UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE COM CONTROLE MIOELÉTRICO E DE BAIXO CUSTO

Severino Peixoto Nunes Netto

Natal/RN
2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE COM CONTROLE MIOELÉTRICO E DE BAIXO CUSTO

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduando: Severino Peixoto Nunes Netto

Orientador: Dr. Danilo Alves Pinto Nagem

Natal/RN

2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE COM CONTROLE MIOELÉTRICO E DE BAIXO CUSTO

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dr. Danilo Alves Pinto Nagem _____

UFRN - Orientador

Prof. Dr. Orivaldo Vieira de Santana Júnior _____

UFRN – Coorientador

Prof. Dr. Custódio Leopoldino de Brito Guerra Neto _____

UFRN – Avaliador Interno

Natal/RN

2016

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, aqueles que sempre me apoiaram durante toda a trajetória vivida, não apenas a acadêmica. Que estiveram comigo desde sempre, me apoiando, me ensinando e, o mais importante, sempre me dando todo o amor que eu precisava, minha família. Em especial ao meu avô, Severino Peixoto Nunes e aos meus pais, Jorge Melo e Márcia Rosângela.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Danilo Alves Pinto Nagem, pelo acompanhamento e disponibilidade de sanar os meus questionamentos, por sempre trazer novas ideias ao projeto e pelo apoio e oportunidade de desenvolver esse trabalho.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Orivaldo Vieira de Santana Júnior, por deixar ainda mais claro que área quero seguir na disciplina de Prototipagem Mecânica e de Circuito, pela disponibilidade, participação e, principalmente, o auxílio com alguns componentes que eu precisava.

A todos os outros professores que me proporcionaram estar aqui, destaco dois em especial, Prof. Dr. Ronai Machado Lisboa que me fez ver mais que um propósito vago numa profissão, me fez ver a vontade de transformar o seu trabalho em contribuição para a comunidade científica e, por conseguinte, para a sociedade. Destaco também o Wagner Henrique de Souza Silva que, apesar, de eu não ter participado de suas turmas teve grande importância para eu escolher o curso de Engenharia Biomédica após o Bacharelado em Ciências e Tecnologia.

A todos os meus amigos, em especial, Felipe Diego, Arthur Balboa de Medeiros Martins e Valquíria Fernandes, que tanto me ajudaram na etapa final do projeto. Aos companheiros de curso e futuros colegas de profissão em Engenharia Biomédica. Aos integrantes do LAIS e do LAR.

A airmid, Ana Cecília, Clara Rubim, Edwilliam Araújo, Ícaro Fonseca, por todos os momentos de descontração, ajuda e suporte em toda a vida acadêmica.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS 4

SUMÁRIO 5

LISTA DE FIGURAS 6

LISTA DE TABELAS 7

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS 8

RESUMO 9

1. INTRODUÇÃO 11

2. OBJETIVOS 13

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 14

4. METODOLOGIA 24

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES 31

6. CONCLUSÃO 39

7. TRABALHOS FUTUROS 40

8. REFERÊNCIAS 41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação das articulações falangeanas, adaptado de (SINGH, 2003). . 14
Figura 2 - Exemplo da forma do sinal mioelétrico com amplitude de 2mV (AUTORIA PRÓPRIA, 2016) 16
Figura 3 - Esquemático de prótese mioelétrica adaptado de (SCHEME E ENGLEHART, 2011)..... 18
Figura 4 - Myo Armband e movimentos padrão (MYO, 2016). 19
Figura 5 - Raspberry Pi 3. (RASPBERRY, 2016) 20
Figura 6 - Raspberry Pi Zero (RASPBERRY, 2016). 21
Figura 7 - Esquemático das portas do Raspberry Pi (RASPBERRY, 2016)..... 21
Figura 8 - Relação entre largura de pulso e rotação do motor. (LIRTEX, 2016) 23
Figura 9 - Etapas de desenvolvimento do projeto (AUTORIA PRÓPRIA, 2016)..... 24
Figura 10 - Myo Armband. (MYO, 2016)..... 25
Figura 11 - Modelo de circuito (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 27
Figura 12 - Motor MG996R (DATASHEET MG996R, 2016) 28
Figura 13 - Aplicação em MATLAB para fist (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 31
Figura 14 - Aplicação em MATLAB para fingers spread (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 32
Figura 15 - Aplicação em MATLAB para wave in (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 32
Figura 16 - Aplicação em MATLAB para wave out (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).... 33
Figura 17 - Etapas do programa de controle (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 34
Figura 18 - Terminal do Raspberry com aplicação em execução (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 34
Figura 19 - Modelo em 3D do dedo indicador adaptado (AUTORIA PRÓPRIA, 2016) 35
Figura 20 - Complexo punho-mão e antebraço (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 35
Figura 21 - Complexo de mão e falanges (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 36
Figura 22 - Prótese aberta (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 36
Figura 23 - Prótese final (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 37
Figura 24 - Prótese realizando preensão total (AUTORIA PRÓPRIA, 2016). 37
Figura 25 - Prótese realizando movimento de pinça (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).... 38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Sinais Bioelétricos, adaptado de (GUYTON E HALL, 2002). 15
Tabela 2 - Levantamento de custos do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2016)..... 38

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

ADA – Americans With Desabilities Act

BLE – Bluetooth de Baixa Energia

CAT – Comitê de Ajudas Técnicas

CPU – Central Processing Unit

EEG – Eletroencefalograma

EMG – Eletromiograma

GDL – Graus de liberdade

GPU – Graphics Processing Unit

HDMI – High Defintion Multimedia Interface

LAIS – Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde

LAR – Laboratório de Automação e Robótica

NFC – Near Field Communication

PLA – Póliácido lático

PWM – Pulse Width Modulation

RAM – Random Access Memory

TA – Tecnologia Assistiva

UFRN – Universidade Federal do Rio Grande do Norte

NUNES NETTO, Severino Peixoto. **Desenvolvimento de prótese com controle mioelétrico e de baixo custo.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 42p., 2016.

RESUMO

O desenvolvimento da tecnologia propiciou o seu transbordamento para as áreas de saúde, isso fez com que a Tecnologia Assistiva desenvolvesse novos produtos e métodos com base nesse avanço tecnológico. A criação de novas órteses e próteses ativas a partir de sinais biomédicos como eletromiograma ou eletroencefalograma já se faz realidade. No entanto, o custo desse tipo de tecnologia ainda é exorbitante no mercado atual. O objetivo desse trabalho é o desenvolvimento de uma prótese controlada por sinais musculares, que apresente baixo custo e, que por fim, reabilite e reinsira o paciente na sociedade com a autonomia necessária. Utilizou-se de tecnologias como o minicomputador Raspberry Pi, a pulseira captadora de sinais mioelétricos e de reconhecimento de gestos Myo Armband, bem como impressão 3D para criar um sistema protético para pacientes com amputação trans-radial que realizasse dois movimentos principais o de flexão total dos dedos e o movimento de pinça que é realizado fletindo apenas o dedo indicador e polegar. Após o desenvolvimento do software de comunicação entre a Myo e o controlador por bluetooth, foram realizados ensaios com o servo motor MG996R de alto torque e, com o sucesso em controlar o atuador, foi confeccionado o modelo 3D para impressão com polímero PLA. Ao final da impressão, ocorreram as etapas de montagem e calibração dos atuadores para a realização perfeita dos movimentos citados a partir de fios de aço conectado aos atuadores e que passavam pelas articulações falangeanas. O desenvolvimento do sistema acarretou em uma prótese de baixo custo controlada pelo sinal muscular do próprio usuário e esteticamente agradável. Em estudos futuros propõe-se o desenvolvimento de circuito autoral para captação dos sinais mioelétricos, bem como alterações estruturais para reduzir o peso da prótese, aumentando o conforto e estabilidade do paciente.

Palavras-Chave: Tecnologia Assistiva. Órteses e próteses. Eletromiografia. Raspberry Pi. Bluetooth.

NUNES NETTO, Severino Peixoto. **Development of prosthesis with low-cost myoelectric control**. Undergraduate Thesis, Graduation in Biomedical Engineering, Federal University of Rio Grande do Norte, 42p., 2016.

ABSTRACT

The progress of technology has allowed its applicability to expand into the field of health care, through which Assistive Technology has developed new products and methods. The creation of new orthoses and prostheses activated through biomedical signals such as the electromyogram or the electroencephalogram is already a reality. However, the cost of this type of technology is still unfeasible in the current market conditions. The goal of this thesis is the development of a low-cost prosthesis controlled by muscle signals and which rehabilitates and reinserts the pacient into society with the necessary autonomy. Several tecnologies were used to achieve this, such as the Raspberry Pi minicomputer, the armband which receives myoelectric signals and recognizes hand gestures, Myo Armband, as well as a 3D printer to create a prosthetic system for transradial amputees that was capable of two main movements - completely flexing the fingers and pinching by flexing only the index finger and thumb. After the development of the software for communication between the Myo Armband and the bluetooth controller, tests were made with the high torque servo motor MG996R and, once succeeding to control the actuator, a 3D model was printed from the polymer PLA. Then followed the stages of assembly and calibration of the actuators for perfect realization of the aforementioned movements through steel wires connected to them and passing through the phalangeal joints. The development of this system resulted in a low-cost and aesthetically pleasing prosthesis controlled by the user's own muscle signals. For future studies, the development of authorial circuit for receiving the myoelectric signals, as well as structural alterations to reduce the prothesis' weight, thus increasing the comfort and stability of the pacient.

Key-words: Assistive Technology, Orthesis and prothesis. Electromyography. Raspberry Pi. Bluetooth.

1. INTRODUÇÃO

Estima-se que o número de amputados no Brasil cresça em 40.000 a cada ano só em relação aos pacientes diabéticos, não analisando os traumáticos (CAIAFA e CONONGIA, 2003), ou seja, a cada ano mais de 40.000 pessoas começam a ter dificuldades de realizar suas tarefas diárias e viver uma vida comum. Desde a amputação, os deficientes buscam métodos alternativos para continuar realizando as suas atividades e, o mais comum entre eles, é a utilização de próteses. Numa escala mundial, temos que 3 pessoas a cada 2000 já sofreram algum tipo de amputação, na qual 30% desses casos representam amputação na região do braço, considerando apenas essa região tem-se que 59% da amputações são trans-radiais, 28% trans-umerais, 8% de ombro e 5% no complexo punho-mão (LEBLANC, 2011).

A perda de um membro, ou parte dele, não afeta as pessoas apenas no aspecto físico e na realização de suas atividades, mas também psicologicamente. Pacientes com alta taxa de independência em atividades cotidianas ainda podem sofrer problemas como depressão ou ansiedade devido à amputação, principalmente na fase de negação do problema. (SABINO, TORQUATO e PARDINI, 2013).

No entanto, próteses com vários padrões de movimento e com um sistema de controle preciso não são acessíveis para a maioria da população do país, pode-se tomar como exemplo a Michelangelo Hand da Ottobock vendida a 73.800 dólares em 2013. Além do controle e preço de mercado, uma característica importante para uma boa aceitação da prótese é o design ou estética.

Existem diversos modelos de prótese, tanto sendo vendidas por grandes empresas ou na comunidade científica na forma de projetos e modelos disponibilizados na internet ou no desenvolvimento em laboratório. No entanto, a tecnologia para isso ainda não é tão acessível, tornando a prótese cara. Também é importante o fato de que não se pode estabelecer um melhor modelo ou projeto, isso depende das necessidades do paciente.

O objetivo deste estudo baseia-se no desenvolvimento de uma prótese de mão, para analisar a sua viabilidade e realizar comparações com as tecnologias disponíveis na internet e tecnologias já estabelecidas no mercado. Para isso, utilizaremos impressão 3D como alternativa de prototipagem mecânica, com um controle realizado pelo Raspberry Pi Zero via bluetooth com base em sinais mioelétricos coletados da pulseira Myo

Armband. A myo consegue coletar oito sinais proporcionando um controle preciso e uma ampla gama de padrões de entrada que, posteriormente, serão transformados em um movimento no dispositivo protético. Já a impressão 3D, utilizada juntamente com o Raspberry tem como função reduzir os custos sem afetar a qualidade da prótese.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Realizar um estudo de viabilidade de vários projetos de próteses de membro superior disponíveis na internet, selecionar e construir um modelo mais eficiente acrescentado de um controle mioelétrico de baixo custo e de alta funcionalidade. A prótese deve, além de possuir essa tecnologia de controle, ser leve, resistente, funcional e de baixo custo para o paciente.

2.2. ESPECÍFICO

- Selecionar um modelo de prótese entre vários disponíveis na internet;
- Desenvolver a comunicação entre o Raspberry Pi e a Myo armband;
- Desenvolver um programa funcional que realize o controle de atuadores com base nos dados da Myo armband;
- Confeccionar circuito que ative os atuadores de forma remota;
- Realizar a confecção e adaptação da prótese a partir de modelo pré-definido;
- Inserir atuadores e sistema de movimentação na prótese;
- Inserir circuito com o Raspberry e sistema de alimentação na prótese.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. ASPECTOS BIOLÓGICOS

3.1.1. ANATOMIA

A anatomia é o ramo da medicina que estuda a estrutura dos diferentes elementos constituintes do corpo humano. É necessário que se saiba quem são os atuadores biológicos do corpo humano em uma abordagem cinética, ou seja, que músculos e articulações são responsáveis para criar um determinado movimento.

Segundo (WILHELMI, 2016), a anatomia da mão é complexa, intrigante e fascinante, isso se dá por dois motivos: a ampla gama de movimentos realizados pelo órgão e a sua importância no nosso dia a dia. O complexo punho-mão é formado por 27 ossos e inervado por 3 nervos, médio, ulnar e radial. Ainda podemos citar os 11 músculos que regem a mão e as articulações criadas por esse enorme conjunto de ossos. Essa complexidade é necessária fisicamente para possibilitar o conjunto de movimentos executados.

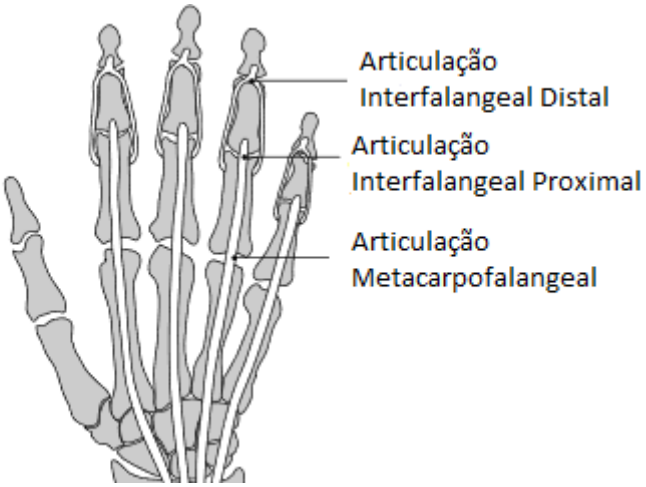

Figura 1 - Representação das articulações falangeanas, adaptado de (SINGH, 2003).

3.1.2. CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA

Cinesiologia é a área que estuda o movimento humano, tendo como sua subárea a biomecânica que trata da aplicação de conceitos da física clássica aos organismos vivos. Ambas as áreas são de relevante importância para o desenvolvimento de toda e qualquer prótese, analisando o que o órgão verdadeiramente realiza e o que a prótese pode reproduzir.

Um conceito essencial em todo e qualquer modelo biomecânico é o de graus de liberdade (gdl), os gdl definem quantos tipos de movimento que podem ser desenvolvidos em cada articulação. Segundo (SINGH, 2003), a mão humana possui 27 gdl, sendo eles 4 em cada dedo. No entanto o polegar retém uma complexidade maior com 5 gdl e os 6 restantes são responsáveis pelos movimentos realizados pelo punho.

Existem diversos fatores mecânicos que ainda podem ser avaliados numa abordagem biomecânica da mão, são eles: torque realizado, resistência, força aplicada, amplitude angular de movimento, entre outros.

3.1.3. SINAIS BIOELÉTRICOS

O corpo humano transmite informação em diferentes formas. Sinais que exprimem essa informação na forma de corrente elétrica como o eletroencefalograma (EEG) ou o eletromiograma (EMG), que apresentam a atividade elétrica encefálica ou muscular, respectivamente, são considerados sinais bioelétricos. As fontes que geram esses sinais bioelétricos são as células nervosas e musculares. Segundo (GUYTON E HALL, 2002), a atividade elétrica pode ser determinada por meio de eletrodos posicionados na superfície.

Tabela 1 - Sinais Bioelétricos, adaptado de (GUYTON E HALL, 2002).

Classificação	**Aquisição**	**Frequência**	**Amplitude**
Eletroneurograma	Eletrodo de agulha	100Hz – 1kHz	5µV – 10mV
Eletrorretinograma	Microeletrodo	0,2Hz – 200Hz	0,5µV – 1mV
Eletrooculograma	Eletrodo de superfície	DC – 100Hz	10µV – 5mV
Eletroencefalograma	Eletrodo de superfície	0,5Hz – 100Hz	2µV – 100µV
Eletromiograma	Eletrodo de superfície	2Hz – 500Hz	50µV – 5mV

3.1.3.1 – SINAIS MIOELÉTRICOS

Em complemento à seção anterior, tem-se os sinais mioelétricos que são os sinais elétricos advindos da ativação da estrutura neuromuscular associada a contração de um

músculo (DE LUCA, 1979). O uso de sinais mioelétricos vem sendo bastante difundido com a evolução da eletrônica. No passado, sua coleta e utilização eram dificultados pela baixa amplitude do sinal como podemos ver na tabela anterior.

O registro do sinal eletromiográfico necessita de um sistema que compreende os eletrodos de captação, um amplificador que processa o pequeno sinal elétrico e um decodificador que permitirá a análise dos dados (PERNAMBUCO, 2010)

Figura 2 - Exemplo da forma do sinal mioelétrico com amplitude de 2mV (AUTORIA PRÓPRIA, 2016)

3.2. TECNOLOGIA ASSISTIVA

A tecnologia assistiva é um conjunto de ferramentas utilizado para melhorar a qualidade de vida das pessoas. Cook e Hussey definem a tecnologia assistiva com base no conceito da Americans With Desabilities Act (ADA), sendo proposto como: "Ampla gama de equipamentos, serviços, estratégias e práticas concebidas e aplicadas para minorar os problemas funcionais encontrados pelos indivíduos com deficiência". (COOK e HUSSEY, 1995). O tema desse trabalho engloba uma subárea da tecnologia assistiva, sendo essa Órteses e Próteses.

Tecnologia assistiva tem o intuito de abranger todo o arsenal de recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades de pessoas com deficiência e, consequentemente, promover vida independente e inclusão (BERSCH; TONOLLI, 2006). Em novembro de 2006, a Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República instituiu o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT) por meio da portaria 142. O CAT tem como objetivos principais: apresentar propostas de políticas governamentais e parcerias entre a sociedade civil e órgãos públicos referentes à área de TA, realizar levantamento dos recursos humanos que trabalham com a área, detectar centros de referência, estimular em todas as esferas (Federal, Estadual e Municipal) a criação de cursos na área de TA. (BRASIL - SDHPR, 2012)

Segundo (BERSCHE, 2013), podemos dividir a TA em várias categorias, sendo elas:

- Auxílios para vida diária e prática;
- Comunicação alternativa e aumentativa;
- Recursos de acessibilidade ao computador;
- Sistemas de controle de ambientes;
- Projetos arquitetônicos para acessibilidade;
- Órteses e Próteses;
- Adequação Postural;
- Auxílios de mobilidade;
- Auxílios para qualificação da habilidade visual;
- Auxílio para surdez ou déficit auditivo;
- Mobilidade em veículos;
- Esportes e lazer.

3.2.1 ÓRTESES E PRÓTESES

É um ramo da TA que visa reestabelecer ou aprimorar a função de um membro, órgão ou tecido por meio de órteses e próteses. Os conceitos trabalham em conjunto, mas são distintos: enquanto a órtese tem como função auxiliar um membro, órgão ou tecido a recuperar sua função, a prótese substitui, integralmente ou parcialmente, o membro, órgão ou tecido. As próteses são classificadas em 4 tipos principais: interna ou implantada, externa ou não-implantada, implantada total e estética, de acordo com a relação do usuário com a mesma.

A história das próteses remonta-se desde o antigo Egito, em meados de 750a.C, onde é datada uma prótese estrutural de um dedo polegar. O polegar era importante para que se pudessem vestir as tradicionais sandálias egípcias (MARSHALL, 2015). Desde então, a tecnologia interagiu com as próteses, tornando-as cada vez mais modernas, eficazes, funcionais e, principalmente, antropomórficas. Associadas a novos sistemas de controle e interpretação de sinais biomédicos, surge o grupo mais moderno de próteses denominado de próteses ativas, tendo seu mecanismo regido principalmente por sinais mioelétricos e eletroencefalográficos.

Segundo (SEYMOUR,2002), o uso da prótese envolve diversos parâmetros, são eles:

- Resistência;

- Conforto;
- Característica do paciente;
- Condições do coto;
- Custo e estética;
- Funcionalidade.

3.2.1.1 PRÓTESE MIOELÉTRICA

É o dispositivo que substitui, total ou parcialmente, um membro, órgão ou tecido que é controlado pelo sinal elétrico, advindo dos músculos, a partir do potencial de ação desencadeado na contração do mesmo. Uma forma comum do controle de próteses por meio de sinais mioelétricos, é o controle por padrão, ou seja, o treinamento da prótese para padrões de contrações pré-estabelecidos e definidos. No entanto, também existe uma abordagem sem o reconhecimento de padrões, onde a ação do atuador depende apenas de um limiar específico. (TALBOT, 2014)

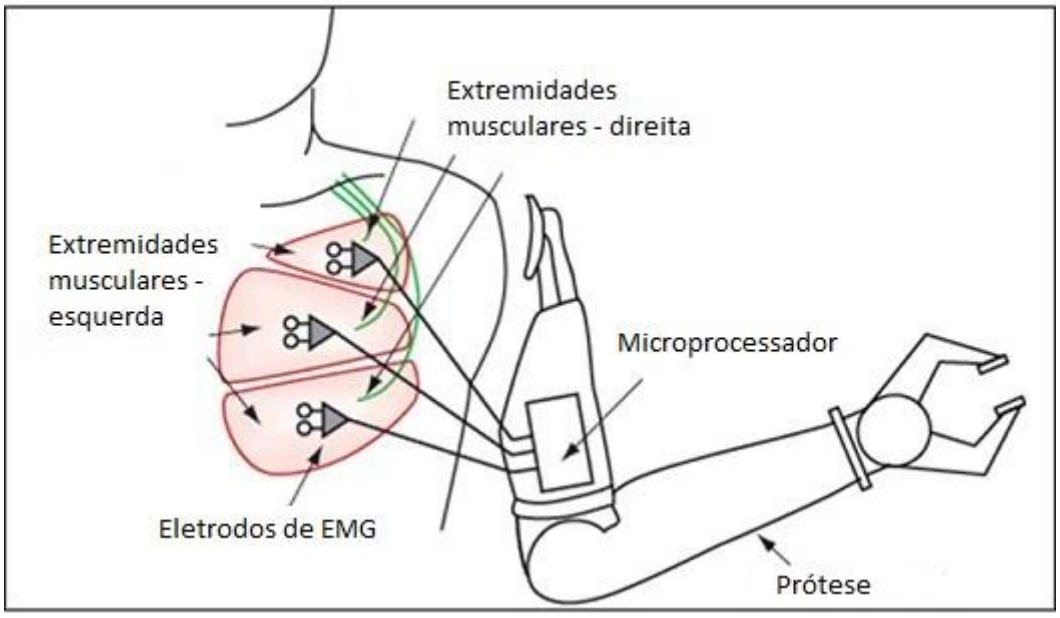

Figura 3 - Esquemático de prótese mioelétrica adaptado de (SCHEME E ENGLEHART, 2011)

3.3. COMPONENTES DA PRÓTESE

A movimentação de uma prótese ativa comandada por sinais mioelétricos é realizada por meio de um sistema de controle, o qual interpreta o sinal muscular, sinal elétrico proveniente da ação muscular, e o transforma em intenção de movimento. Para

isso a prótese pode ser subdividida em quatro conjuntos, A captura e transmissão do sinal, analise e ativação dos mecanismos, sistema de movimentação, e a carcaça da prótese. Para essas etapas foram realizados estudos prévios que definiram cada um dos principais elementos.

3.3.1 SISTEMA DE CAPTURA E TRANSMISSÃO DO SINAL

Para captura de sinais, geralmente, é realizado um sistema com sensores no qual se usa um músculo e o seu antagonista em um determinado movimento. A eletromiografia está intrinsicamente relacionada a biomecânica do membro. Existem vários fatores a serem considerados, o posicionamento dos eletrodos, a interferência do ambiente, a interferência de outro grupamento muscular (DE LUCA, 1997). Após isso ainda é necessário criar a placa de circuito impresso miniaturizada.

Esse tipo de sistema é normalmente utilizado em estudos de acionamento muscular, porém para um sistema fixo em uma prótese é preferível utilizar um sistema comercial já aceito no mercado. A Myo armband, é uma tecnologia vestível em forma de pulseira que conta com 8 sensores mioelétricos para detectar a atividade de diversos músculos. A myo é produzida pela Thalmic Labs, empresa sediada em Kitchener, no Canadá. A pulseira conta com ampla documentação, suporte para várias plataformas, protocolo *bluetooth low energy* (BLE) e um espaço para comunidade de desenvolvedores bastante ativa no seu site oficial. O dispositivo possui 5 gestos pré-estabelecidos que podem ser utilizados como mostrado na imagem abaixo, *Wave Right* também é chamado de *Wave Out* e *Wave Left* de *Wave In*.

Figura 4 - Myo Armband e movimentos padrão (MYO, 2016).

A Myo armband, apresenta uma série de vantagens em relação aos eletrodos comuns, além de contar com 8 sensores mioeletricos, possui também conectividade

bluetooth já integrada. Dessa forma seu uso se torna de fácil aplicação para captura e analise de sinais, porém é necessária uma estrutura robusta para identificar os sinais e os movimentos.

3.3.2 SISTEMA DE ANÁLISE E ATIVAÇÃO

Para analisar os sinais enviados pela Myo armband, e conseguir identificar a intenção de movimentos é necessária uma plataforma robusta. Dessa forma placas como Arduino, não são aconselhadas para realizar a tarefa. É necessário o uso de sistemas completos com microprocessadores mais potentes. Dessa forma foi selecionado o Rasberry Pi para executar a tarefa de processamento dos sinais mio elétricos e para controlar os motores.

A plataforma Raspberry Pi é declarada um minicomputador com dimensões, 85 x 56 x 17mm, e possui todo seu hardware integrado em uma única placa.

Figura 5 - Raspberry Pi 3 (RASPBERRY, 2016).

O modelo utilizado no projeto foi o Raspberry Pi 3 (RASPBERRY, 2016) que possui as seguintes configurações:

- CPU: 4X ARM Cortex-A53, 1.2GHz;
- GPU: Broadcom VideoCore IV;
- RAM: 1GB LPDDR2 (900MHz);
- Networking: 10/100 ethernet, 2.4GHz 802.11n wireless;
- Bluetooth: Bluetooth 4.1 Classic, Bluetooth Low Energy;
- Storage: microSD;
- GPIO: 40-pin header, populated;

- Ports: HDMI, 3.5mm analogue audio-video jack, 4X USB 2.0, ethernet, Camera Serial Interface (CSI), Display Serial Interface (DSI).

Uma outra opção é o Raspberry Pi Zero, que possui dimensões 65 x 30 x 5mm, sendo menor e mais fácil de ser inserido e fixado em uma prótese de membro superior.

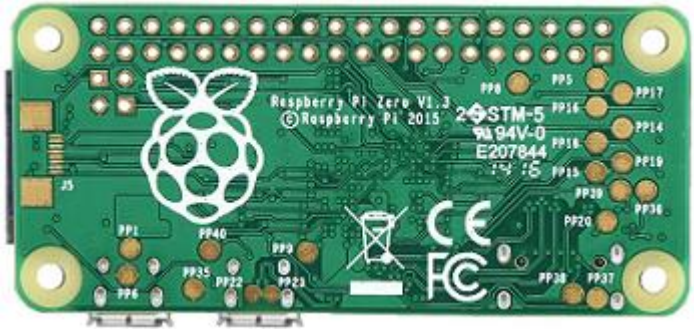

Figura 6 - Raspberry Pi Zero (RASPBERRY, 2016).

As configurações do Raspberry Pi Zero são:

- CPU: 1GHz ARM11 Broadcom CPU;
- GPU: Broadcom VideoCore IV;
- RAM: 512MB (900Hz);
- Networking: 10/100 ethernet, 2.4GHz 802.11n wireless;
- Bluetooth: Bluetooth 4.1 Classic, Bluetooth Low Energy;
- Storage: microSD;
- GPIO: 40-pin header, unpopulated;
- Ports: 2 x microUSB, mini-HDMI, an unpopulated composite video header.

Para se trabalhar com o Raspberry é necessário conhecer suas portas, sendo GPIO (General Purpose Input/Output) as mais comuns, e quais são as diferenças entre elas. A placa possui ao todo 40 portas GPIO. Podemos perceber todas elas no esquema a seguir:

Figura 7 - Esquemático das portas do Raspberry Pi (RASPBERRY, 2016).

Os tipos de portas encontrados na figura 7, são:

- Vermelho e Laranja: Alimentação 5V e 3,3V, respectivamente;
- Cinza: Aterramento;
- Verde: Portas GPIO para entrada e saída digital;
- Roxo: Portas para interface I2C (Circuito Inter-integrado);
- Azul Acinzentado: Portas para protocolo serial (Protocolo RS-232);
- Azul: Portas digitais que permitem comunicação de forma bidirecional;
- Amarelo: Portas do ID EEPROM (Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory).

3.3.3. SOFTWARE DE CONTROLE

Raspbian é um sistema operacional (SO). Baseado na partição Debian do Linux desenvolvida para o Raspberry Pi, sendo um software livre e numa comunidade ativa de colaboradores e desenvolvedores, o Raspbian é o sistema mais utilizado para Raspberry Pi (RASPBIAN, 2016). O SO conta com diversos softwares de desenvolvimento, profundo controle sobre o hardware da placa, ferramentas de acesso à internet, de escritório e de entretenimento.

O Raspbian permite a criação de scripts em linguagem Python que podem ser executados na inicialização do seu sistema, fazendo com que seu software execute automaticamente cada vez que o Raspberry Pi seja ligado.

Python é uma linguagem de programação de alto nível com orientação a objeto, tipagem dinâmica, funcional e que vem sendo bastante utilizada atualmente, conta com uma comunidade ativa.

3.3.4. SISTEMA DE MOVIMENTAÇÃO

Para movimentar uma prótese são utilizados motores elétricos. Os motores mais adequados e mais utilizados em modelos de próteses são os servos motores. Os servos motores são atuadores para quando se deseja alto controle e precisão e pequena amplitude de movimentação.

Esse tipo de motor é controlado pelo *input* de sua posição e segundo, (MORETO, 2007), tem as seguintes características exigidas: dinâmica, controle de rotação, torque constante e precisão de posicionamento. O servo motor também possui um sensor para realizar o feedback da sua posição. Dentre os diversos tipos de sensores, podemos citar encoder incremental, resolver, tacogerador, entre outros.

O servo motor é controlado por um sistema de pulsos (pulse-width modulation - PWM). É um processo de modulação por largura de pulso, o qual consiste em mandar pulsos de tensões em intervalos pré-determinados para se determinar o ângulo com base na largura do pulso e o quanto ela representa da modulação total.

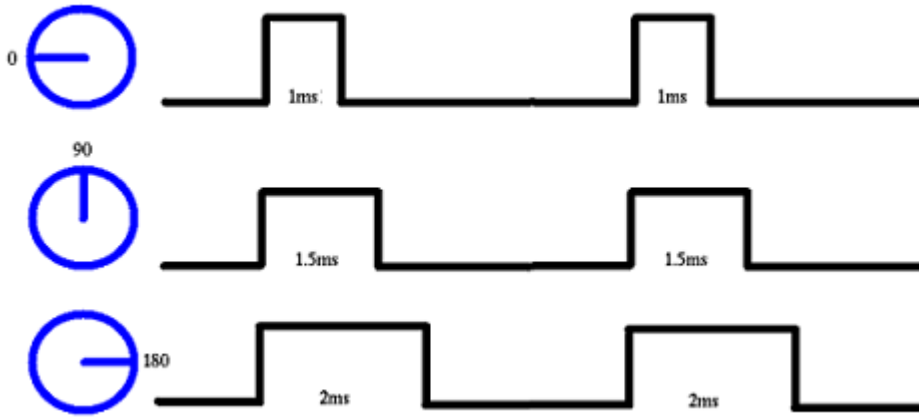

Figura 8 - Relação entre largura de pulso e rotação do motor (LIRTEX, 2016).

A estrutura de alimentação dos servos é, geralmente, composta por três fios que mudam suas cores de acordo com o fabricante, mas sempre apresentam as mesmas funções, um fio é usado para a alimentação do servo motor, outro para o aterramento e uma entrada digital para recepção do sinal que define a posição

4. METODOLOGIA

O intuito desse trabalho é o desenvolvimento de uma prótese controlada por sinais mioelétricos com as seguintes características: baixo custo, alta funcionalidade e com comunicação sem fio entre o sistema de controle e os atuadores. O desenvolvimento desse dispositivo foi pensado para ajudar na reabilitação e reinserção social das pessoas com amputação transradial que não possuiam poder aquisitivo para custear uma prótese com esse tipo de controle.

O trabalho foi realizado no Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde (LAIS) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, com auxílio do Laboratório de Automação e Robótica (LAR) também da UFRN.

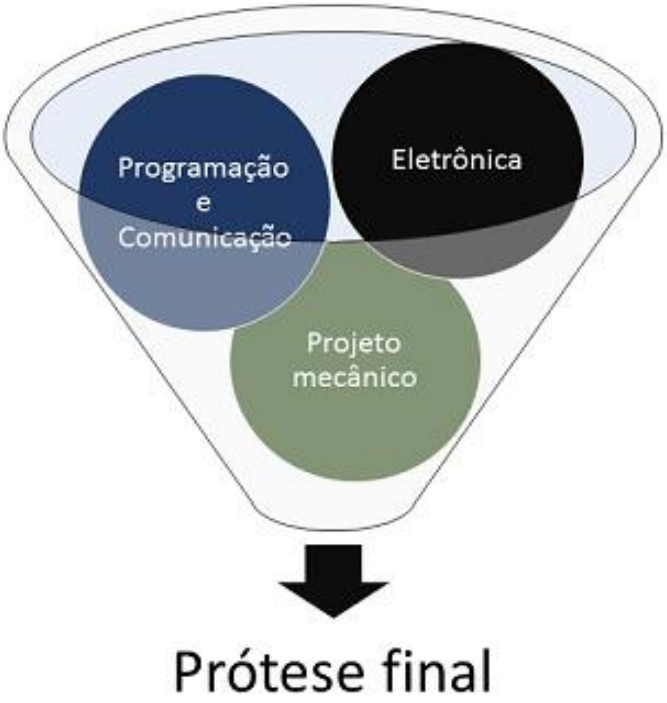

Figura 9 - Etapas de desenvolvimento do projeto (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Os tópicos essenciais abordados no desenvolvimento do projeto terão suas subetapas explanadas no desenvolvimento desse capítulo, nas seções 4.1 – Captura e transmissão do sinal, onde descrevemos os mecanismos de captura do sinal pela Myo e sua transmissão ao controlador, 4.2 – Análise e ativação dos mecanismos, onde

descrevemos a comunicação entre controlador e atuadores, bem como suas respectivas ligações, 4.3 – Softwares de controle, onde descrevemos alguns aspectos da programação do projeto, 4.4 - Sistema de movimentação e estrutura, como os atuadores se relacionam com a prótese, realizando o movimento.

4.1. CAPTURA E TRANSMISSÃO DO SINAL

Existem diversos meios para a captura do sinal mioelétrico, inclusive a montagem de circuito próprio por meio de amplificadores operacionais, no entanto a Myo é uma tecnologia que conta com a captura de 8 sinais mioelétricos, além de um módulo transmissor via bluetooth integrado. Isso a torna uma excelente escolha pois permite analisar uma gama distinta de movimentos devido à quantidade de informação recebida. Também foi desenvolvido uma aplicação em MATLAB para verificar a atuação da pulseira, ou seja, analisar se todos os 8 sinais, as informações de acelerômetro e giroscópio, estão sendo recebidas com sucesso.

Figura 10 - Myo Armband. (MYO, 2016)

4.2. ANÁLISE E ATIVAÇÃO DOS MECANISMOS

Existem alguns aspectos importantes no projeto de eletrônica envolvido na prótese, um deles é a escolha do atuador e do controlador, bem como a abordagem de suas funcionalidades.

A plataforma raspberry foi escolhida para o desenvolvimento do projeto por três características principais: portas USB e HDMI, bluetooth integrado e para seguir o princípio de miniaturização de circuitos. A utilização das portas USB e HDMI permitem a conexão entre o Raspberry e periféricos (monitor, teclado e mouse) tornando-o um micro-computador com interface amigável, principalmente para usuários nativos de Linux, simples e de alta produtividade. Utilizando-se do terminal e do editor de scripts pode-se desenvolver várias aplicações de forma enxuta.

O bluetooth integrado do raspberry (4.1 Low Energy) permite uma comunicação com outros dispositivos sem a necessidade de dispositivos adicionais, esse é um ponto importante para que ele seja preferível ao Arduíno, por exemplo. O Arduíno necessita de um módulo bluetooth, sendo o mais comum o HC-06, para implementar esse tipo de comunicação. O protocolo 4.1 da tecnologia bluetooth é o início do desenvolvimento da Bluetooth Low Energy (BLE), um grande avanço nas tecnologias a curta distância. Tida como tecnologia revolucionária em comunicação, a BLE conta com as seguintes vantagens:

- Baixo consumo de energia;
- Agente impulsionador de vários negócios;
- Não necessita de hardware adicional.

O último, e principal, ponto da escolha do Raspberry como dispositivo de controle é baseado no princípio de miniaturização de circuitos atrelado a necessidade de biomimetização da prótese, os conceitos são extremamente relacionados na área de órteses e próteses.

Miniaturizando o circuito você necessita de um menor volume para alocá-lo, criando a liberdade para que a prótese siga o modelo mais anatômico possível. Usando o Raspberry Pi Zero com adaptador bluetooth na sua entrada USB, o volume fica inferior tanto com relação ao Raspberry Pi 3, tanto com relação ao arduíno com módulo Bluetooth. O modelo abaixo explicita a ligação entre Raspberry Pi Zero e atuadores em esquemático com protoboard realizado pelo fritzing.

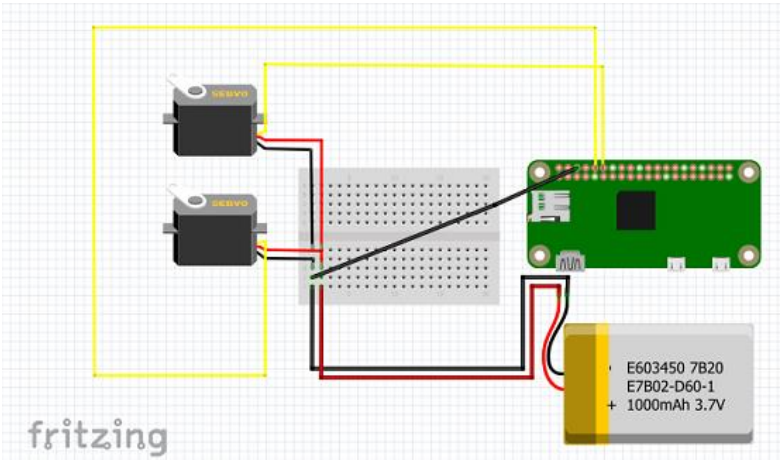

Figura 11 - Modelo de circuito (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

4.3. SOFTWARE DE CONTROLE

A programação do trabalho em evidência foi realizada por meio da linguagem Python já abordada na revisão. O python tem inúmeras vantagens, sendo uma das mais importantes para o projeto a detecção de erros de maneira rápida aliado à sua sintaxe simplificada.

O programa utiliza-se do comando *import* para importar diversas bibliotecas ao programa como: *serial*, *struct*, *re*, *time*, *enum* e *comports*. As funções das bibliotecas são diversas, utilizar dados em modelo de estrutura, atualização em tempo real, utilização das portas COM, desenvolvimento de expressões regulares e numerais. Outro comando importante são os de *class* para criar uma classe e de *def* para definir os métodos que estão dentro daquela classe.

Na aplicação são desenvolvidas várias classes: BLE, Tipo de vibração, Myo, e leitura de dispositivo. Essas classes têm suas funções definidas dentro do seu escopo, sendo a Myo a classe mais importante. Essa classe utiliza dos métodos criados em BLE e de seus próprios métodos para estabelecer a conexão e utilização dos dados providos pela pulseira Myo para o Raspberry.

Quanto ao funcionamento da aplicação, ela funciona indefinidamente desde que a Myo seja sincronizada, a sincronização é ativada por meio do movimento Wave Out e da sua permanência por 3 segundos na inicialização do programa. Um script é carregado no boot do raspberry para rodar o programa em Python da aplicação, isso faz com que o sistema seja automático podendo ser embarcado. Os movimentos atuantes para aplicação atual são Wave Out para sincronização, Fist para a rotação de ambos os motores fazendo

com que haja preensão total (ato de fechar a mão) e a própria pinça, pois o sistema não funciona apenas para os movimentos padrão, para que apenas o motor ligado ao dedo polegar e indicador atue fazendo com que aconteça o movimento de pinça.

4.4. SISTEMA DE MOVIMENTAÇÃO E ESTRUTURA

4.4.1. ATUADORES

Cada tipo de motor elétrico possui suas vantagens e desvantagens para determinado uso. Motores de corrente contínua não realizam torque resistivo quando em repouso, ou seja, não conseguem manter uma posição fixa, outro ponto importante é a imprecisão no seu controle que se baseia apenas em se há corrente ou não.

Com base nas informações acima, o motor escolhido foi o servo motor por apresentar bom toque resistivo, controle preciso e fácil controle. Dentre os servos motores disponíveis no mercado, o MG996R foi escolhido para o projeto, abaixo temos o motor e algumas de suas características:

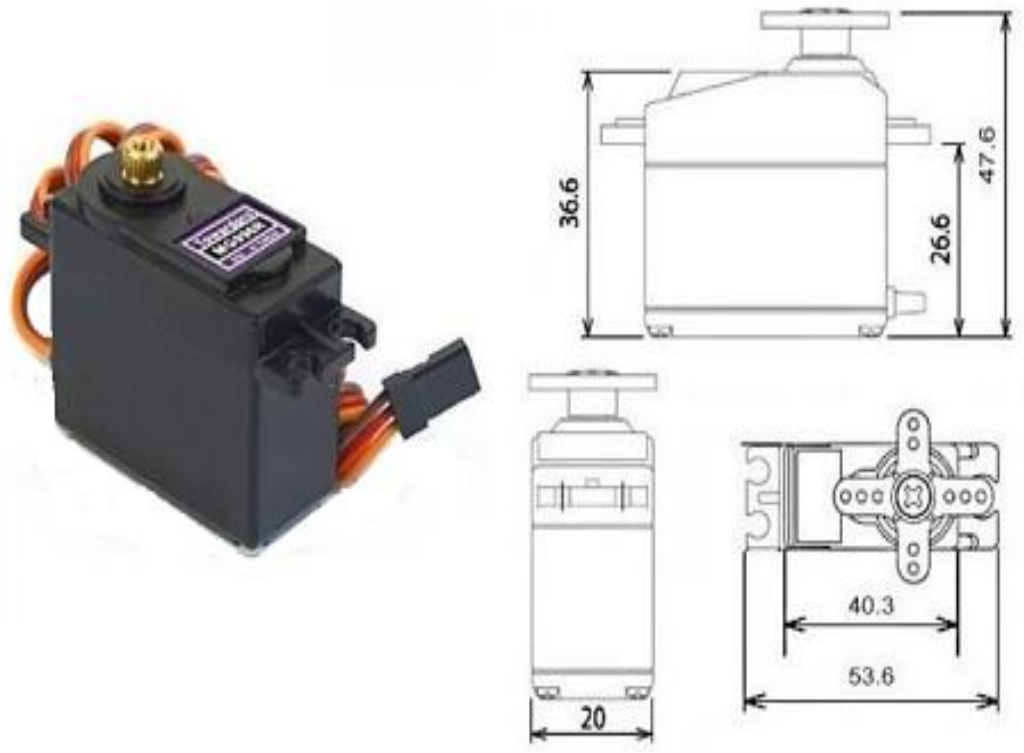

Figura 12 - Motor MG996R (DATASHEET MG996R, 2016)

- Peso: 55g;

- Dimensões: 40.7mm x 19.7mm x 42.9mm;
- Tensão de operação: 4.8V até 7.2V;
- Torque: 9.4kgf.cm (4.8V), 11kgf.cm (6V);
- Velocidade de operação: 0.17s/60° (4.8V), 0.14s/60° (6V).

O MG996R foi escolhido por estar disponível localmente, pelo seu alto torque em comparação as suas dimensões e sua baixa tensão de operação, podendo ser ainda menor que a especificada no datasheet, ocasionando em menores torque e velocidade, obviamente.

4.4.2 MODELO MECÂNICO E CINEMÁTICA

Foi realizada uma pesquisa quanto aos diversos modelos 3D de prótese disponíveis na internet, dentre eles temos:

- Projeto InMoov.
- Cyborg Beast.
- Raptor Reloaded.
- Flexy Hand.

O modelo mecânico escolhido foi baseado no projeto InMoov e é uma abordagem antiga da prótese realizada por eles, sendo simplificada e com uma menor quantidade de peças. Esse modelo foi escolhido por ser bastante articulado fazendo com que vários movimentos possam ser gerados e também porque ele é esteticamente semelhante ao braço humano se comparado aos outros modelos citados, todos os modelos podem ser encontrados em plataformas de compartilhamento como *instrutctables* ou *thingverse*. Nesse projeto houve uma adaptação do modelo e materiais utilizados, como por exemplo a exclusão de estruturas internas que direcionariam o fio conectado aos atuadores para que houvesse uma maior área interna para acoplar o circuito, controlador e baterias.

Foi desenvolvido um sistema que atua da seguinte forma, fios são conectados aos atuadores descritos anteriormente. Utilizou-se fios de aço da marca Maruri reforçados com nylon de alta resistência, esse fio foi preferível, por exemplo, ao nylon puro por sofrer menos deformação com a continuidade da utilização, prevenindo a descalibração dos movimentos.

Os fios em questão passam por canais construídos em cada peça que forma a falange e nas peças de eixo, ou seja, que possuem um eixo entre as extremidades, os fios

passam por cima e por baixo do eixo, gerando o movimento da articulação. Quando um lado do fio é tensionado enquanto o outro é relaxado esse conjunto tensiona num sentido, por exemplo, causando a flexão dos dedos.

As características de cada peça são, basicamente, as mesmas, pois apesar de algumas terem sido impressas em impressoras diferentes. As partes que necessitavam de maior precisão foram impressas nas impressoras Sethi AiP e Sethi BB em PLA marrom com o uso do fatiador Simplify 3D com preenchimento de peça em 15%. Peças mais simples foram impressas na Prusa i3 do LAR em PLA marrom com o uso do fatiador Cura 3D com preenchimento de peça em 15%.

As peças do complexo do antebraço são fixadas por meio de colagem já que não há movimento envolvido, enquanto que as peças pertencentes ao complexo punho-mão e dedos são parafusadas, apenas algumas bases imóveis são fixadas por colagem.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. CAPTURA E TRANSMISSÃO DO SINAL

Com a grande quantidade de sinais captados, associado à uma pequena amplitude do sinal, precisa-se garantir que o sistema de captação funciona como o esperado a partir de uma análise minuciosa e em tempo real do sinal adquirido. Para esse intuito foi desenvolvida uma aplicação em plataforma MATLAB que mostra a atividade dos 8 sensores de EMG, acelerômetro, giroscópio e posição real do membro. A aplicação foi testada para todos os movimentos padrão da pulseira: *Fist*, *Fingers Spread*, *Wave In* e *Wave Out*.

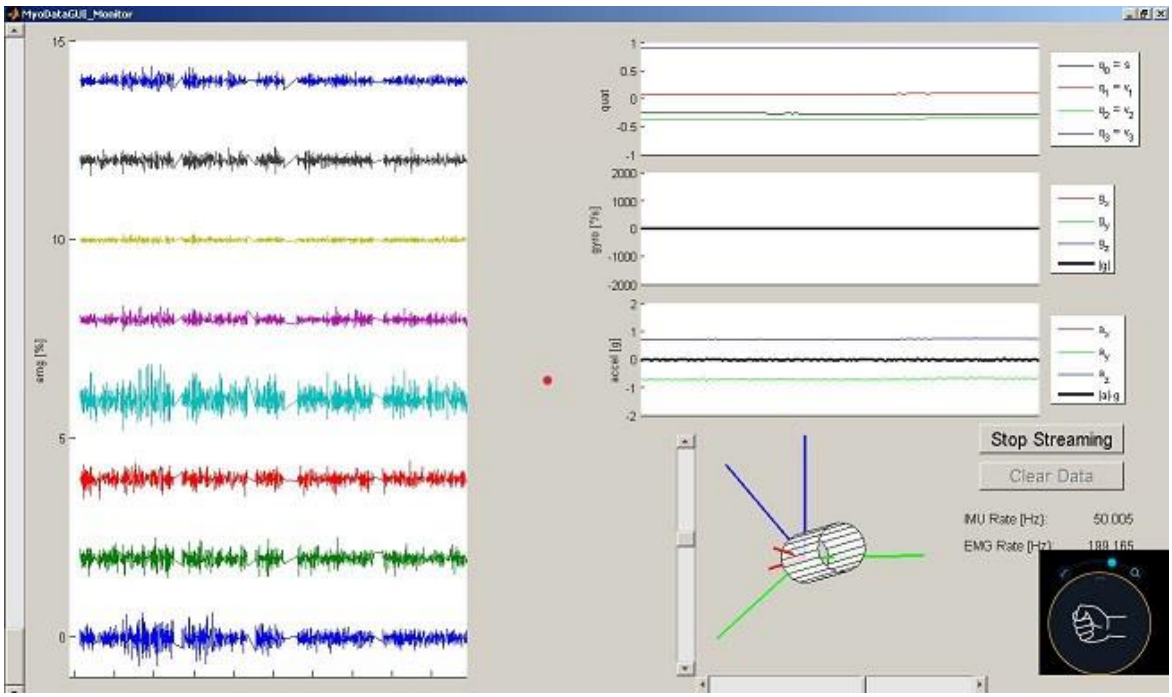

Figura 13 - Aplicação em MATLAB para fist (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

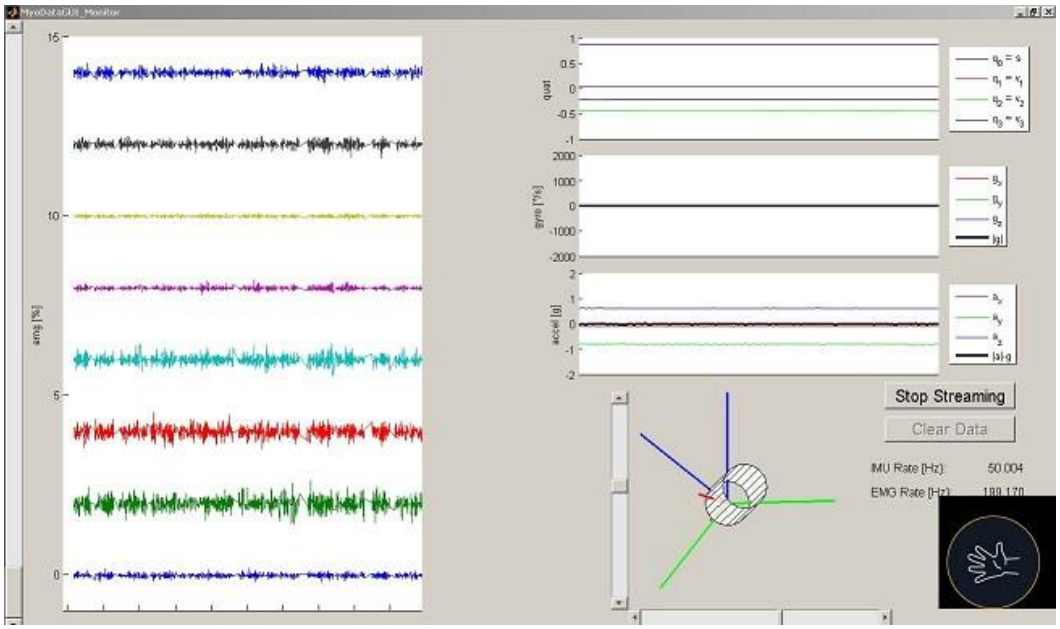

Figura 14 - Aplicação em MATLAB para fingers spread (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

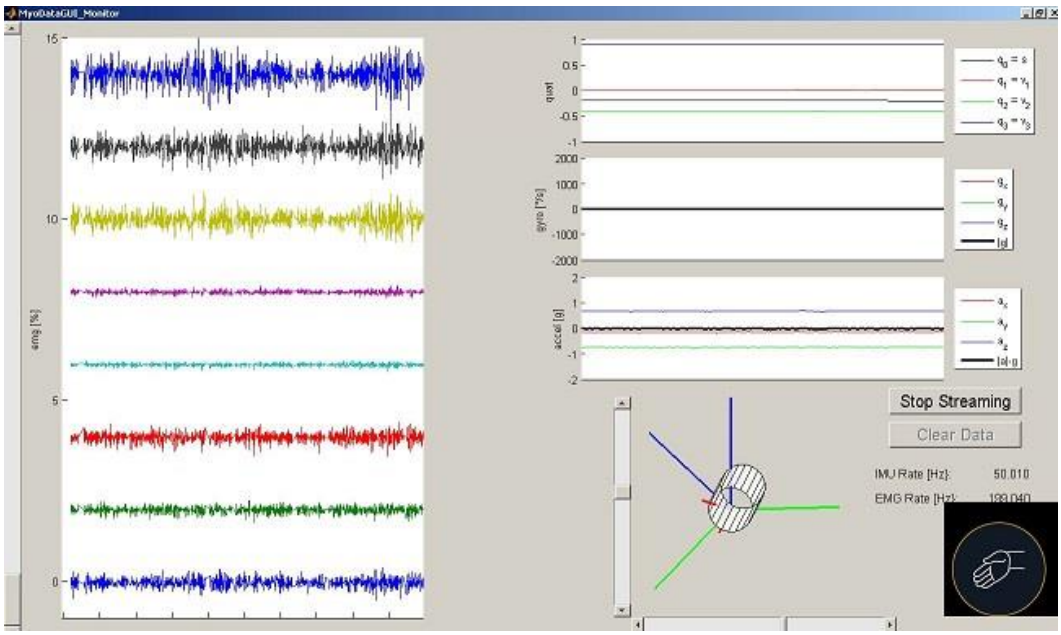

Figura 15 - Aplicação em MATLAB para wave in (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

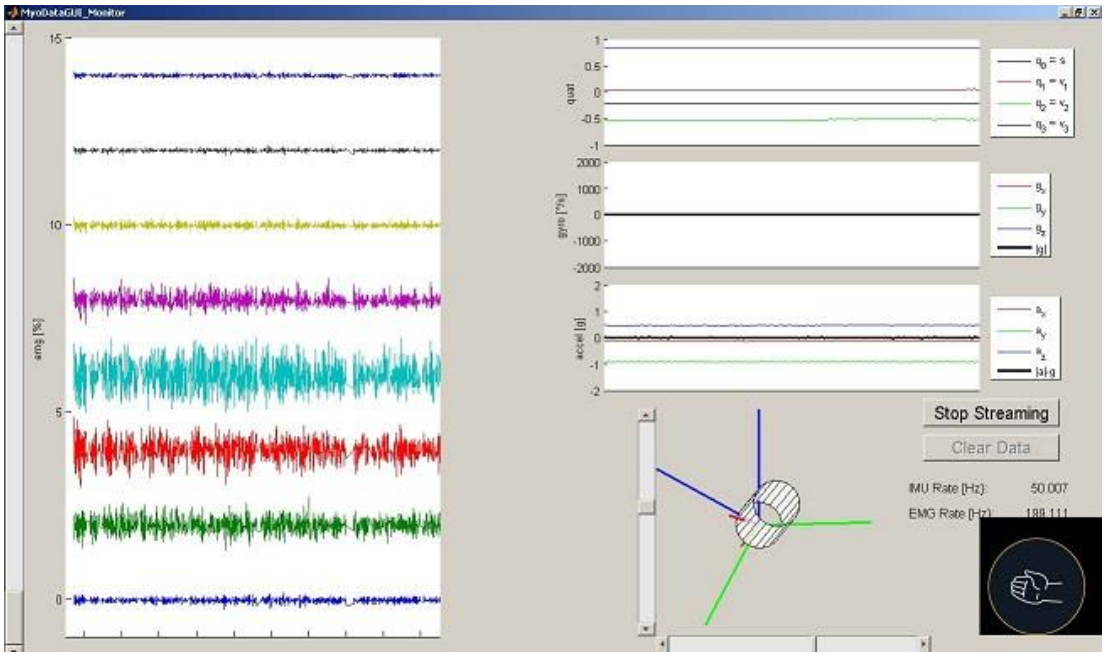

Figura 16 - Aplicação em MATLAB para wave out (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Com a análise de funcionamento realizada e comprovada pela aplicação em MATLAB pode-se usar a pulseira com segurança para o controle da prótese nas etapas seguintes.

5.2. ANÁLISE E ATIVAÇÃO DE MECANISMOS

O circuito que foi embarcado na prótese com o intuito de receber os sinais mioelétricos fornecidos pela Myo e realizar o movimento dos atuadores com base nesses mesmos sinais consiste apenas de duas baterias, o raspberry, uma mini protoboard, *jumpers* e os atuadores. A comunicação é feita por meio do adaptador bluetooth da Myo inserido na entrada USB do Raspberry.

O Raspberry alimentado por uma bateria comumente utilizada para recarga de celulares com sua saída USB de 1A, e os atuadores são alimentados por uma bateria de lítio com sua saída em dois pinos, terra e alimentação.

5.3. SOFTWARE DE CONTROLE

O software desenvolvido em Python pode ser dividido em 2 blocos principais, um bloco receptor e um bloco controlador. O bloco receptor são as linhas de códigos envolvidas para estabelecer a comunicação entre a Myo e o controlador, bem como a definição de algumas bibliotecas e parâmetros importantes. Já o bloco controlador é a

relação dos movimentos cadastrados com a rotação dos servos motores, ou seja, o bloco de software que diz respeito à realização do movimento desejado.

Figura 17 - Etapas do programa de controle (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

A aplicação desenvolvida pode ser acompanhada no terminal vendo o movimento que o usuário está realizando em tempo real.

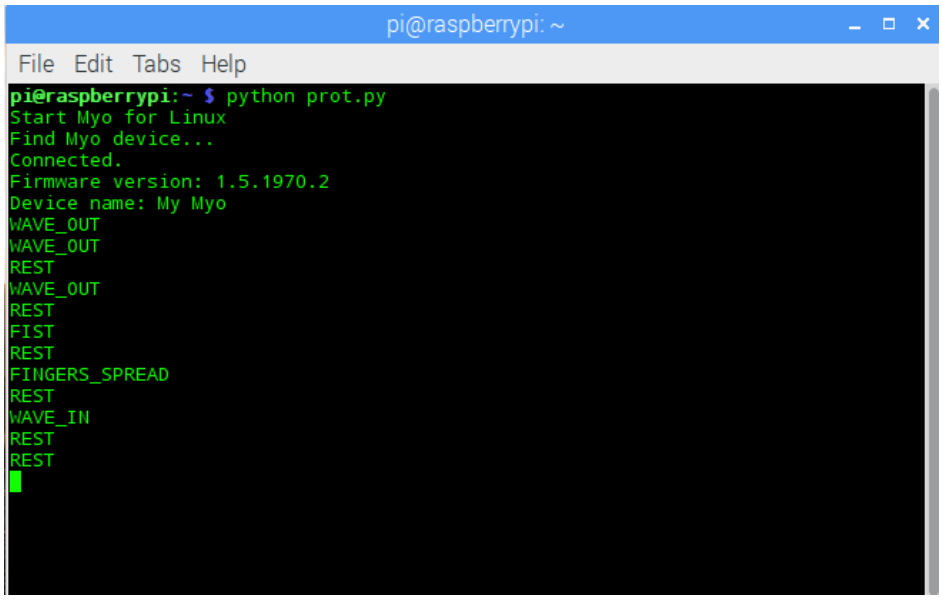

Figura 18 - Terminal do Raspberry com aplicação em execução (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Também foi garantido que o software fosse executado no boot do Raspberry Pi, isso garante que toda vez que o Raspberry seja ligado, o software seja executado, fazendo com que o usuário tenha mais comodidade, precisando realizar apenas a sincronização com a pulseira, assim que ela realize uma longa vibração.

5.4. SISTEMA DE MOVIMENTAÇÃO E ESTRUTURA

Como já foi citado, o modelo escolhido era um modelo mais antigo do projeto InMoov, mas devido aos componentes que tínhamos algumas peças precisaram ser adaptadas/remodeladas, muitas vezes devido a erro ou baixa resolução da impressora. Um

exemplo foi o aumento dos furos nas articulações falangeanas por meio de broca de 2,5mm e, em alguns casos, broca de 3mm.

Após o desenvolvimento de toda a estrutura prótese, bem como o seu software embarcado pelo Raspberry Pi Zero, realizou-se demasiados testes para uma melhor fixação dos fios de aço no motor, resultado em uma maior estabilidade e precisão do movimento. A fixação foi feita passando o fio pela coroa três vezes, depois fez-se um nó e colou um pouco de supercola para garantir o repouso.

O modelo protético foi dividido em diversas partes, como por exemplo, os dedos, onde cada um tinham um arquivo específico com suas partes para impressão conjunta. Abaixo temos um modelo em 3D do dedo indicador.

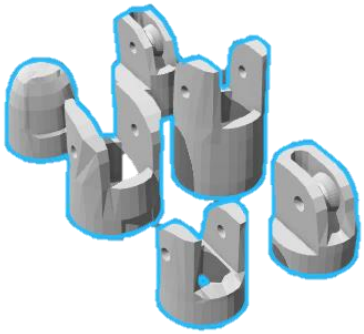

Figura 19 - Modelo em 3D do dedo indicador adaptado (AUTORIA PRÓPRIA, 2016)

O desenvolvimento cronológico da prótese será mostrado nas próximas figuras.

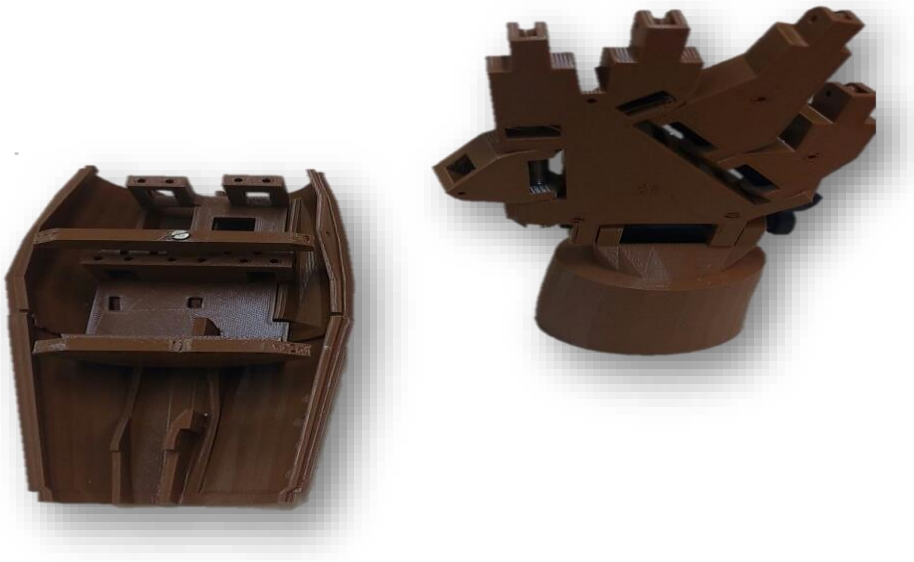

Figura 20 - Complexo punho-mão e antebraço (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Figura 21 - Complexo de mão e falanges (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Os parafusos em cada articulação falangeana possuem 2,5mm de diâmetro e 20mm de comprimento, já o parafuso na articulação punho-mão possui 8 mm de diâmetro e 55 mm de comprimento. Existem também parafusos de 8mm de diâmetro na base do dedo polegar com 60mm de comprimento e provendo suporte aos dedos anelar e mínimo com 80mm de diâmetro.

O desenvolvimento final se dá com a junção das duas partes acima e a inserção dos atuadores e, por conseguinte, a parte elétrica. Na figura abaixo temos o protótipo ainda aberto e com todo o sistema de atuação completo.

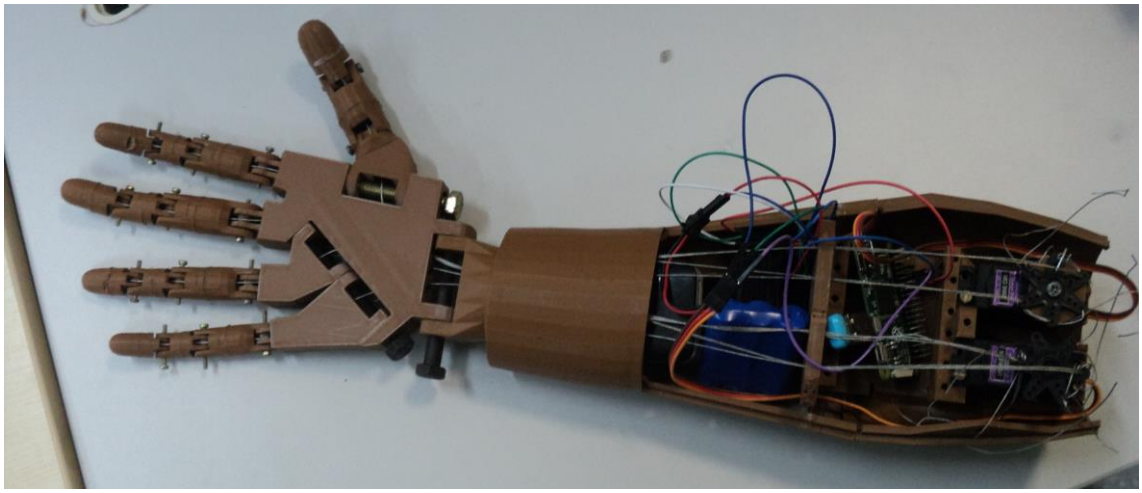

Figura 22 - Prótese aberta (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Após isso, fechamos a prótese, tendo o resultado seguinte:

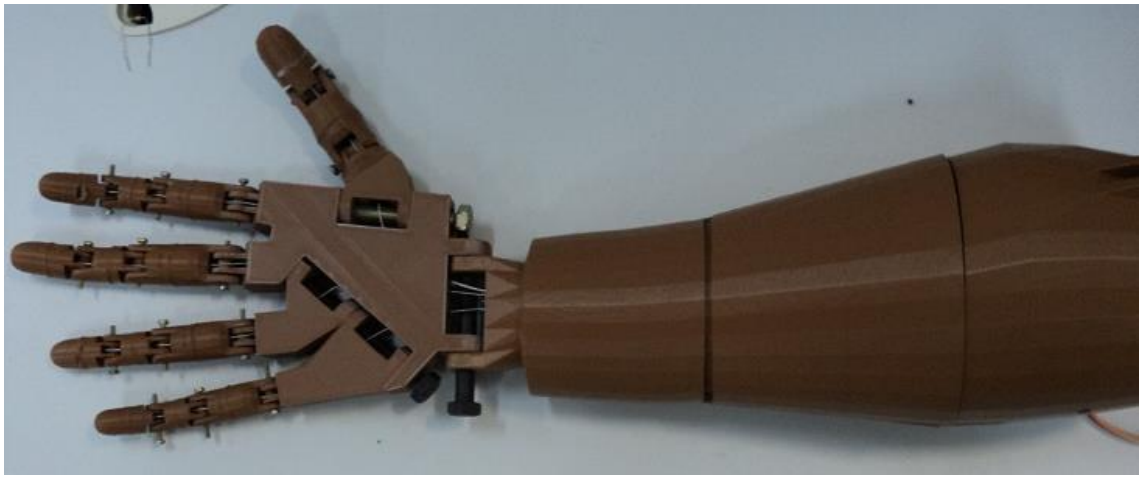

Figura 23 - Prótese final (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Com o fim da produção da prótese analisou-se como estavam os movimentos realizados e depois de ajustes quanto o posicionamento dos fios e a liberação de algumas articulações parcialmente rígidas, foi realizado com sucesso os movimentos de preensão total (flexão total de todos os dedos) e o movimento de pinça (flexão dos dedos indicador e polegar).

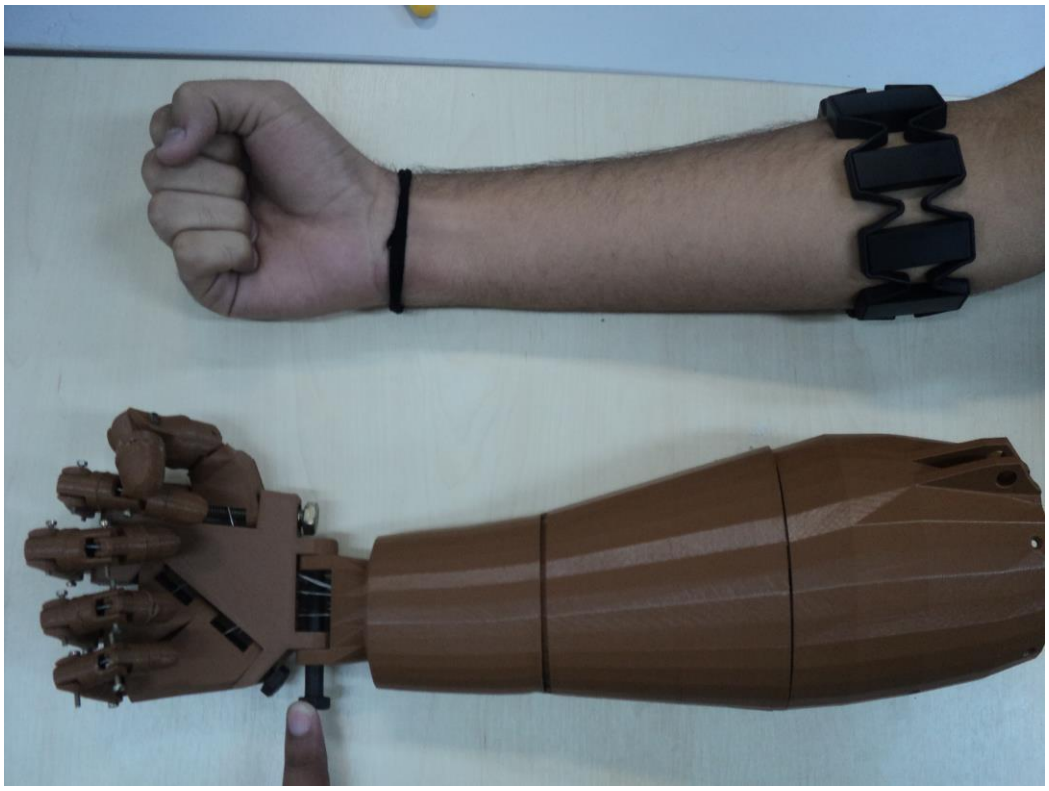

Figura 24 - Prótese realizando preensão total (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

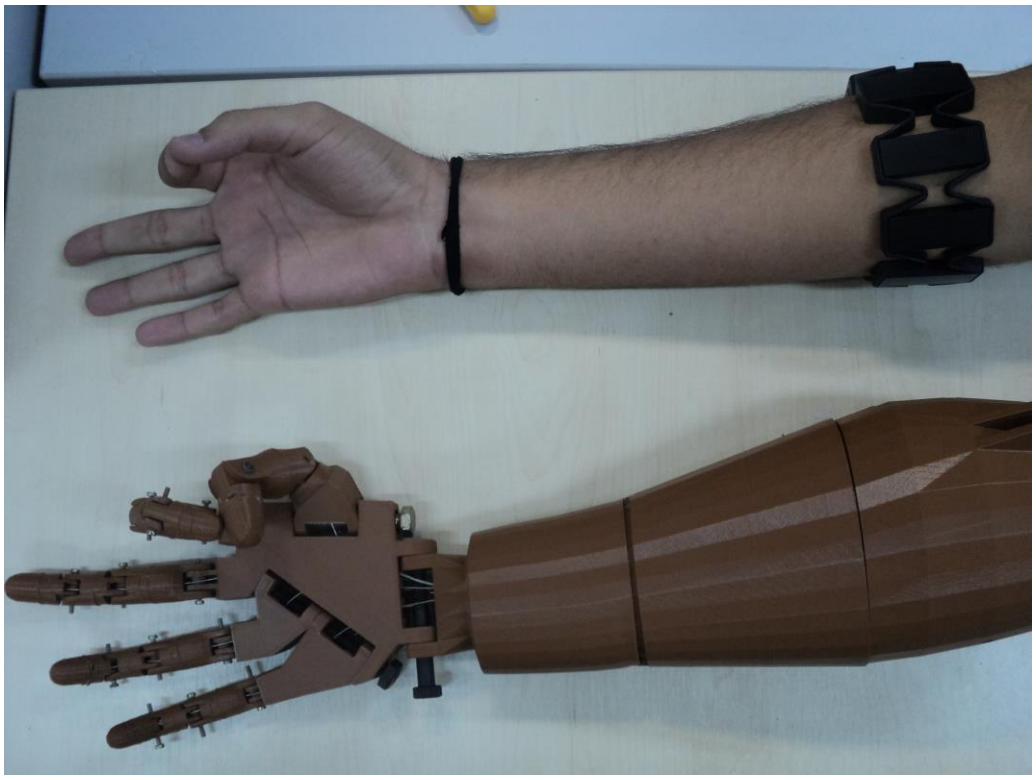

Figura 25 - Prótese realizando movimento de pinça (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Um ponto anteriormente avaliado como objetivo é de que a prótese possuísse baixo custo. Os materiais e seus custos são elencados na tabela a seguir:

Tabela 2 - Levantamento de custos do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2016).

Material	**Custo**
Myo Armband - 1	R$ 650,00
Raspberry Pi Zero - 1	R$ 90,00
Motor MG996R - 2	R$ 40,00
Miniprotoboard - 1	R$ 2,00
Bateria para celular 5V - 1	R$ 50,00
Bateria 3.8V - 1	R$ 26,00
Pacote de fio de aço - 1	R$ 11,00
PLA 500G	R$ 100,00
Total	**R$ 969,00**

Os valores a seguir têm como base o site oficial da Myo e o site de compras Aliexpress. Isso comprova que o objetivo de fazer com que a prótese fosse barateada, se tornando mais acessível foi cumprido.

6. CONCLUSÃO

No que se refere ao objetivo geral do trabalho nota-se que ele foi realizado, desenvolveu-se uma prótese que executa dois movimentos de grande importância no dia-a-dia dos deficientes físicos, garantindo mais acessibilidade e independência ao usuário, conseguindo alocar todos os componentes necessários dentro da prótese, assim resultando numa estética agradável para o paciente.

Todos os objetivos específicos foram cumpridos desde o desenvolvimento do sistema de comunicação entre Myo e o Raspberry Pi até a confecção e montagem da prótese propriamente dita.

Quanto a análise de custos, a prótese foi extremamente barateada se comparada à outras próteses já estabelecidas no mercado que também se utilizam de controle mioelétrico, os custos foram descritos ao fim do capítulo de resultados.

No entanto, o maior intuito desse trabalho é fazer com que que tecnologia assistiva de qualidade, principalmente órteses e próteses, cheguem ao alcance das pessoas menos favorecidas, isso melhora a qualidade de vida dessas pessoas e da sociedade como um todo.

7. TRABALHOS FUTUROS

Espera-se, ainda, o desenvolvimento de um circuito próprio para captar os sinais mioelétricos e sua transmissão para o controlador via bluetooth para realizar-se uma análise entre os resultados encontrados dessa forma e com a utilização da Myo armband.

Outro ponto chave é diminuir ainda mais alguns componentes estruturais da prótese e alimentações como baterias menores, acarretando em menor peso para o usuário e, consequentemente, mais conforto. Também é importante realizar uma avaliação com os usuários com relação ao tipo do encaixe protético e fixação, fazer um levantamento da preferência e o que é mais comum para essa etapa no mercado.

No entanto, o que é mais desejado é a inserção de uma maior gama de movimentos com um controle mais preciso tornando a prótese um elemento ainda mais agregador na qualidade de vida do usuário.

8. REFERÊNCIAS

BERSCH, Rita. **Introdução à Tecnologia Assistiva.** 2013. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf>. Acesso em: 10 set. 2016.

BERSCH, Rita; TONOLLI, José Carlos. **Introdução ao Conceito de Tecnologia Assistiva e Modelos de Abordagem da Deficiência.** 2006. Disponível em: <http://www.bengalalegal.com/tecnologia-assistiva>. Acesso em: 10 nov. 2016.

CAIAFA, Jackson Silveira et al . Atenção integral ao portador de pé diabético. **J. vasc. bras.**, Porto Alegre , v. 10, n. 4, supl. 2, p. 1-32, 2011.

COOK, Albert; HUSSEY, Jan. **Assistive Technologies: Principles and Practice.** 3. ed. Maryland Heights: Mosby Elsevier, 1995.

DE LUCA, C. J. (1979). Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, New York, v. BME-26, n.6, p.313-325.

GUYTON AC, Hall JE. Contração músculo-esquelética. In: Guyton AC, Hall JE. Fisiologia médica. 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999. p. 75.

G. ElKoura, K. Singh, "Handrix: Animating the Human Hand", *Proc. ACM Siggraph/Eurographics Symp. Computer Animation*, 2003.

LEBLANC, Maurice. **Give Hope, Give a Hand:** Palo Alto: Maurice Leblanc, 2011. Color.

LIRTEX. **Servo Motors – Information, Usage and Control.** Disponível em: <http://www.lirtex.com/robotics/servo-motors-information-and-control>. Acesso em: 20 nov. 2016.

MARSHALL, John. **The History of Prosthetics.** Disponível em: <http://unyq.com/the-history-of-prosthetics/>. Acesso em: 09 out. 2016.

MORETO, Marcelo. **Controle de servomotor.** 2007. 45 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade São Francisco, Itatiba, 2007.

PERNAMBUCO, Leandro de Araújo et al . A eletromiografia de superfície nos periódicos nacionais em fonoaudiologia. **Rev. CEFAC**, São Paulo , v. 12, n. 4, p. 685-692, Aug. 2010.

RASPBERRY. **Raspberry Pi.** Disponível em: <https://www.raspberrypi.org/>. Acesso em: 20 set. 2016.

RASPBIAN. **Raspbian.** Disponível em: <https://www.raspbian.org/>. Acesso em: 10 set. 2016.

SABINO, Stephanie di Martino; TORQUATO, Richelle Maitê; PARDINI, Adriana Cristina Guimarães. Anxiety, depression and hopelessness in lower limb amputees patients. **Acta Fisiátrica,** [s.l.], v. 20, n. 4, p.224-228, 2013. GN1 Genesis Network.

SEYMOUR, Ron. **Prosthetic and Orthotics: Lower Limb and Spinal.** Philadelphia: Lippincott Willians & Wilkins, 2002.

SCHEME, E.; ENGLEHART, K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use. *J. Rehabil. Res. Dev.* **2011**, *48*, 643–659.

TALBOT, Kathleen. **Using Arduino to Design a Myoelectric Prosthetic.** 2014. 35 f. TCC (Graduação) - Curso de Physics, Saint John's University, Collegeville, 2014.

WILHELMI, Bradon; SAHIN, Bünyamin. **Hand Anatomy.** Louisville: Bradon Wilhelmi, 2016. Color.