

IMPRESSÃO 3D E AUTOMAÇÃO DE UMA PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR COM BAIXO CUSTO¹

Thiago Roberto da Silva – 42073367@mackenzista.com.br

Profa. Dra. Mariana Amorim Fraga (Orientadora) – mariana.fraga@mackenzie.br

RESUMO

Este artigo de trabalho de conclusão de curso tem como foco principal apresentar uma solução em prótese de membro superior utilizando as tecnologias de impressão 3D e Arduino com o intuito de obter baixo custo para que ela seja acessível para pessoas que sofreram amputações durante a vida e não possuem recursos financeiros para adquirir as próteses comerciais existentes hoje no mercado. Embora seja uma prótese de baixo custo, o protótipo foi desenvolvido com itens selecionados para oferecer uma experiência confortável ao usuário. A prótese tem uma estrutura mecânica totalmente impressa em 3D utilizando o filamento ABS. O seu sistema eletrônico é constituído por um sensor de sinal eletromiográfico (EMG), o microcontrolador Arduino e conta com uma fonte de alimentação compacta, portátil e recarregável. Um sensor flexível do tipo FSR (Force Sensitive Resistor) também foi testado. No controle de movimento dos dedos da prótese foram utilizados micro servo motores. Palavras-chave: Prótese. Impressão 3D. Plataforma Arduino.

3D PRINTING AND AUTOMATION OF A LOW-COST UPPER LIMB PROSTHESIS

ABSTRACT

This article has as main focus to present a solution in upper limb prosthesis using 3D printing and Arduino technologies in order to obtain low cost so that it is accessible to people who have suffered amputations during their lives and do not have the financial resources to acquire the commercial prostheses on the market today. Although it is a low-cost prosthesis, the prototype was developed with selected items to offer a comfortable experience to the user. The prosthesis has a fully 3D printed mechanical structure using ABS filament. Its electronic system consists of an electromyographic signal sensor (EMG), the Arduino microcontroller and a compact, portable and rechargeable power supply. A flexible sensor of the type FSR (Force Sensitive Resistor) was also tested. Micro servomotors were used to control the movement of the fingers of the prosthesis.

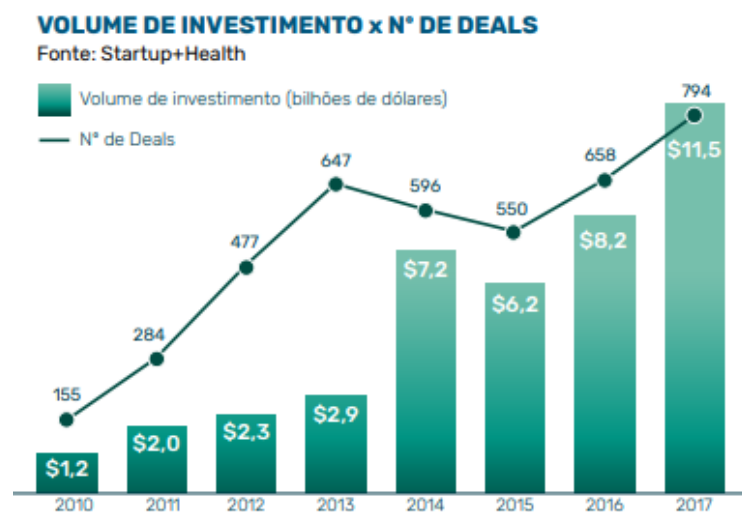
Keywords: Prosthesis. 3D printing. Arduino platform.

¹ Artigo do Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Elétrica, EE, UPM, São Paulo, 2022.

1 INTRODUÇÃO

Em 2018, a empresa de inovação Distrito em parceria com as empresas Neoway, KPMG e a Siemens Healthineers apresentou uma pesquisa que mostra a constante evolução das tecnologias utilizadas no setor de cuidados de saúde conhecido pela palavra de origem inglesa *healthcare* (TERRA, 2020). O estudo analisa o período entre 2010 e 2017. Como pode ser observado na Figura 1, nesse período, o número de investimentos no setor aumentou em quase 10 vezes, saindo de \$1,2 bilhões em 2010 para \$11,5 bilhões em 2017.

Figura 1. Volume de Investimentos em bilhões de dólares no setor *healthcare*.



Fonte: HEALTHTECH MINING REPORT (2018).

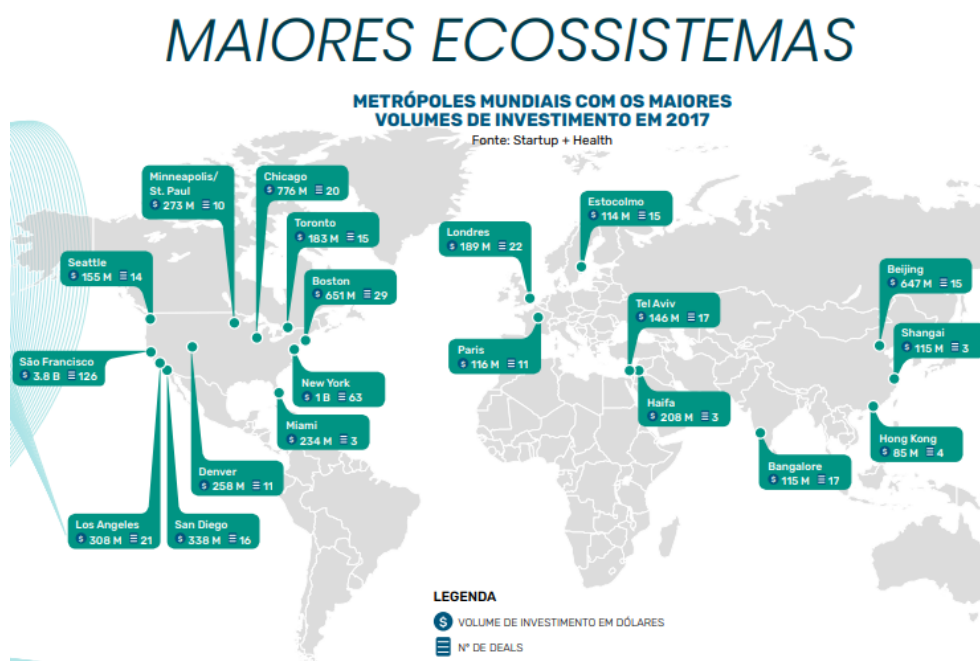
No Brasil, uma pesquisa realizada pela revista Medicina S/A mostrou que, no ano de 2019, cerca de 85% dos hospitais projetavam investir em recursos digitais de inteligência artificial e outras áreas ligadas a softwares, hardware e serviços de tecnologia e comunicação (REVISTA MEDICINA, 2019). Obviamente, isso acontece porque o desenvolvimento de novas tecnologias na área de saúde possibilita e entrega de soluções mais assertivas, ágeis e a longo prazo com maior retorno financeiro. Ainda de acordo com essa pesquisa, como mostra a Figura 2, o Brasil não está entre os países com cidades que mais investem em soluções para *healthcare* no mundo, o que nos leva a concluir que estamos atrasados tecnologicamente neste setor.

A proposta deste trabalho de conclusão de curso é utilizar uma tecnologia aplicada para *healthcare* ainda pouco explorada no Brasil, mas que possui um grande potencial tanto social quanto comercial, que é a automação de uma prótese de membro superior de baixo custo impressa em 3D utilizando a plataforma Arduino.

O uso da impressão 3D na área da saúde tem possibilitado o desenvolvimento de produtos personalizados de baixo custo, facilmente adaptáveis, leves, resistentes e com tempo de produção reduzido, bem como a criação de réplicas de ossos, órgãos e vasos sanguíneos específicos de um paciente (GLOBALDATA THEMATIC RESEARCH, 2020).

A área de desenvolvimento de próteses e órteses é uma das que mais tem se beneficiado dos avanços da tecnologia de impressão 3D porque a personalização desses dispositivos melhora a adaptação e o nível de conforto do usuário. Em relação à automação de próteses de membro superior impressas em 3D, a plataforma Arduino tem sido bastante utilizada porque é uma ferramenta de código aberto, baixo custo e de fácil uso.

Figura 2. Maiores ecossistemas do mundo no setor *healthcare*.



Fonte: HEALTHTECH MINING REPORT (2018).

O desenvolvimento de próteses de baixo custo possibilita que pessoas com deficiência se tornem totalmente independentes de outras pessoas e adaptações para realizar as atividades do cotidiano, o que aumenta sua autoestima, principalmente para pessoas que sofreram acidentes e tiveram seus membros amputados e simplesmente não conseguem viver sem (PORTAL UNIARA, 2017).

A maioria dos produtos comerciais utilizados no nosso dia-a-dia são desenvolvidos para pessoas que não possuem limitações, se tornando um verdadeiro desafio para pessoas com deficiência executarem atividades simples, tais como abrir uma pasta de dente, uma garrafa, vestir roupas, colocar a pasta de dente na escova, passar uma página de livro e até mesmo abrir uma embalagem de salgadinho.

No Brasil, atualmente, há um número significativo de portadores de deficiência física, de nascença ou em decorrência de traumas, que necessitam utilizar próteses (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). As amputações, originadas em decorrência de acidentes, conflitos armados, ou diferentes doenças de caráter vascular, infecções, neoplásicas ou de tipo congênita e outras, possuem um alto impacto sobre a saúde física e mental de um indivíduo causando uma grande preocupação na saúde pública devido aos diversos problemas acarretados (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). O número de pessoas que possuem deficiências físicas de membro superior que afetam diretamente as suas atividades cotidianas expõe a necessidade de aprofundar o conhecimento e criar soluções práticas, simples, inovadoras, funcionais e de baixo custo para que as tecnologias de próteses sejam acessíveis a maioria delas, e que permitam uma melhor qualidade de vida e autonomia nas suas atividades diárias. O grande desafio é reduzir o custo das próteses. Uma prótese automatizada disponível comercialmente não custa menos do que R\$ 100 mil (PORTAL G1, 2013).

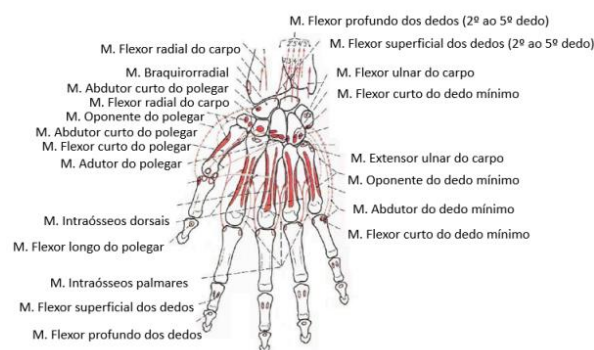
Neste contexto, este trabalho de conclusão de curso explora o uso das tecnologias de impressão 3D e da plataforma Arduino no desenvolvimento de uma prótese de baixo custo. O principal objetivo é desenvolver uma prótese de membro superior impressa em 3D controlada por Arduino, que possa ser adquirida por pessoas que sofrem das enfermidades de nascença ou sofreram amputações durante a vida e não possuem recursos financeiros para adquirir as próteses comerciais existentes hoje no mercado. O projeto da prótese foi desenvolvido em parceria com a empresa RBW comunicações que possui expertise em impressão 3D.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Estrutura e Funções da Mão Humana

As mãos humanas desempenham diversas funções desde movimentos complexos até vários gestos, destacando-se a linguagem de sinais comumente utilizada por deficientes auditivos e mudos. Destaca-se também que elas são o principal membro para o tato sendo utilizadas para sentir temperaturas e texturas (CRUZ, 2018). A Figura 3 e a Tabela 1 mostram e descrevem os músculos das mãos responsáveis pelos movimentos e as suas funções, respectivamente.

Figura 3. Origem e inserções musculares nos ossos da mão, vista palmar.



Fonte: CRUZ (2018)

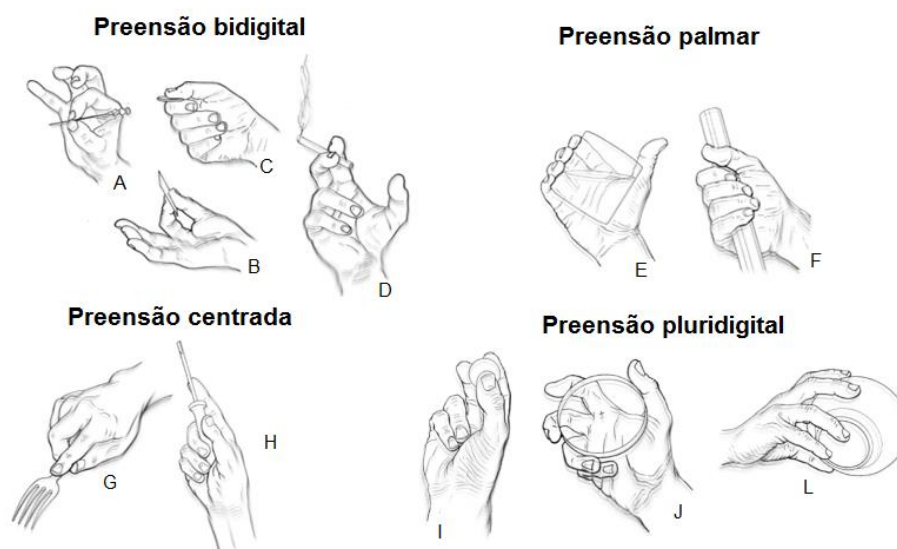
Tabela 1. Músculos da mão, localização e função.

Músculos da mão		
Região	Músculo	Função
Região Palmar Lateral	M. Abdutor curto do Polegar	Abdução e flexão do polegar
	M. Flexor curto do Polegar	Flexão da MF do polegar
	M. Oponente do Polegar	Oposição do polegar (flexão + adução + pronação)
	M. Abdutor do Polegar	Adução do polegar
Região Palmar Medial	M. Palmar curto	Pregas transversais na Região Hipotenar
	M. Abdutor do Mínimo	Abdução do dedo mínimo
	M. Flexor Curto do Mínimo	Flexão da MF do dedo mínimo
	M. Oponente do Mínimo	Oposição do dedo mínimo.
Região Palmar Média	Músculos Lumbricais	Flexão da MF e extensão da IFP e IFD do 2º ao 5º dedo. Propriocepção dos dedos.
	Músculos Interósseos Palmares	Adução dos dedos
	Músculos Interósseos Dorsais	Abdução dos dedos

Fonte: CRUZ (2018).

Em relação aos movimentos das mãos, eles podem ser classificados em preensões digitais, palmares, pluridigitais e centradas como exemplifica a Figura 4.

Figura 4. Tipos de preensão: Bidigital ((A) preensão por oposição terminal, (B) preensão polpa a polpa, (C) preensão pulpo-lateral e (D) Preensão interdigital látero-lateral), Palmar ((E) preensão dígito-palmar e (F) preensão Tetradigital), Centrada ((G) e (H)), Pluridigital ((I) preensão tridigital, (J) preensão tetradigital, (L) Preensão pentadigital).

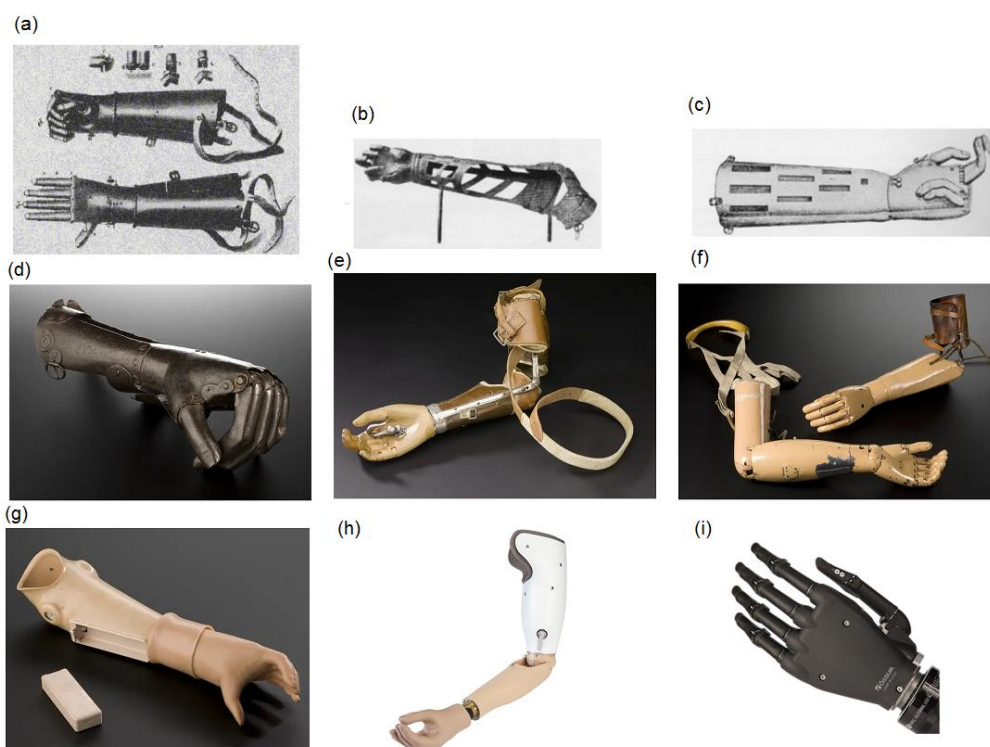


Adaptado de CRUZ (2018)

2.2 Evolução das Próteses

Os primeiros relatos de próteses foram feitos por Heródoto em 500 a.C. Ele relata a fuga de um preso que cortou seu próprio pé e utilizou um pedaço de madeira como cura da amputação (LOPES e ALMEIDA, 2013). Desde os primeiros desenvolvimentos, as próteses de membros superiores possuíam funcionalidades, tais como mecanismos de manipulação de objetos. Um exemplo é o caso da famosa mão de ferro de Gotz von Berlichingen, que é uma das primeiras próteses mecânicas documentadas. Ela foi utilizada pelo próprio Gotz após perder a mão em uma batalha em 1504. No que se refere a articulações, essa prótese de membro superior apresentava um grau de liberdade alto em comparação aquelas desenvolvidas até então. A Figura 5 (a) mostra a imagem dessa mão de ferro que era capaz de se adaptar a geometria dos objetos.

Figura 5. Evolução das próteses de membro superior: (a) mão de ferro de Gotz von Berlichingen, (b) prótese exposta no Museu Kaiserliches, (c) prótese exposta no Museu de Neuruppin, (d) Uma mão artificial do século XVI, (e) braço protético feito de madeira, couro e tecido, (f) braço artificial com pulso que gira e cotovelo que dobra, (g) mão artificial alimentada por dois eletrodos que estimulam os impulsos musculares, (h) prótese da empresa Otto bock e (i) prótese mioelétrica da empresa Ossur.



Uma prótese, que não é tão conhecida quanto a de Gotz, mas que também foi desenvolvida no século XV, pode ser vista no museu de Kaiserliches em Berlim (Figura 5 (b)). Um diferencial

dessa prótese é que ela possui movimento na articulação do polegar. Já no Museu de Neuruppin, também localizado na Alemanha, há em exibição uma prótese com mecanismo similar na articulação do polegar, mas com o diferencial de movimento dos dedos aos pares, como uma espécie de “garra” (Figura 5 (c)).

O estudo e desenvolvimento de próteses se intensificou durante a primeira guerra, quando foram registradas cerca de 300.000 amputações apenas na Europa. Com essa alta demanda por próteses, surgiu a necessidade que essas próteses tivessem mecanismos para auxiliar no manuseio de objetos do dia-a-dia dessas pessoas (LOPES e ALMEIDA, 2013).

Durante a segunda guerra, os EUA constituíram uma comissão de estudo de próteses com o intuito de auxiliar o elevado número de pessoas que passaram a se tornar dependentes devido as amputações. A partir daí, a evolução desse campo se tornou cada vez mais acentuada contribuindo para o avanço na fabricação de componentes de próteses cada vez mais modernos e funcionais (LOPES e ALMEIDA, 2013). As Figuras 5 (d), (e), (f) e (g) mostram algumas próteses de membro superior expostas no Museu de Ciência de Londres (SPECTOR, 2014). Atualmente, os principais tipos de próteses podem ser classificados em: próteses neurais, próteses mioelétricas e próteses impressas em 3D.

As próteses neurais são próteses ativas controladas de forma similar à uma mão natural, ou seja, por meio de estímulos neurais. As mais modernas possuem 22 graus de liberdade e utilizam o sinal de eletrocorticografia (ECoG), que são eletrodos implantados na superfície do cérebro (LOPES e ALMEIDA, 2013). As próteses de conexões neurais foram desenvolvidas, inicialmente em 2012, pela empresa DEKA Research and Development (FU, 2018). Nas últimas décadas, diversas pesquisas e iniciativas totalmente dedicadas ao desenvolvimento de próteses de conexões neurais foram realizadas. Um exemplo é a iniciativa da DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) que criou dois programas inter-relacionados para o desenvolvimento de próteses controladas por meio de estímulos neurais: *Revolutionizing Prosthetics 2007* e *Revolutionizing Prosthetics 2009*.

As próteses mioelétricas consistem em utilizar pequenos circuitos que realizam a captura do movimento dos músculos remanescentes como acionamento da prótese. Um exemplo desse tipo de prótese é mostrado na Figura 5 (i).

As próteses 3D são fabricadas a partir do processo de impressão em 3D, costumam custar menos que uma mão biônica devido ao baixo custo de polímeros como ABS e Tritan. A parte mais difícil e com custo maior são as automações envolvidas para transformá-las em uma prótese ativa e funcional, mesmo assim o custo ficaria em torno de 2 mil reais contra 100 mil reais da prótese biônica. Com a impressora 3D é possível desenvolver uma quantidade de customizações muito maior, permitindo por exemplo escolher o tipo de polímero mais resistente, mais leve, da cor da pele do indivíduo e fazer o escaneamento do membro remanescente o que permite fabricar uma prótese com

as mesmas proporções do usuário através de inteligência artificial. Os modelos de prótese disponíveis no mercado já se encontram em projetos em código aberto (*open source*) e estão chegando cada vez mais próximo de parecer uma mão humana tanto pelas suas capacidades de movimentos quanto pelo tempo de resposta. Em alguns casos, já apresentam funcionalidades que antes só eram vistas em filmes futuristas. A Tabela 2 compara algumas características da prótese impressa em 3D com a mioelétrica. Salienta-se o curto tempo de fabricação e o baixo custo da prótese impressa em 3D.

Tabela 2. Comparação entre a prótese mioelétrica e a impressa em 3D com sensores.

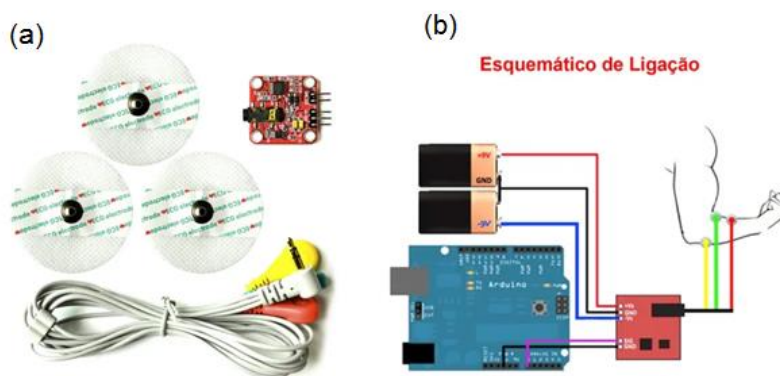
	Prótese mioelétrica	Prótese impressa em 3D com sensores
Descrição da prótese de mão	Digital twin 8E41=7, Otto Bock	Artec, Eva 3D Scanner, Z Brush MakerBot Replicator Z18 3D printer
Soquete	laminado	plástico de polipropileno
Peso (g)	840	600
Sensores	2 sensores mioelétricos	1 sensor de pressão
Bateria	Li-ion 7.2 V (65g)	Li-ion 3.7 V (15g)
Custo (US\$)	13000	440
Tempo de fabricação	2 semanas	4 dias

Adaptado de LEE et al (2017).

2.3 Sistema eletrônico de uma prótese

Para o desenvolvimento da automação de uma prótese de membro superior tem sido utilizados diferentes tipos de sensores, atuadores e microcontroladores. Aqui serão descritos apenas os componentes utilizados no sistema eletrônico desenvolvido para a prótese 3D impressa neste trabalho de conclusão de curso.

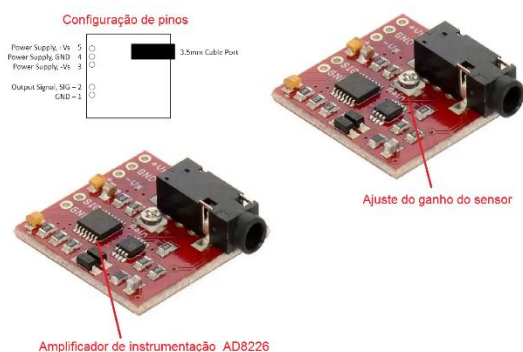
Figura 6. (a) Sensor EMG e (b) Esquema de aplicação.



Fonte: MERCADO LIVRE (2021).

O sensor de eletromiografia (EMG) mede a atividade muscular no membro remanescente e produz um sinal para mostrar a quantidade de expansão e contração como mostra a Figura 6. Três eletrodos (verde, vermelho e amarelo) se conectam ao módulo para transmitir sinais elétricos do movimento muscular. Portanto, a saída depende da quantidade de atividade no músculo selecionado. Como pode ser observado na Figura 7, a placa do sensor (Muscle Signal EMG Sensor for Arduino) utiliza um amplificador de instrumentação AD8226 multicanal, de baixo custo e de baixa potência.

Figura 7. Detalhamento da placa do sensor EMG



Adaptado de Agnihotri (2020).

O atuador é um micro servo motor que é bastante utilizado em próteses por apresentar ótimos resultados em velocidade e precisão. Ele possui engrenagens de nylon e tem sido empregado em projetos de aeromodelismo e robótica porque oferece o melhor custo-benefício.

A plataforma Arduino é também bastante utilizada em projetos eletrônicos de baixo custo devido à sua simplicidade de hardware e software que possibilitam desenvolver soluções sem necessidade de escrever códigos extremamente complexos. O Arduino é muito utilizado na automação de produtos impressos em 3D. A Tabela 3 compara as características de diferentes placas Arduino.

Tabela 3. Comparação entre as placas Arduino e suas características.

Periférico da Placa	Arduino UNO (R3)	Arduino Mega2560	Arduino Leonardo	Arduino Nano	Arduino Pro Mini	Arduino LilyPad
Microcontrolador	ATmega328p	ATmega2560	ATmega32u4	ATmega328	ATmega328	ATmega168V
CPU Velocidade	16 MHz	16 MHz	16 MHz	16 MHz	16 MHz	8 MHz
Conexões	USB	USB B	Micro USB	Micro USB	S/P	S/P
Memoria Flash	32 KB	256 KB	32 KB	16 KB	32 KB	16 KB
Mem. Bootloader	0,5 KB	8 KB	4 KB	2 KB	2 KB	2 KB
Memoria SRAM	2 KB	8 KB	2,5 KB	2 KB	1 KB	1 KB
Memoria EEPROM	1 KB	4 KB	1 KB	1 KB	1 KB	512 Bytes
Portas PWM	6	15	7	6	6	6
Portas Digitais	14	54	20	14	14	14
Portas Analógica	6	16	12	8	8	6
IO Voltage	5V	5V	5V	5V	5V	***
Corrente Portas IO	40mA	40mA	40mA	40mA	40mA	40mA
I2C (TWI)	1	1	1	1	1	***
SPI	1	1	1	1	1	***
UART	1	4	1	1	1	***
Alimentação	7 - 12V	7 - 12V	7 - 12V	7 - 12V	7 - 12V	2,7 - 5,5V

Fonte: FVM LEARNING (2018).

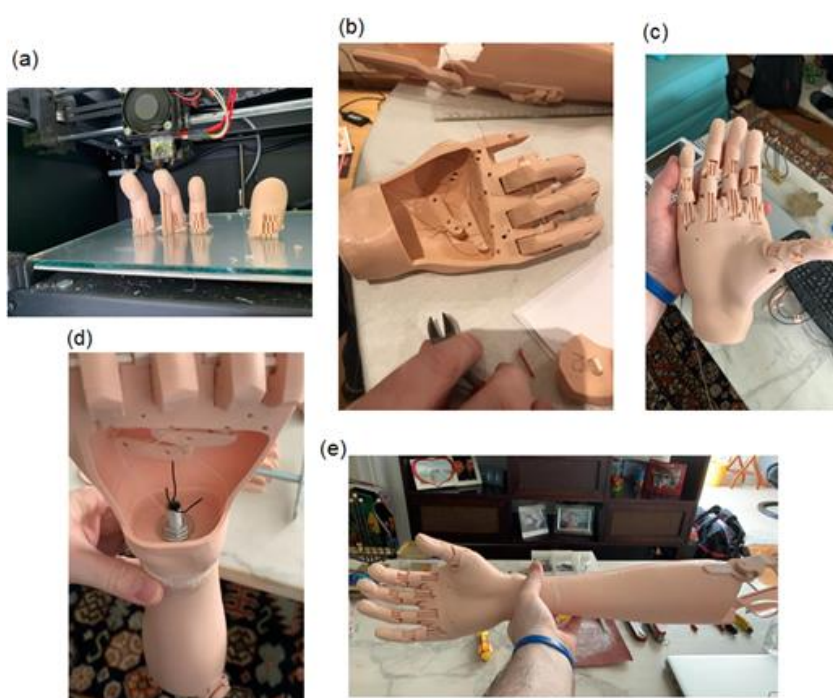
3 METODOLOGIA

O protótipo de prótese desenvolvido é constituído por mão e braço impressos em 3D acionado a partir da contração muscular do bíceps e/ou tríceps captado pelo sensor de eletromiografia acionando um micromotor de passo e controlado por Arduino.

(a) Desempenho da impressora GTMax3D

A impressora utilizada para impressão da prótese foi da marca GTMax3D. Ela possui algumas limitações como, por exemplo, o tempo de fabricação que é de no mínimo 36 horas temperatura de trabalho do material da estrutura deve ter no máximo 230°C.

Figura 8. Protótipo da prótese de membro superior: (a) impressão dos dedos, (b) montagem dos dedos na mão, (c) mão, (d) montagem da mão no braço e (e) conjunto completo.



Além disso, a impressora possui uma precisão de 0,8mm e possui capacidade de fabricação de até 80cm³. Foi utilizado o filamento ABS (acrylonitrile butadiene styrene) um polímero flexível da marca GTMax3D (GTMax3D, 2021). A Figura 8 (e) mostra a prótese de membro superior impressa em 3D. Durante os primeiros testes os dedos da prótese obtiveram um excelente resultado a força de tensão devido ao material flexível utilizado como juntas.

(b) Método de conexão do eletrodo e fonte de alimentação

Foram utilizados três eletrodos para transmitir os sinais musculares. Cada eletrodo deve estar na posição adequada para um melhor funcionamento. Depois de decidir o músculo que seria monitorado, os eletrodos foram conectados da seguinte forma: (i) o eletrodo verde foi aplicado no meio do músculo desejado, (ii) o eletrodo vermelho foi aplicado na extremidade do músculo desejado

e (iii) o eletrodo amarelo foi aplicado em uma parte óssea ou não muscular do corpo próximo ao músculo desejado. Em termos de fonte de alimentação, foram utilizadas baterias de lítio tipo moeda recarregáveis.

(c) Parâmetros do Arduino Uno

Esse dispositivo possui diversas funções que podem ser exploradas nesse projeto como por exemplo, o *power-down mode* que faz com que o Arduino entre em modo repouso principalmente durante o período em que o usuário está dormindo para poupar bateria. Outro exemplo é o comparador analógico para a retroalimentação do minimotor conforme o usuário tenciona o músculo com mais ou menos força. E sem falar na facilidade de comunicação com o computador graças a conexão USB que esse dispositivo possui de fábrica, agilizando os casos de upload de atualizações e correções. A Tabela 4 apresenta as características do Arudino e do micro servomotor utilizados neste trabalho.

Tabela 4. Descrição dos principais parâmetros do Arduíno e do micro servomotor.

Parâmetros	
Arduino Uno	Micro Servo 9G SG90
– Tensão de Operação: 5V	– Tensão de Alimentação: 3,0 - 6,0V
– Tensão de Entrada: 6-20V	– Corrente de Operação: 0,1 - 1,2A
– Portas Digitais: 14 (6 PWM)	– Temperatura de Operação: -30 ~ 60°C
– Portas Analógicas: 6	– Connector: JR (Universal)
– Corrente Pinos I/O: 40mA	– Comprimento do cabo: 24,5cm
– Corrente Pinos 3,3V: 50mA	– Velocidade: 0,12 seg/60° (sem carga)
– Memória Flash: 32 KB	– Torque a 4.8V: 1,2 kg-cm
– SRAM: 2KB	– Torque a 6V: 1,6 kg-cm
– EEPROM: 1KB	– Dimensões: 32 x 30 x 12 mm
– Velocidade do Clock: 16MHz	– Peso: 9g

4 RESULTADOS

4.1 Parte Mecânica da Prótese

A impressão 3D desenvolvida em parceria com a empresa RBW comunicações. As Tabelas 5 e 6 resumem as características mecânicas da prótese e a Tabela 7 os custos da impressão.

Tabela 5. Especificações da prótese de mão impressa em 3D

Parâmetro	Valor
Peso (kg)	0,43
Número de articulações por dedo	1
Dimensões (cm) de acordo com o desenho esquemático	
1	9
2	13
3	8
Força de prensão (N)	5

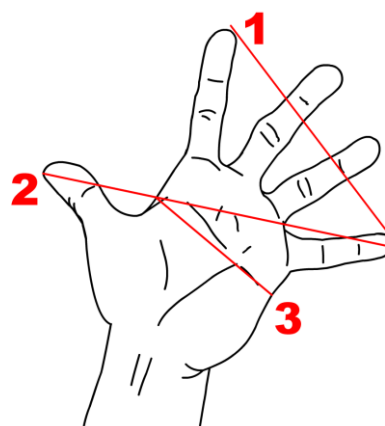


Tabela 6. Dados do Conjunto (Mão + antebraço + braço)

Parâmetro	Valor
Peso (kg)	0,96
Comprimento total com a mão aberta (cm)	16
Comprimento do antebraço (cm)	25
Comprimento do braço (cm)	25
Diâmetros (cm) de acordo com o desenho esquemático	
A	7
B	10
C	14
Amplitude de movimento (°)	160°
Articulação do pulso	50°
Articulação do cotovelo	170°

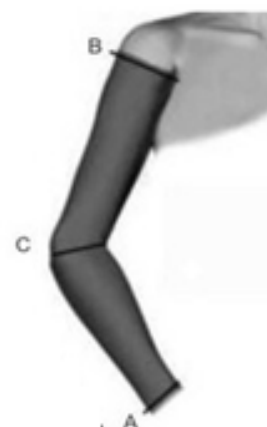


Tabela 7. Custos da impressão 3D da prótese desenvolvida

Descrição do material	Preço (R\$)	Quantidade	Custo Total (R\$)
Energia elétrica	20,00	~36 horas	20,00
Filamento ABS	125,00	~1kg	125,00
Filamento das juntas	1,00	5	5,00
Linha de conexão	1,00	6	6,00

4.2 Parte Eletrônica da Prótese

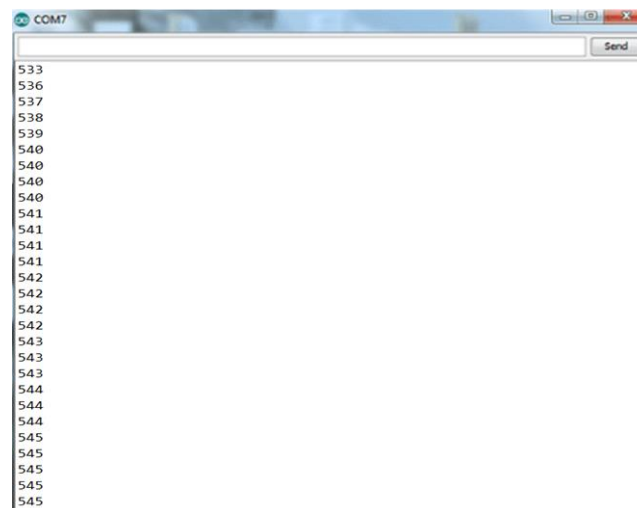
A Figura 9 mostra a prótese impressa em 3D e os principais componentes estudados e testados para sua automação.

Figura 9. Prótese impressa em 3D e os componentes do sistema eletrônico.



Durante os testes laboratoriais do sensor EMG foi identificado mau contato ao fazer a leitura no referencial (ponta amarelo) acoplado em uma parte óssea do usuário, que ao invés de ler uma faixa de 161 Hz com o músculo relaxado e 350 Hz com o músculo tensionado, ele oscilava em valores aleatórios até estabilizar em 545Hz indicando mau contato como mostra a Figura 10.

Figura 10. Mau contato do sensor EMG captado pelo serial monitor do Arduino estacionado em 545Hz.



Mesmo trocando os eletrodos o problema se manteve e optamos por realizar a troca do sensor EMG pelo sensor flexível até a chegada de um novo sensor EMG.

Usamos uma lógica binária, quando flexionarmos o sensor, o motor vai para 180°, agora se mantivermos o sensor flexível esticado o motor se mantém em 0°, associado a mão fechada para 180° e aberta para 0° (Figura 11). Para isso, testamos os valores que o sensor flexível lia para ajustarmos a sensibilidade.

Encontramos um valor de 50Hz como corte, valores acima de 50Hz mantém o motor em 0°. Os valores iguais a 0 Hz movimentam o motor para 180° conforme descrito no programa abaixo.

Programa Arduino

```
// C++ code
//
#include <Servo.h>
int Flex = 0; // Criação da variável Flex para armazenar os dados lidos pelo sensor
Servo servo_3; // Criação da variável Servo_3 para realizar os comandos no Servo motor
void setup()
{
  pinMode(A0, INPUT);
  Serial.begin(9600);
  servo_3.attach(3, 500, 2500);
}
void loop()
{
  Flex = analogRead(A0); //definindo o sensor como uma entrada analógica no pino A0
  Serial.println(Flex); //Função para fazer o print da variável flex no Monitor serial
  if (Flex > 50) { // Lógica usada para o acionamento do motor a partir da leitura do sensor
//o valor 50 é usado para a melhorar a sensibilidade do sensor flexível
    servo_3.write(170);
  } else {
    servo_3.write(0);
  }
  delay(100); // Delay para permitir a estabilidade do sensor
}
```


Testando o motor em 180° durante 2 minutos seguidos com um objeto de superfície rígida, notamos que o motor começou a superaquecer, porém com uma ótima precisão e velocidade de acionamento (Figura 12).

Figura 11. (a) Sensor Flexível FSR esticado com o motor em 0° e (b) Sensor Flexível FSR flexionado com o motor em 180°.

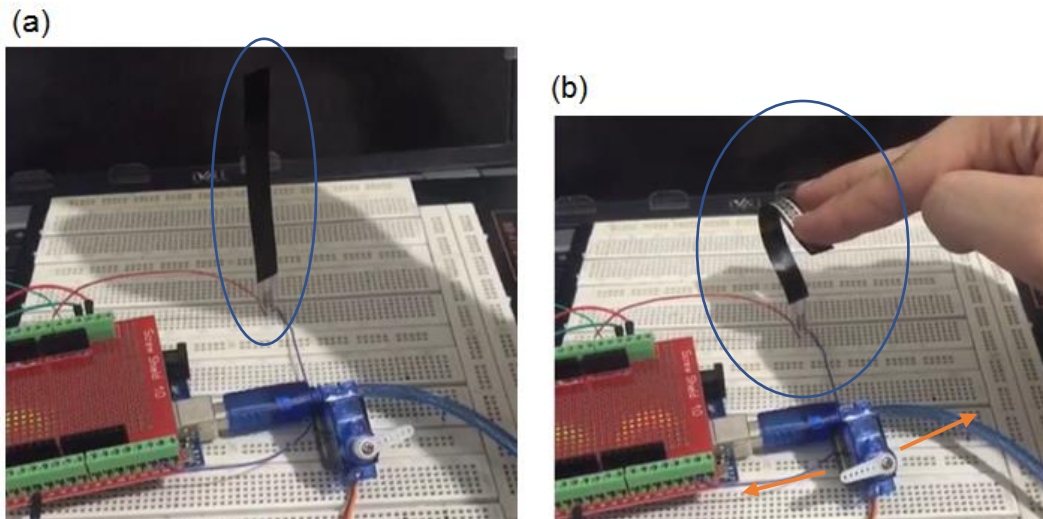
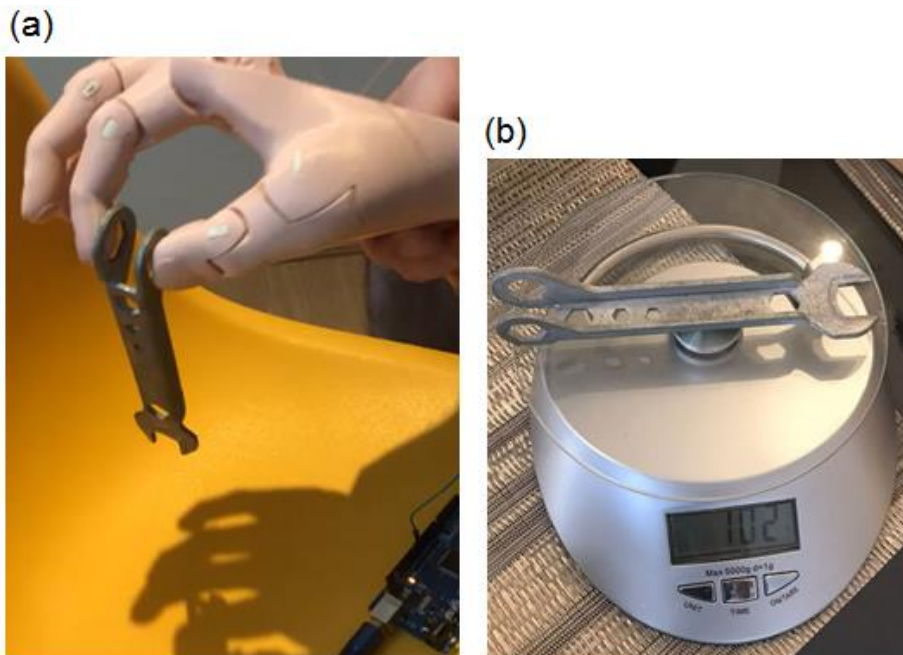
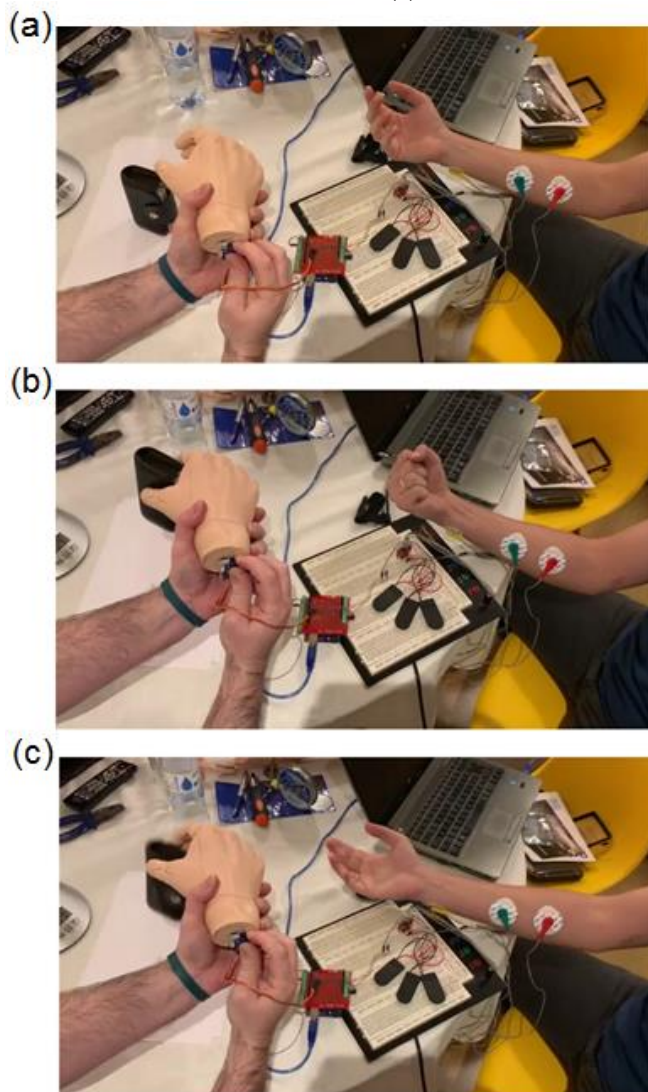


Figura 12. (a) Teste de tensão da prótese com o motor em 180° e (b) Massa de um dos itens de rígidos de geometria irregular testado.



Outro teste realizado foi para segurar, levantar e soltar uma carteira com documentos como mostra a Figura 13.

Figura 13. Testes da prótese: (a) montagem do experimento com o sensor EMG, (b) segurando e levantando uma carteira de documentos e (c) soltando a carteira.



5 DISCUSSÃO

Um sensor em pleno funcionamento se mantém estável em 161 Hz enquanto o músculo está relaxado, utilizado o código descrito nos resultados e alterando a sensibilidade para 250, o motor fica estacionado em 0°.

Figura 14. Valores de frequência captados em 161 Hz pelo Monitor serial do Arduino durante o relaxamento do antebraço.

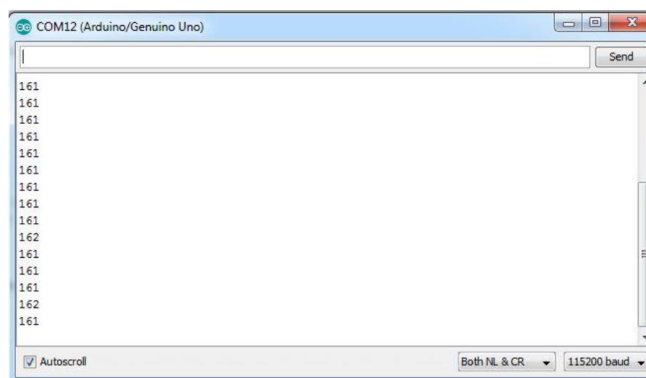
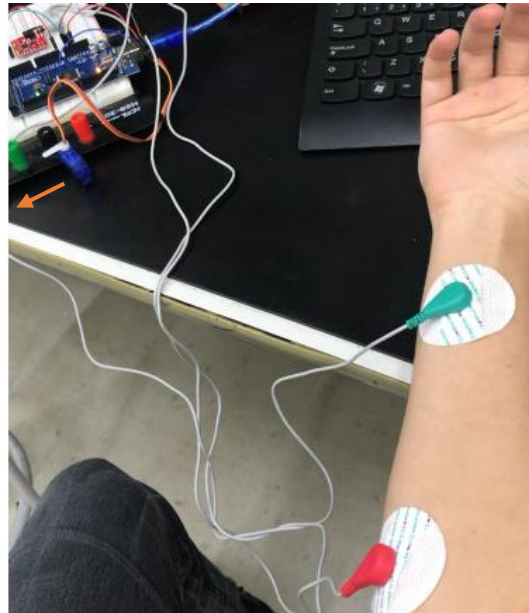


Figura 15. Funcionamento pleno do Sensor EMG com os músculos relaxados e motor em 0°.



Ainda utilizando o código descrito nos resultados com a alteração da sensibilidade para 250 conforme tensionamos o músculo, o sensor capta valores acima de 350 Hz e movimenta o micro servo para 180°.

Figura 16. Valores de frequência captados acima de 350 Hz pelo monitor serial do Arduino durante o tensionamento do antebraço.

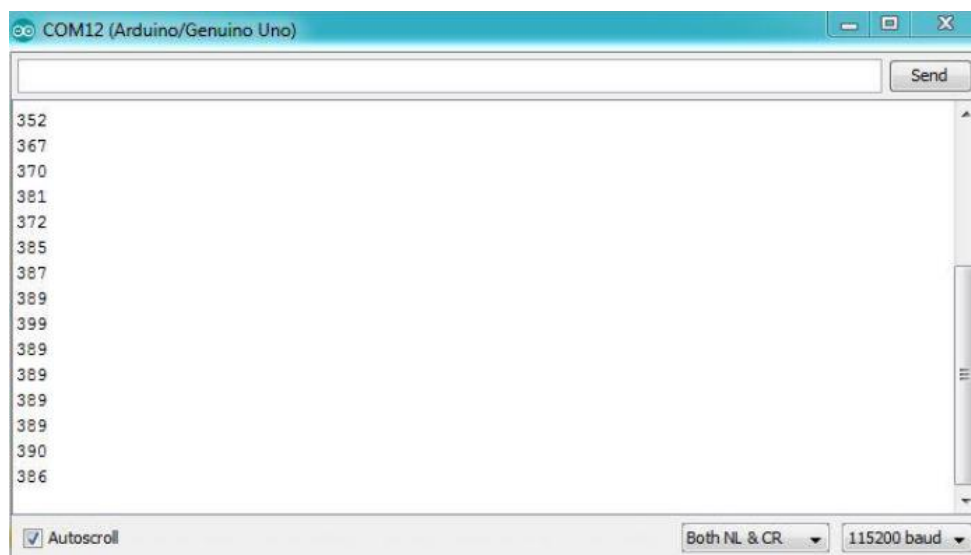


Figura 17. Funcionamento pleno do Sensor EMG com os músculos tensionados e motor em 180°.



Tabela 8. Custos dos componentes para movimentação/automação da prótese impressa em 3D.

Descrição	Preço (US\$)	Quantidade	Custo Total (US\$)
Placa extensora	5	1	5
Sensor EMG	20	1	20
Sensor FSR	5	5	25
Arduino	16	1	16
Micro servo motor	3	4	12
Bateria Lir2032 Cr2032 recarregável Li-ion 3,6v	6	5	30
Soquete suporte conector bateria Cr2032	1	5	5
Outros componentes	20	1	20

Para efeito de comparação com a literatura e com as próteses comerciais, os custos dos componentes eletrônicos foram listados em dólares americanos. Somando-se os custos mostrados nas Tabelas 7 e 8 estima-se que a prótese desenvolvida tenha um custo total em torno de US\$150.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A prótese de membro superior fabricada apresentou desempenho satisfatório e um bom custo-benefício. Durante o seu desenvolvimento todos os itens foram escolhidos para torná-la funcional e financeiramente viável. Contudo, há ainda alguns pontos de melhorias a serem implementados para

que prótese ofereça mais funcionalidades ao usuário, são eles:

1. A implementação de sensores nos dedos para evitar o estrangulamento de qualquer item durante o aperto;
2. Desenvolver um compartimento maior na prótese para conseguir comportar um motor de maior torque;
3. Desenvolver um compartimento que fixe os componentes na parte de dentro da prótese;
4. Implementar um algoritmo que possibilite o aperto gradativo da mão em função dos níveis de tensões musculares.

REFERÊNCIAS

AGNIHOTRI, Nikhil. Designing an Arduino-based EMG monitor. Disponível em: <https://www.engineersgarage.com/arduino-based-emg-monitor-ad8226/> Acesso em: 11/06/2022.

ARDUINO. Disponível em: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/ATmega640-1280-1281-2560-2561-Datasheet-DS40002211A.pdf>. Acesso em 19/11/2021.

ARDUINO MEGA 2560 REV3. Disponível em: Arduino Mega 2560 Rev3 — Arduino Online Shop Acesso em 15/11/2021.

BAÚ DA ELETRÔNICA, Configurações da placa Arduino Disponível em: <https://www.baudaeletronica.com.br/placa-nano-r3.html>. Acesso em 16/11/2021.

BLOG ELETROGATE. Vantagens do Arduino. Disponível em: https://blog.eletrogate.com/o-que-e-arduino-para-que-serve-vantagens-e-como-utilizar/?gclid=Cj0KCQiAys2MBhDOARIsAff1D1dAxzdJ6ruVo2WUBiLfMcwHvz351q73GCnIFit19hSEKsg0-eWvke8aAILJEALw_wcB. Acesso em 16/11/2021.

CRUZ, Gizele Ginklings Fróes da. Classificação dos movimentos da mão baseados na aquisição não invasiva de sinais mioelétricos provenientes dos músculos do antebraço através de redes neurais artificiais. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/xmlui/handle/123456789/182540>. Acesso em 18/11/2021.

BANCO DO BRASIL. Crédito do para obter uma prótese. Disponível em: <https://www.gov.br/pt-br/noticias/financas-impostos-e-gestao-publica/2020/01/financiamento-exclusivo-de-itens-para-pessoas-com-deficiencia>. Acesso em 19/11/2021.

DRIVER DE POTÊNCIA PARA O ARDUINO <https://www.geeetech.com/wiki/index.php/Ramps1.4>. Acesso em 19/11/2021.

FILAMENTOS DISPONÍVEIS PARA A IMPRESSORA GTMAX3D. Disponível em: <https://www.gtmax3d.com.br/filamentos/>. Acesso em 17/11/2021.

FU, QIUSHI, MARCO SANTELLO. “Improving Fine Control of Grasping Force During Hand–Object Interactions for a Soft Synergy-Inspired Myoelectric Prosthetic Hand.” *Frontiers in*

Neurobotics 11 (January 10, 2018). doi:10.3389/fnbot.2017.00071. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2017.00071/full>. Acesso em 15/10/2021.

FVM LEARNING. Tipos de Arduino, quais são as diferenças!!!, 2018. Disponível em: <https://www.fvml.com.br/2018/12/tipos-de-arduinos-quais-sao-as.html>. Acesso em 10/06/2022.

GALLAGHER, James. Braço biônico. Disponível em: <https://www.bbc.com/news/health-29538385> 16/11/2021.

GLOBALDATA THEMATIC RESEARCH. 3D Printing in Healthcare: Healthcare Trends. 2020. Disponível em: <https://www.pharmaceutical-technology.com/comment/3d-printing-healthcare/>. Acesso em 01/06/2022.

HEALTHTECH MINING REPORT. Disponível em: <https://assets.kpmg/content/dam/kpmg/br/pdf/2018/06/br-healthtech-mining-report-2018.pdf> Acessado em 19/11/2021.

GODOI, THOMAS. PRÓTESE MIOELÉTRICA CONTROLADA POR REDES NEURAIS. https://repositorio.uniceub.br/jspui/bitstream/235/3865/1/Tomas%20Godoi%20Monografia%20%201_2013.pdf. Acessado em 15/11/2021.

JANONE, Lucas, ALMEIDA, Pauline. Quantidade de pessoas com deficiência segundo IBGE. Disponível em: <https://www.cnnbrasil.com.br/nacional/brasil-tem-mais-de-17-milhoes-de-pessoas-com-deficiencia-segundo-ibge/>. Acessado em 16/11/2021.

LEE, K. H. et al., “Hand Functions of Myoelectric and 3D-Printed Pressure-Sensored Prosthetics: A Comparative Study,” Annals of Rehabilitation Medicine, vol. 41, no. 5, p. 875, 2017.

LEIS E NORMAS para PCD disponível em: <https://totalacessibilidade.com.br/leis-e-normas/>. Acessado em 16/11/2021.

LOPES, Jeferson Andris Lima, Almeida, Lucas Coelho. METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE PRÓTESE ATIVA DE MÃO UTILIZANDO IMPRESSORA 3D, Monografia submetida ao curso de Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica, 2013. Disponível em: <https://bdm.unb.br/handle/10483/6902>. Acessado em 04/11/2021.

MERCADO LIVRE. Sensor de Sinal Eletromiográfico EMG. Disponível em: https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-2017484403-sensor-de-sinal-eletromiografico-sensor-de-sinal-muscular-em-_JM?matt_tool=18956390&utm_source=google_shopping&utm_medium=organic. Acesso em 16/11/2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019. Disponível em: https://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_protases_auxiliares_locomocao.pdf. Acesso em 16/08/2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Diretrizes de atenção à pessoa amputada. Disponível em: https://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf. Acesso em 19/11/2021.

OHARA, Lucas Eduardo Calabuig Chapina. Adaptação de sensor em próteses de mão fabricadas em impressoras 3D, Trabalho de Graduação apresentado ao Conselho de Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, 2017. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/156983/000906365.pdf?sequence=1&isAllowed=y> Acesso em 24/10/2021.

OSSUR, I-LIMB ultra. 2013. Acesso em 13 de maio de 2021. Disponível em: <https://www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/produtos/all-products/membro-superior/i-limb-access-2>. Acesso em 19/11/2021.

OTTO BOCK, Disponível em: <https://www.ottobock.co.uk/> Acesso em 11/10/2021.

PLACA RAMPS 1.4 Disponível em: <https://www.autocorerobotica.com.br/placa-ramps-14>. Acesso em 15/11/2021.

PORTAL UNIARA, PRÓTESES, ADAPTAÇÃO E QUALIDADE DE VIDA, 2017. Disponível em: <https://www.uniara.com.br/noticias/40135/protese-adaptacao-e-qualidade-de-vida/>. Acesso em 05/06/2022.

PORTAL G1, Prótese inteligente G1, Disponível em: <http://g1.globo.com/bemestar/noticia/2013/01/paciente-recebe-protese-bionica-inteligente-no-lugar-de-antebraço.html> 23/01/2013. Acesso em 10/11/2021.

PORTAL UOL, Renda média do Brasileiro em: <https://economia.uol.com.br/noticias/redacao/2021/10/19/renda-media-dos-trabalhadores-brasileiros-e-a-menor-em-4-anos.htm#:~:text=Em%20junho%20deste%20ano%20o,2.613%20em%20julho%20de%202020>. Acesso em 19/11/2021.

POTERSCAP, 2021a, Minimotor. Disponível em: <https://www.portescap.com/pt-br/motores-dc/motores-dc-com-escovas/motores-dc-athlonix/16dct-motor-athlonix-com-escovas-de-grafite>. Acesso em 16/11/2021.

POTERSCAP, 2021b, Redutor para o Minimotor. Disponível em: <https://www.portescap.com/pt-br/motores-dc/acessorios/redutores/r16-caixa-de-redução-mancalizada-para-minimotors>. Acesso em 16/11/2021.

REVISTA GALILEU. Disponível em <http://revistagalileu.globo.com/Revista/Common/0,,EMI123142-17770,00> Acesso em 15/10/2021.

REVISTA MEDICINA, 50+ inovadores da saúde em 2019. Disponível em: <https://issuu.com/revistamedicinas/docs/medicinas-n1>. Acesso em 08/09/2021.

SAMPOL, Antonio Vital. A EVOLUÇÃO E AVANÇOS DA PROTETIZAÇÃO NO AMPUTADO DE MEMBRO INFERIOR <https://www.novafisio.com.br/a-evolucao-e-avancos-da-protetizacao-no-amputado-de-membro-inferior/>. Acesso em 04/11/2021.

SETOR DE HEALTHCARE DELOITTE. Disponível em: <https://www2.deloitte.com/global/en/pages/life-sciences-and-healthcare/articles/global-health-care-sector-outlook.html>. Acesso em 18/11/2021.

SPECTOR, Dina. Artificial Limbs Have Gone Through an Amazing Evolution. 2014. Disponível em: <https://www.businessinsider.com/the-evolution-of-prosthetic-technology-2014-8>
Acesso em 01/06/2022

TERRA, Eduarda. HEALTH TECH: A EVOLUÇÃO NO SETOR DE SAÚDE ATRAVÉS DA TECNOLOGIA. Disponível em: <https://gobacklog.com/blog/health-tech/>. Acesso em 17/11/2021.

TSUDA, Alberto Mitio. DESENVOLVIMENTO DE SENSORES ATIVOS PARA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS de ALBERTO MITIO TSUDA. Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – IFSP, 2015. Disponível em: [http://repo.ifsp.edu.br/bitstream/handle/123456789/49/Disserta%
c3%a7%c3%a3o_Alberto_2015_Vers%
c3%a3o%20Oficial.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://repo.ifsp.edu.br/bitstream/handle/123456789/49/Disserta%c3%a7%c3%a3o_Alberto_2015_Vers%c3%a3o%20Oficial.pdf?sequence=1&isAllowed=y) Acesso em 24/10/2021.

VILELA JUNIOR, Prof. Dr. Guanis de Barros. Fundamentos da Eletromiografia. Disponível <http://www.cpaqv.org/mtpmh/eletromiografia.pdf> Acesso em 24/10/2021.