n. 14, p. 1442, 2016.
- COSTA, João Henrique Cordeiro da. AVC e diabetes Mellitus: o perfil dos doentes e do AVC. 2009. Tese de Doutorado. Universidade da Beira Interior.

CROSBIE, Jh; LENNON, S; MCGOLDRICK, Mc; et al. Virtual reality in the rehabilitation of the arm after hemiplegic stroke: a randomized controlled pilot study. **Clinical Rehabilitation**, vol. 26, no. 9, p. 798–806, 2012.

DELTA5. Disponível em: <<http://www.delta5sv.com.br/PT/>>. Acesso em: jan. 2018.

DEUTSCH, J.e. and MIRELMAN, A. Virtual Reality-Based Approaches to Enable Walking for People Poststroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, vol. 14, no. 6, p. 45–53, 2007.

DONNAN, Geoffrey A; FISHER, Marc; MACLEOD, Malcolm; et al. Stroke. *The Lancet*, vol. 371, no. 9624, p. 1612–1623, 2008.

DORES, Artemisa R. et al. Realidade Virtual na Reabilitação: Por Que Sim e Por Que Não? Uma Revisão Sistemática. **Acta Médica Portuguesa**, v. 25, n. 6, 2012.

ELOR, A.; TEODORESCU, M.; KURNIAWAN, S. Project Star Catcher. **ACM Transactions on Accessible Computing**, v. 11, n. 4, p. 1–25, 2018a.

ELOR, A.; KURNIAWAN, S.; TEODORESCU, M. Towards an Immersive Virtual Reality Game for Smarter Post-Stroke Rehabilitation. **2018 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP)**, 2018b.

EPURE, P.; HOLTE, M. B. Analysis of Motivation in Virtual Reality Stroke Rehabilitation. **Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering Interactivity, Game Creation, Design, Learning, and Innovation**, p. 282–293, 2018.

FERREIRA, B.; MENEZES, P. Immersive Serious Games for Post-Stroke Motor Rehabilitation. **2019 5th Experiment International Conference (exp.at'19)**, 2019.
GIROUX, M. et al. The respective contributions of visual and proprioceptive afferents to the mirror illusion in virtual reality. **Plos One**, v. 13, n. 8, 2018.

FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Piracicaba: UNIMEP, 2005, 34.

GEAR. Samsung br. Disponível em: <<http://www.samsung.com/br/wearables/gear-360-c200/>>. Acesso em: jan. 2018.

GEAR. Samsung br. Disponível em: <<http://www.samsung.com/br/wearables/gear-vr/>>. Acesso em: fev. 2018.

GOBRON, S. C. et al. Serious Games for Rehabilitation Using Head-Mounted Display and Haptic Devices. **Lecture Notes in Computer Science Augmented and Virtual Reality**, p. 199–219, 2015.

GOULART, Fátima et al. A utilização do biofeedback no tratamento fisioterápico da paralisia facial periférica. **Acta fisiátrica**, v. 9, n. 3, p. 134-140, 2016.

HAMZEHEINEJAD, N. et al. Immersive Robot-Assisted Virtual Reality Therapy for Neurologically-Caused Gait Impairments. **2018 IEEE Conference on Virtual Reality**

and 3D User Interfaces (VR), 2018.

HONG, W. et al. Virtual reality upper limb motor and proprioception assessment system for stroke patients. **2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)**, 2017.

HUANG, Q. et al. Evaluating the effect and mechanism of upper limb motor function recovery induced by immersive virtual-reality-based rehabilitation for subacute stroke subjects: study protocol for a randomized controlled trial. **Trials**, v. 20, n. 1, 2019.

IDC. www.idc.com. Disponível em: <<https://www.idc.com/promo/smartphone-market-share/os>>. Acesso em: jan. 2018.

INVENTORVR. Disponível em: <<http://www.mortonheilig.com/InventorVR.html>>. Acesso em: fev. 2018.

KANG, Hyung-Kyu; KIM, Young; CHUNG, Yijung; et al. Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. **Clinical Rehabilitation**, vol. 26, no. 3, p. 246–255, 2012.

KANG, Youn; PARK, Hae; KIM, Hyun; et al. Upper extremity rehabilitation of stroke: Facilitation of corticospinal excitability using virtual mirror paradigm. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol. 9, no. 1, p. 71, 2012.

LECHETA, R. R. Google Android: aprenda a criar aplicações para dispositivos móveis com o Android SDK. 3ª. ed. São Paulo: Novatec, 2013.

LEE, S. H. et al. Upper Extremity Rehabilitation Using Fully Immersive Virtual Reality Games With a Head Mount Display: A Feasibility Study. **Pm&r**, v. 12, n. 3, p. 257–262, 2019.

LENNON, Sheila and HASTINGS, Margaret. Key Physiotherapy Indicators for Quality of Stroke Care. **Physiotherapy**, vol. 82, no. 12, p. 655–664, 1996.

Lokomat® - Hocoma. Disponível em: <<https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>>. Acesso em: 29 dez. 2019.

LUIS, M. A. V. S.; ATIENZA, R. O.; LUIS, A. M. S. Immersive Virtual Reality as a Supplement in the Rehabilitation Program of Post-Stroke Patients. **2016 10th International Conference on Next Generation Mobile Applications, Security and Technologies (NGMAST)**, 2016.

LUPU, R. G. et al. Virtual reality system for stroke recovery for upper limbs using ArUco markers. **2017 21st International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC)**, 2017.

LUPU, R. G.; UNGUREANU, F.; STAN, A. A virtual reality system for post stroke recovery. **2016 20th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC)**, 2016.

LUPU, R. G.; UNGUREANU, F.; STAN, A. A virtual reality system for post stroke recovery. **2016 20th International Conference on System Theory, Control and**

Computing (ICSTCC), 2016.

MARIN-PARDO, O. et al. Electromyography as a Suitable Input for Virtual Reality-Based Biofeedback in Stroke Rehabilitation. **Communications in Computer and Information Science HCI International 2019 - Posters**, p. 274–281, 2019.

MARKUS, Hugh. Stroke: causes and clinical features. *Medicine*, vol. 44, no. 9, p. 515–520, 2016.

MCMAHON, M.; SCHUKAT, M. A low-cost, open-source, BCI-VR prototype for real-time signal processing of EEG to manipulate 3D VR objects as a form of neurofeedback. **2018 29th Irish Signals and Systems Conference (ISSC)**, 2018.

MCMAHON, M.; SCHUKAT, M. A low-cost, open-source, BCI-VR prototype for real-time signal processing of EEG to manipulate 3D VR objects as a form of neurofeedback. **2018 29th Irish Signals and Systems Conference (ISSC)**, 2018.

MONTEIRO, Andreia. Qualidade de vida (QV) em Indivíduos com Sequelas de Acidente Vascular Cerebral (AVC). Vila Nova de Gaia: Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto. Vila Nova de Gaia, 2011.

MOTA, Juliana Ferreira and NICOLATO, Rodrigo. Qualidade de vida em sobreviventes de acidente vascular cerebral: instrumentos de avaliação e seus resultados. **Jornal Brasileiro de Psiquiatria**, vol. 57, no. 2, p. 148–156, 2008.

MULTILASER. Multilaser. Disponível em:

<<http://suporte.multilaser.com.br/downloads/detalhe/JS076/>>. Acesso em: fev. 2018.

ÖGÜN, M. N. et al. Effect of Leap Motion-based 3D Immersive Virtual Reality Usage on Upper Extremity Function in Ischemic Stroke Patients. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 77, n. 10, p. 681–688, 2019.

PANJAN, S.; CHAROENSEANG, S. Design and Development of a Robotic Arm for Rehabilitation and Training. **Advances in Computer Science and Ubiquitous Computing Lecture Notes in Electrical Engineering**, p. 3–8, 2016.

PATIL, Y. et al. Home Oriented Virtual e-Rehabilitation. **Advances in Visual Computing Lecture Notes in Computer Science**, p. 586–596, 2015.

PIASSAROLI, Cláudia Araújo de Paula et al. Modelos de reabilitação fisioterápica em pacientes adultos com sequelas de AVC isquêmico. **Rev Neurocienc**, v. 20, n. 1, p. 128-137, 2012.

PLAYSTATION. Disponível em: <<https://www.playstation.com/pt-br/explore/playstation-vr/>>. Acesso em: jan. 2018.

POMPEU, José Eduardo; ALONSO, Thais Helena; MASSON, Igor Bordello; et al. Os efeitos da realidade virtual na reabilitação do acidente vascular encefálico: Uma revisão sistemática. *Motricidade*, vol. 10, no. 4, 2014.

PROFFITT, R. et al. Safety and Feasibility of a First-Person View, Full-Body Interaction Game for Telerehabilitation Post-Stroke. **International Journal of Telerehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 29–36, 2018.

RIFT. Oculus Rift | Oculus. Disponível em: <<https://www.oculus.com/rift/>>. Acesso em: fev. 2018.

SAMSUNG. Disponível em: <<http://samsung.com/>>. Acesso em: jan. 2018.

SAPOSNIK, G. and LEVIN, M. Virtual Reality in Stroke Rehabilitation: A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. **Stroke**, vol. 42, no. 5, p. 1380–1386, 2011.

SAPOSNIK, G.; COTE, R.; PHILLIPS, S.; et al. Stroke Outcome in Those Over 80: A Multicenter Cohort Study Across Canada. **Stroke**, vol. 39, no. 8, p. 2310–2317, 2008.

SAPOSNIK, Gustavo et al. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke*, v. 42, n. 5, p. 1380-1386, 2011.

SENSORAMA simulator. 3,050,870, 10 jan. 1961, 28 aug. 1962.

SOUSA, Andreia SP et al. Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, n. 12, p. 2515-2522, 2013.

SOUZA, Pedro Victor Eugenio de. Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android. 2015. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Pernambuco.

SOUZA, Wilma; RANGEL, Maria and SILVA, Elirez. Mirror Visual Feedback na Recuperação Motora e Funcional da Mão Após Acidente Vascular Cerebral. **Revista Neurociências**, vol. 20, p. 254–259, 2012.

SPICER, R. et al. REINVENT: A low-cost, virtual reality brain-computer interface for severe stroke upper limb motor recovery. **2017 IEEE Virtual Reality (VR)**, 2017.

SULIMANOV, L.; OLANO, M. Virtual reality mirror therapy rehabilitation for post-stroke patients. **ACM SIGGRAPH 2019 Posters on - SIGGRAPH '19**, 2019.

SULIMANOV, L.; OLANO, M. Virtual reality mirror therapy rehabilitation for post-stroke patients. **ACM SIGGRAPH 2019 Posters on - SIGGRAPH '19**, 2019.

SWEE, S. K. et al. Development of rehabilitation system using virtual reality. **2017 International Conference on Robotics, Automation and Sciences (ICORAS)**, 2017.

TEXAS INSTRUMENTS, Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. **Texas Instruments**, 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129-ep.pdf>>.

TORI, Romero; KIRNER, Claudio; SISCOOTTO, Robson Augusto. Fundamentos e tecnologia de realidade virtual e aumentada. Editora SBC, 2006.

TRIANDAFILOU, K. M. et al. Development of a 3D, networked multi-user virtual reality environment for home therapy after stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 15, n. 1, 2018.

TROMBETTA, M. et al. Motion Rehab AVE 3D: A VR-based exergame for post-

stroke rehabilitation. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 151, p. 15–20, 2017.

TSOUPIKOVA, D. et al. Virtual Immersion for Post-Stroke Hand Rehabilitation Therapy. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 43, n. 2, p. 467–477, 2015.
VELLOSO, R.P. Protótipo de um Eletromiógrafo Digital. Universidade Regional de Blumenau. Blumenau, 2004. p.38.

VOURVOPOULOS, A.; BADIA, S. B. I. Motor priming in virtual reality can augment motor-imagery training efficacy in restorative brain-computer interaction: a within-subject analysis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 1, 2016.

WEBER, L. M. et al. Immersive Virtual Reality Mirror Therapy for Upper Limb Recovery After Stroke. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 98, n. 9, p. 783–788, 2019.

WONG, Yiu-Ming and NG, Gabriel Y.f. **Surface electrode placement affects the EMG recordings of the quadriceps muscles**. Physical Therapy in Sport, vol. 7, no. 3, p. 122–127, 2006.

WU, X. et al. Virtual reality training system for upper limb rehabilitation. **2019 14th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)**, 2019.

YASUDA, Kazuhiro; MUROI, Daisuke; OHIRA, Masahiro; et al. Validation of an immersive virtual reality system for training near and far space neglect in individuals with stroke: a pilot study. **Topics in Stroke Rehabilitation**, vol. 24, no. 7, p. 533–538, 2017.

YIN, Chan Wai; SIEN, Ng Yee; YING, Low Ai; et al. Virtual reality for upper extremity rehabilitation in early stroke: a pilot randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, vol. 28, no. 11, p. 1107–1114, 2014.

YU, J. et al. Mobile VR Game Design for Stroke Rehabilitation. **Lecture Notes in Computer Science Cross-Cultural Design. Applications in Cultural Heritage, Creativity and Social Development**, p. 95–116, 2018.