



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

RICARDO TAONI XAVIER

**IMPLEMENTAÇÃO DE UMA PRÓTESE ATIVA PARA MEMBRO SUPERIOR DE
BAIXO CUSTO**

Ilha Solteira
2016

RICARDO TAONI XAVIER

**IMPLEMENTAÇÃO DE UMA PRÓTESE ATIVA PARA MEMBRO SUPERIOR DE
BAIXO CUSTO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia – UNESP – Campus Ilha Solteira, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de Conhecimento: Automação.

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Orientador

Ilha Solteira

2016

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

X3i Xavier, Ricardo Taoni.
 Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo
Ricardo Taoni Xavier. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2016
 118 f. : il.

 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Engenharia . Área de conhecimento: Automação, 2016

 Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
 Inclui bibliografia

 1. Mão biônica. 2. Prótese ativa. 3. Eletromiografia. 4. Luva sensorizada.
 5. Baixo custo.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Implementação de uma Prótese Ativa de Baixo Custo para Membro Superior

AUTOR: RICARDO TAONI XAVIER

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: AUTOMAÇÃO pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. ERIC RHOMER
DCA/Faculdade de Engenharia Elétrica / Universidade de Campinas

Ilha Solteira, 29 de agosto de 2016

DEDICO

Aos meus pais, Paulo Xavier Neto e Maria Helena Taoni Xavier
pelo exemplo, dedicação e
amor que recebi.

Definitivamente às melhores irmãs do mundo;
Priscilla Taoni Xavier
Thays Taoni Xavier
E ao meu primeiro sorriso, com amor;
Rafaela Costa
Aos meus familiares e amigos.
Ofereço

AGRADECIMENTOS

Expresso minha eterna gratidão, aos meus pais por me permitirem chegar até aqui, o apoio, carinho e amor empregados em minha formação pessoal e profissional.

Ao meu pai por toda dedicação, por ter me ensinado a utilizar as mãos para transformar a natureza em conhecimento. A minha mãe por me fortalecer e me ensinar o verdadeiro amor, sem os quais não chegaria até aqui.

Agradeço as minhas irmãs, Thays eterna criança, felicidade materializada em pessoa. Á Priscilla fonte de conhecimento, profissionalismo e dedicação, seus passos nos iluminam.

Agradeço ao grande amor da minha vida Rafaela, pelo amor, pelo carinho que me proporciona a cada dia, e compreensão as minhas faltas durante minha caminhada em busca da conquista deste sonho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela confiança em mim empregada, pela sua competência e pelo seu comprometimento com a realização deste trabalho; por ser um exemplo de humanidade e profissionalismo com inspiradora paixão pelo trabalho.

Agradeço ao Hermes e Sueli, casal de pessoas maravilhosas que me acolheram como um filho e me proporcionaram grandes oportunidades nesta jornada.

Aos meus amigos do LIEB pesquisadores, professores e técnicos, agradeço-lhes pelo companheirismo e amizade, que marcaram profundamente a memória; nas jornadas de estudo, nas conversas descontraídas e nas palavras de incentivo.

Agradeço em especial uma pessoa, Tio Augusto que me ensinou com sabedoria a explorar e desenvolver o conhecimento, em sua homenagem este projeto levará seu nome, Projeto Augusto.

Aos deficientes físicos com quem tive a oportunidade de conhecer e conviver, este é apenas o primeiro passo de uma longa jornada, a vocês darei o meu melhor.

A todos aqueles que, por um lapso, esqueci de mencionar e que foram importantes para a realização deste trabalho.

“A mão é a ferramenta das ferramentas”
Aristóteles

RESUMO

Neste trabalho, descreve-se a implementação de uma prótese de mão biônica de baixo custo, constituída por um mecanismo com dezesseis graus de liberdade, cinco dedos articulados individualmente, acionados por tendões mecânicos. Sua estrutura foi fabricada em impressora 3D. Para o interfaceamento homem-máquina foi desenvolvido um *shield*, que realiza a aquisição de sinais eletromiográficos, com dois canais, armazenamento em cartão SD e um sistema eletrônico capaz de gerar um banco de dados com movimentos realizados pela mão humana. Foi utilizada a plataforma Arduino para processamento e programação. O sistema contém um aplicativo com protocolo de acionamento programável e inserção de movimentos, proporcionando independência ao usuário. Foram realizados testes nos quais o sistema implementado executou movimentos, após armazenar vários movimentos funcionais da mão. Isso foi possível devido ao desenvolvimento de um algoritmo capaz de reconhecer, quantificar e armazenar os sinais produzidos pelas contrações dos músculos. A prótese ativa implementada funcionou adequadamente para paciente com deformidade congênita e para paciente amputado. O valor total dos componentes mecânicos e eletrônicos necessários para implementar a prótese ativa e a utilização de hardwares e softwares livres contribuem para que o custo do dispositivo seja reduzido.

Palavras-chave: Mão biônica. Prótese ativa. Eletromiografia. Luva sensorizada. Baixo custo.

ABSTRACT

This paper describes the implementation a low cost hand prosthesis, a mechanism constituted by sixteen degrees of freedom, five articulated fingers individually, driven by mechanical tendons. Its structure was made in a 3D printer. For the man-machine interfacing, a shield was developed which performs the acquisition of electromyographic signals, with two channels, SD card storage and an electronic system able to generate a database of movements made by the human hand. The Arduino platform was used for processing and programming. The system contains an app with a programmable drive and insertion movements protocol, providing independence to the user. Tests were conducted in which the implemented system performed movements, after storing various functional hand movements. This was possible due to the development of an algorithm capable of recognizing, quantifying and storing the signals produced by muscle contractions. The implemented active prosthesis worked well for patients with congenital deformity and amputee. The total value of the mechanical and electronic components required to implement the active prosthesis and the use of free hardware and software contribute to the low cost of the device

Keywords: Bionic hand. Active prosthesis. Electromyography. Sensor glove. Low cost.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Representação da mão humana em repouso.....	23
Figura 2	- Representação dos raios e eixo da mão humana.....	24
Figura 3	- Representações e modelamento mecânico de pinças-digitais: polegar em oposição com indicador, polegar em oposição com os dedos da mão.....	27
Figura 4	- Ilustração do modelo mecânico “Cardão”.....	28
Figura 5	- Representação da oposição do polegar.....	29
Figura 6	- Representação da oposição polegar-dedo Indicador e Oposição polegar-dedo.....	29
Figura 7	- Representações das preensões digitais: bidigitais e pluridigitais.....	30
Figura 8	- Representações das preensões digital-palmar, preensão palmar cilíndrica, preensão palmar esférica, preensão palmar esférica pentadigital.....	31
Figura 9	- Representações das preensões com o auxílio da gravidade.....	32
Figura 10	- Representações das preensões ativas.....	32
Figura 11	- Representações de expressões gestuais.....	33
Figura 12	- Ilustrações e símbolos dos tipos de articulação dos dedos.....	35
Figura 13	- Representações das terminologias das articulações da mão humana.....	36
Figura 14	- Representações das terminologias das articulações da mão humana.....	37
Figura 15	- Diagrama de blocos geral do circuito amplificador de biopotenciais.....	43
Figura 16	- Representação de elementos que influenciam o sinal de EMG.....	46
Figura 17	- Frequência espectral de potência de EMG.....	47
Figura 18	- Ilustração dos posicionamentos dos eletrodos.....	49
Figura 19	- Ilustração de sinais eletromiográficos.....	50
Figura 20	- Imagem do local de Impressão.....	53
Figura 21	- Foto do servomotor Tower Pro®, modelo MG 946R.....	55
Figura 22	- Estrutura cama dos servomotores e os servomotores alocados.....	56
Figura 23	- Estrutura dos componentes de distribuição dos tendões mecânicos e estrutura das polias.....	57
Figura 24	- Estrutura dos atuadores apresentado pelo Inmoov.....	57
Figura 25	- Foto do dispositivo de fixação do tendão mecânico.....	59
Figura 26	- Foto do dispositivo mecânico com mola para extensão dos dedos.....	59
Figura 27	- Modelamento 3D da estrutura mecânica da mão.....	60
Figura 28	- Foto da mão biônica completa.....	61
Figura 29	- Ilustração do interior da mão.....	62
Figura 30	- Foto de um eletrodo descartável de Ag/AgCl.....	63
Figura 31	- Foto dos cabos blindados.....	63
Figura 32	- Foto da placa shield EMGLieb.....	64

Figura 33	- Partes da placa shield EMGLieb.....	65
Figura 34	- Diagrama esquemático de um canal do circuito de condicionamento de sinais de eletromiografia.....	65
Figura 35	- Foto dos eletrodos posicionados sobre os músculos bíceps e tríceps e do eletrodo de referência.....	68
Figura 36	- Foto da luva sensorizada.....	70
Figura 37	- Imagem da Interface dos dados recebidos pela luva sensorizada.....	70
Figura 38	- Códigos para exibição de dados gerais armazenados.....	73
Figura 39	- Fotos que ilustram a reprodução do movimento de preensão digital pela mão biônica.....	76
Figura 40	- Movimentos funcionais realizados pela mão biônica implementada.....	77
Figura 41	- Sinais de um voluntário hígido: (a) uma contração muscular; b) três contrações musculares.....	78
Figura 42	- Sinais de um voluntário hígido discretizados: (a) uma contração muscular; b) três contrações musculares.....	79
Figura 43	- Fotografia do voluntário com deformidade congênita, acionando a mão biônica.....	80
Figura 44	- Sinal discretizado de uma contração muscular de um voluntário com deformidade congênita.....	81
Figura 45	- Sinal discretizado produzidos por duas contrações musculares de um voluntário com deformidade congênita.....	81
Figura 46	- Foto da mão biônica acionada pelo voluntário amputado.....	82
Figura 47	- Sinal discretizado produzido por três contrações musculares de um voluntário com amputação.....	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Músculos e Funções.....	25
Tabela 2	- Tipos de prótese de acordo com o atuador utilizado.....	39
Tabela 3	- Tempo de impressão' da estrutura mecânica.....	54
Tabela 4	- Códigos de ativação para os parâmetros de comando da mão biônica.....	72

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Espaço Tridimensional
A/D	Conversão Analógico Digital
Ag/AgCl	Eletrodo Revestido em Cloreto de Prata
AL	Àcido Láctico
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividade da Vida Diária
C++	Linguagem de Programação Multi-Paradigma
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
D-H	Modelo Cinemático Danavit-Hartenberg
dB	Unidade de medida da intensidade relativa de dois sinais
DC	<i>Direct Corrent</i>
DFQ	Departamento de Física e Química
DOF	Degrees of Freedom
EMG	Sinal Eletromiográfico
EMGLieb	Circuito de Aquisição de Sinais Eletromiográficos
HD - EMG	Matrizes de Eletrodos com Alta Densidade
Hz	Unidade de Medida para Frequência
Kgf	Kilograma Força
LIEB	Laboratório de instrumentação e Engenharia Biomédica
LL	<i>Left Leg</i>
MISO	<i>Master In Slave Out</i>
MOSI	<i>Master Out Slave In</i>
um	Motor Unit
OMS	Organização Mundial de Saúde
PET	Polietileno Tereftalato
PLA	Poliácido Láctico
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RMS	Root Mean Square
SCK	<i>Serial Clock</i>
SD	<i>Secure Digital Cars</i>
Emg	Sinal Eletromiográfico de Superfície
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SS	<i>Slave Select</i>
STL	<i>Standard Template Library</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UNESP	Universidade Estadual Paulista

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVAS	16
1.1	INTRODUÇÃO.....	16
1.2	OBJETIVOS.....	20
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	21
2	FISIOLOGIA DA MÃO.....	22
2.1	A MÃO	22
2.2	A FISIOLOGIA DA MÃO HUMANA.....	24
2.3	FUNÇÕES MECÂNICAS DA MÃO	26
2.4	O POLEGAR.....	26
2.4.1	Articulação: modelo mecânico do polegar	27
2.4.2	O polegar opositor	28
2.4.3	Tipos de preensão da mão	30
3	BIOMECÂNICA DA MÃO E OS FUNDAMENTOS DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	34
3.1	MODELAMENTO BIOMECÂNICO DA MÃO HUMANA	34
3.2	MODELAMENTO GEOMÉTRICO E CINEMÁTICO DA MÃO HUMANA	34
3.3	AMPUTAÇÃO E DEFORMIDADE CONGÊNITA	36
3.4	NÍVEIS DE AMPUTAÇÕES	36
3.5	DESTREZAS MECÂNICAS EM ESTRUTURAS DE MÃO BIÔNICAS	38
3.6	A CARACTERIZAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	38
4	AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS E ELETROMIOGRAFIA	42
4.1	AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS	42
4.2	ELETRODOS DE SUPERFÍCIE	44
4.3	O SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG)	45
4.4	FATORES QUE INFLUENCIAM O SINAL DE EMG	46
4.5	VOLUME CONDUTOR E CROSSTALK	48
4.6	POSICIONAMENTO E TIPOS DE ELETRODOS PARA AQUISIÇÕES DE EMG.....	48
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	51
5.1	ESTRUTURA MECÂNICA DA MÃO BIÔNICA	51
5.1.1	Plataforma Inmoov.....	51
5.1.2	Material utilizado na impressão da estrutura mecânica.....	52
5.1.3	Impressora 3D	52
5.1.4	Atuadores da mão biônica	54
5.1.5	Estruturas mecânicas da mão biônica.....	56
5.2	CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E COMUNICAÇÃO DA MÃO BIÔNICA	62

5.2.1	Plataforma de digitalização e armazenamento.....	62
5.2.2	Circuito de aquisição de sinais de eletromiografia	63
5.2.3	Comunicação e linguagens da mão biônica.....	68
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	76
7	CONCLUSÃO.....	85
	REFERÊNCIA	86
	APÊNDICE A – Programa gravado no microcontrolador para análise e estudo dos movimentos da luva sensorizada	92
	APÊNDICE B – Programa gravado no microcontrolador para parametrização e comandos da mão biônica.....	93
	APÊNDICE C – Artigo submetido e apresentado no VIII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad .	103
	APÊNDICE D – Artigo submetido no XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica	108
	ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	114
	Consentimento Livre e Esclarecido	116
	ANEXO B – Termo de Autorização de uso de Imagem e Depoimento.....	118

CAPÍTULO I

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVAS

1.1 INTRODUÇÃO

A Sociedade Internacional de Próteses e Órteses, juntamente com a Organização Mundial da Saúde (OMS), estimam que as pessoas que necessitam de todos os tipos de prótese representam 0,5% da população dos países desenvolvidos. Ainda segundo a OMS, 30 milhões de pessoas na África, Ásia e América Latina necessitam de um número estimado em 180.000 profissionais de reabilitação (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2012).

Segundo a Cartilha do Censo, disponibilizada em 2010, 45.606.048 de pessoas no Brasil, ou seja, 23,9% da população total, apresentam algum tipo de deficiência. O percentual de pessoas com deficiência motora (7%) é o segundo maior (SECRETARIA NACIONAL DE PROMOÇÃO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA, 2012).

O alto custo de equipamentos de tecnologia assistiva existentes no mercado limita seu acesso pelas pessoas com deficiência, particularmente em países subdesenvolvidos. As tecnologias intermediárias e de apoio são muitas vezes inacessíveis ou estão indisponíveis (DAVIDSON; SANTORELLI, 2009).

Os primeiros vestígios de próteses funcionais datam de 200 D.C. Com a evolução da tecnologia, foi possível o desenvolvimento de próteses antropomórficas, dando aos indivíduos amputados, ou com deformidades congênitas, uma melhor adaptação em suas atividades cotidianas. Nos últimos anos, com o advento da tecnologia de próteses funcionais, diversos mecanismos têm sido apresentados, com baixo consumo de energia e variadas técnicas de controle e comandos (POLIS, 2009).

Para a medicina, a prótese é um dispositivo projetado para substituição de um membro do corpo humano ou qualquer de suas partes com necessidade de reposição ou readaptação (FERNANDES; LUFT; GUIMARÃES, 1992).

Polisiero et al. (2013), no Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Sidney, na Austrália, desenvolveram uma mão biônica de baixo custo, visando atender populações de países subdesenvolvidos. O mecanismo, com estrutura de alumínio, em forma de garra, e acionado por um motor de corrente contínua, realiza apenas o movimento de pinça. Para o controle e acionamento do sistema, desenvolveram um circuito para amplificar e processar o sinal eletromiográfico, visando acionar o mecanismo de acordo com a contração muscular do usuário. Para a caracterização das forças exercidas pela mão biônica, foi utilizado um dinamômetro comercial.

Simmons e Welsh (2013), desenvolveram, na Universidade de Newcastle, o protótipo de uma prótese de membro superior acionada por um sistema eletrônico de baixo custo, com aquisição de sinais eletromiográficos. Os autores concluíram que a eletromiografia pode ser uma tecnologia viável no acionamento de próteses de membros superiores.

Abid et al. (2014), na Universidade de Ottawa no Canadá, em 2014, utilizaram tecnologias de baixo custo para analisar e desenvolver um algoritmo de manipulação para mãos biônicas em tempo real. Utilizaram também mecanismos antropomórficos de mão para realização dos testes. O mecanismo foi desenvolvido em impressora 3D, utilizando o conceito do braço da plataforma *Inmoov*.

Na Universidade Carlos III, em Madri, Villoslada et al. (2014), desenvolveram um mecanismo com sensores flexíveis visando reproduzir movimentos com uma mão robótica da plataforma *Inmoov*. Para controlar e desenvolver um método de controle, os sensores foram acoplados aos dedos do mecanismo. Essa configuração permitiu aos desenvolvedores analisar e qualificar os movimentos realizados pelo mecanismo.

O'Neill (2014) desenvolveu na Universidade de Dublin, na Irlanda, uma prótese antropomórfica de membro superior de baixo custo com articulação em todos os dedos. A mão biônica foi confeccionada em impressão 3D, e para o

encaixe do coto foi utilizado e adaptado material de garrafa PET. Para a comunicação entre usuário e mão biônica foi utilizado um circuito comercial de captação eletromiográfica e um microcontrolador.

Sureshbabu, Metta e Parmiggiani (2015) implementaram, no Instituto Italiano de Tecnologia, a mão biônica iCub, um projeto de prótese de mão de baixo custo. A mão tem 18 graus de liberdade (DOF – *Degrees of Freedom*), e é acionada por sensores táteis. Nas articulações das falanges foram utilizados sensores magnéticos para o *feedback* entre o mecanismo e o circuito de aquisição de sinais eletromiográficos.

Na Universidade de Craiova, Popescu et al. (2015), desenvolveram um exoesqueleto de baixo custo, para reabilitação de pacientes que sofreram acidentes vasculares cerebrais (AVC). No sistema de controle dos movimentos realizados pelo paciente, utilizaram sensores flexíveis, alocados em uma luva. Essa aplicação resultou na geração de movimentos funcionais aplicados na ativação do exoesqueleto.

Nguyen (2015) desenvolveu, na Universidade de Illinois, nos Estados Unidos, uma *interface* de comunicação para prótese de membro superior utilizando a plataforma *Inmoov*. O mecanismo é acionado por eletromiografia e apresenta uma interface de caracterização para os movimentos programados no sistema. Essa aplicação se limita a uma ferramenta para o desenvolvimento de comunicação entre o paciente e a prótese.

Os pesquisadores Zuniga et al. (2015), na Universidade de Omaha, nos Estados Unidos, desenvolveram uma mão mecânica com tecnologia de impressão 3D para próteses de membro superior de crianças. Esse estudo é resultado de um programa global denominado “*E-nable the future*”, desenvolvido para criação de próteses mecânicas de baixo custo para crianças no mundo inteiro, tendo contemplado mais de três mil crianças.

Lemus e Rohmer (2015) desenvolveram, na Universidade de Galileo, Guatemala, uma prótese de mão de baixo custo, com um *design* antropomórfico e estrutura em impressão 3D. A comunicação entre paciente e prótese foi realizada por meio de sinais eletromiográficos e reconhecimento de padrões, utilizando métodos de Redes Neurais Artificiais. Para o acionamento

do sistema, desenvolveram um *software* com plataforma em modelagem 3D para análise dinâmica dos movimentos realizados pela mão biônica.

No Brasil pesquisas que envolvem próteses de membro superior vêm crescendo lentamente, sendo que na literatura é possível verificar um avanço maior em estudos de membros inferiores. A seguir são apresentados alguns dos estudos em membros superiores recentemente desenvolvidos no Brasil.

Xavier, Xavier e Souza (2013), desenvolveram uma prótese para membro superior de baixo custo comandada por voz. Possui cinco dedos com articulações que simulam movimentos anatômicos, sendo que cada dedo tem sua própria articulação, formando uma mão com vários meios de adaptação. Um sistema utilizando a plataforma *Arduino* controla cada servomotor individualmente. Um comando pré-programado pelo *Arduino* aciona o *shield* (circuito de encaixe pra a plataforma *Arduino*) EasyVr® Voice Command que reconhece a voz do usuário da prótese, sendo capaz de aplicar força de até 7,5 kgf.

Pesquisadores da Universidade Federal do ABC e Universidade Federal de São Paulo desenvolveram uma mão biônica de baixo custo utilizando um produto comercial. O sistema é acionado por um *smartphone* e a estrutura mecânica é desenvolvida utilizando a plataforma LEGO® (HUNOLD, et al., 2014).

Stoppa e Carvalho (2015), na Universidade de Goiás e na Universidade de Uberlândia desenvolveram o modelamento matemático para análise e estudo dos graus de liberdade da plataforma *Inmoov*, com o intuito de desenvolver e aplicar uma prótese de membro superior de baixo custo.

As pesquisas bibliográficas citadas muito contribuíram para o desenvolvimento de um novo sistema protético, a mão biônica implementada neste trabalho, realizada no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira.

Foi reproduzida a estrutura mecânica de uma mão biônica de baixo custo, com o conceito de mão extraído da plataforma de *hardware* e *software*

livres *Inmoov*, uma estrutura humanoide construída para interações robóticas semelhantes às do corpo humano (LANGEVIN, 2012).

Após análise, a plataforma sofreu alterações para melhor adaptação dos circuitos de aquisição e processamento. Essas mudanças na estrutura mecânica foram necessárias para implementação do mecanismo de prótese de mão biônica. O mecanismo projetado possui 16 DOF, cinco dedos com articulações independentes, e articulações na palma da mão, sendo capaz de reproduzir movimentos de preensões e articulações antropomórficas e antropométricas (KYBERD, et al., 2001).

Cada dedo é acionado por um tendão mecânico que se liga a um servomotor presente no antebraço, simulando a estrutura anatômica dos tendões orgânicos do membro superior humano. (XAVIER; XAVIER; SOUZA, 2013)

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos, desenvolveu-se um *shield* com dois canais de aquisição. O sinal eletromiográfico foi parametrizado por um programa computacional capaz de quantificar e armazenar as contrações musculares.

Para o reconhecimento dos padrões dos movimentos desejados na mão biônica, foi utilizada uma luva sensorizada, que tem a função de monitorar os movimentos realizados pela mão de um indivíduo hígido, sendo essas informações posteriormente transferidas para acionamento da prótese (XAVIER, et al., 2015)

Na literatura é possível encontrar uma gama de trabalhos realizados com a plataforma *Inmoov*, tais como modelamentos matemáticos e estudos da biomecânica envolvendo o mecanismo. Contudo, ainda não foi apresentada uma prótese ativa com modificações nas estruturas mecânicas e circuitos de condicionamento que contribuam para aplicação do mesmo como uma prótese.

1.2 OBJETIVOS

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de uma prótese de membro superior de baixo custo.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A apresentação deste trabalho é realizada em 7 capítulos.

No capítulo I, foram apresentadas a introdução e as justificativas para o desenvolvimento deste trabalho, estado da arte, assim como, os objetivos e a metodologia aplicada.

No capítulo II, serão apresentados os conceitos básicos a respeito da fisiologia da mão humana e seu funcionamento, bem como os tipos de preensões que as mãos exercem.

No capítulo III, serão apresentados conceitos básicos sobre a biomecânica da mão humana, estruturas de mãos biônicas, deficiência motora, características e estruturas de sistemas protéticos.

No capítulo IV, será dada uma breve descrição sobre amplificadores de biopotenciais, abordando a instrumentação e os sistemas de aquisição voltados ao sinal eletromiográfico. Também serão abordados conceitos sobre eletromiografia, sinais eletromiográficos de superfície e suas características.

No capítulo V, serão apresentados os materiais e métodos divididos em duas partes: na primeira aborda-se a estrutura mecânica da mão biônica e, na segunda, o circuito de acionamento.

No capítulo VI serão apresentados os resultados e discussões do projeto de pesquisa e, no capítulo VII, as conclusões.

Os códigos fontes utilizados na programação do microcontrolador são apresentados no Apêndice A e B. Os artigos apresentados e submetidos no VIII Congresso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, na cidade de Punta Arenas no Chile, e XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica são apresentados no Apêndice C e Apêndice D, respectivamente. E os termos do Comitê de Ética vigentes neste trabalho Apêndice E, e Apêndice F.

CAPÍTULO II

2 FISILOGIA DA MÃO

2.1 A MÃO

A mão é um órgão destinado à obtenção de informações sensoriais e à execução de tarefas, tendo em sua anatomia essas duas funções especificamente expressas como essenciais em nosso relacionamento com o meio social, enfatizando a importância e singularidade da extremidade superior do corpo humano (TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996).

Em sua complexidade, a mão humana funciona como uma estrutura perfeitamente lógica e adaptada às mais variadas funções. Sendo assim, é dotada de grande riqueza funcional, que lhe permite uma vasta gama de possibilidades nas posições, nos movimentos e nas ações (KAPANDJI, 2000).

A mão possui uma grande amplitude de espaço para sua movimentação, podendo alcançar qualquer parte do corpo por conta da mobilidade articular do ombro, do cotovelo e do punho, cada uma com seus diferentes planos de movimentação (TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996).

Segundo Kapandji (2000), analisando a mão humana encontramos duas características distintas referentes à sua funcionalidade e aplicabilidade: a primeira é a capacidade de movimentos e a flexibilidade para realização de tarefas complexas, e a segunda é a capacidade sensorial existente em toda sua estrutura.

A mão pode se modificar em várias configurações, tanto estáticas quanto dinâmicas, em relação às diferentes funções na realização de tarefas específicas (KAPANDJI, 2000).

Hall (2000) descreve que a posição da mão está na parte mais distal do braço, podendo assim operar com mais liberdade e alcançar diferentes pontos

em qualquer posicionamento, aceitando determinados limites em qualquer orientação. Isso se dá devido a toda mobilidade das articulações do membro superior, incluindo o ombro, que é a articulação que possui maior mobilidade no corpo humano.

A mão faz parte de uma estrutura complexa e importante na existência do homem, podendo proporcionar a manipulação da natureza a favor de sua sobrevivência. A mão humana tem funções capazes de nos adaptar ao meio em que vivemos e produzir ferramentas como extensões do corpo (LEAKEY; TOBIAS; NAPIER, 1964).

A sua importância vem sendo relatada em diversas pesquisas arqueológicas, apontando até mesmo o sucesso da evolução humana a partir do polegar opositor e as primeiras ferramentas primitivas (LEAKEY; TOBIAS; NAPIER, 1964). Na Figura 1 é apresentada uma ilustração da posição de repouso de uma mão humana.

Figura 1 - Representação da mão humana em repouso.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

A posição de repouso da mão se dá com a semipronação do antebraço, extensão de 30° do punho e adução do polegar em alinhamento com o rádio, tendo assim, com o segundo metacarpo, uma flexão de aproximadamente 45°, com os dedos levemente flexionados.

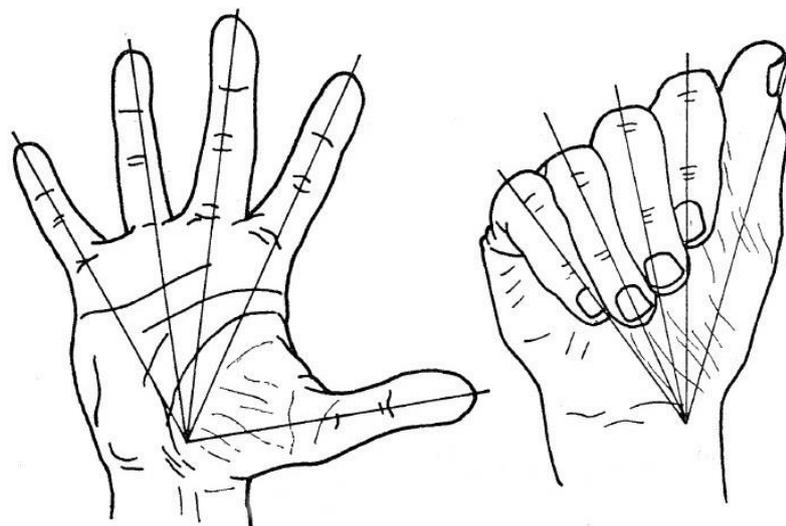
2.2 A FISIOLOGIA DA MÃO HUMANA

As articulações e as funcionalidades da mão incluem a capacidade em mudar de forma adaptando-se aos diferentes tipos de objetos. A estrutura deste órgão contém 23 DOF, distribuídos da seguinte forma: cinco graus de liberdade para o polegar, quatro graus de liberdade para cada um dos demais dedos e dois graus de liberdade para a palma da mão.

Essa quantidade de graus de liberdade existe devido a uma estrutura composta por 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos e diversos tendões ligados aos músculos, formando a mão (CUNHA, 2002).

Os dedos da mão estão distribuídos em cinco raios principais, sendo um ponto central próximo ao trapézio formando articulações de cada dedo, de forma que o polegar está mais próximo e lateral, com o movimento para dentro e para fora da palma da mão, denominado oposição (TUBIANA, 1981). Na Figura 2 é apresentada uma ilustração dos raios e do eixo da mão.

Figura 2 - Representação dos raios e eixo da mão humana.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

Fundamentalmente, os dedos realizam movimentos de flexão e extensão, unidos a abduções e aduções, de forma que os valores dos limites e amplitudes de movimentos normais de cada dedo possam variar

constantemente, de indivíduo para indivíduo (KOTTKE; STILLWELL; LEHMANN, 1984).

Na Tabela 1 são apresentados os músculos inerentes ao movimento da mão humana e suas respectivas funções motoras.

Tabela 1 - Músculos e Funções.

MÚSCULOS	FUNÇÕES
Lumbricais – Interósseos dorsais e palmares.	Flexão de articulação do metacarpo
Extensor comum dos dedos Extensor próprio do indicador Extensor próprio do 5º dedo	Extensão das articulações do metacarpo
Flexor superficial dos dedos (proximais) Flexor profundo dos dedos (distais)	Flexão e articulação interfalangianas proximais e dorsais
Interósseos dorsais – Abdutor do 5º dedo	Abdução dos dedos (Abdutor do 5º dedo, apenas)
Interósseos palmares	Abdução dos dedos
Abdutor longo e breve do polegar Longo palmar	Abdução do polegar
Aductor do polegar – oblíquo transverso	Adução do polegar
Oponente do polegar Oponente do 5º dedo	Oposição do polegar e 5º dedo
Flexor breve e longo do polegar	Flexão das articulações Metacarpofalangianas e Interfalangianas do polegar
Extensor longo e breve do polegar	Extensão das articulações Metacarpofalangianas e Interfalangianas do polegar

Fonte: Adaptado de Camargo (2007).

As estruturas responsáveis pela atuação das articulações dos dedos e seus respectivos movimentos são os músculos e tendões. Os músculos, responsáveis por estes movimentos, se localizam principalmente no antebraço,

e boa parte de seus tendões encontra-se distribuída nas estruturas ósseas da mão (KOTTKE; STILLWELL; LEHMANN, 1984).

A combinação da contração de um músculo, juntamente à configuração do esqueleto da mão e suas articulações, traz uma grande diversidade de possibilidades de movimentos deste complexo membro (CUNHA, 2002).

2.3 FUNÇÕES MECÂNICAS DA MÃO

A mão pode executar uma grande variedade movimentos visando agarrar e manipular diferentes tipos de objetos. Esses movimentos são definidos de acordo com os limites de amplitudes de movimentação normal das articulações de cada dedo, sendo eles flexão, extensão, abdução e adução, podendo variar de indivíduo para indivíduo.

A determinação do movimento se dá pelo funcionamento individual de cada objeto e pela aplicabilidade de cada função exercida pela mão, podendo mover-se ou manter-se estável, dependendo da necessidade de movimento.

Segundo René Malex (TUBIANA, 1981), o agarramento pode ser definido como a união temporária da mão com objetos. As funções motoras da mão podem dividir-se em duas categorias: funções estáticas e funções dinâmicas. As garras estáticas da mão são apontadas em dois segmentos gerais: precisão e força.

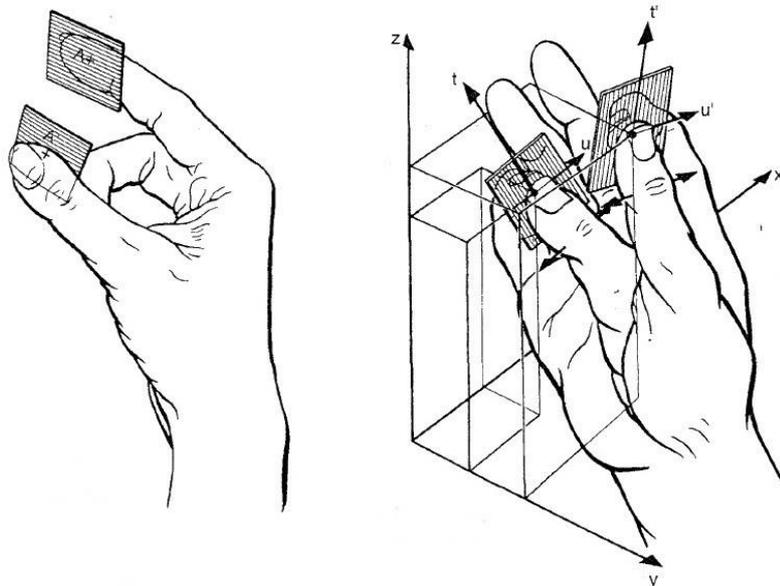
Garras de precisão têm características de contato preliminar do dedo indicador, e garras de força têm características de contato preliminar da palma da mão (CUNHA, 2002).

2.4 O POLEGAR

O polegar desenvolve papel fundamental na mão, na qual sua arquitetura desempenha uma função à parte, formando pinças-digitais com todos os dedos e principalmente com o dedo indicador, papel importante na formação de preensões de força juntamente com os outros quatro dedos. Sem o polegar, a mão perde significativamente a sua funcionalidade (KAPANDJI, 2000).

Na Figura 3 é possível analisar uma ilustração com a representação do modelamento biomecânico de pinças-digitais.

Figura 3 - Representações e modelamento mecânico de pinças-digitais: polegar em oposição com indicador, polegar em oposição com os dedos da mão.

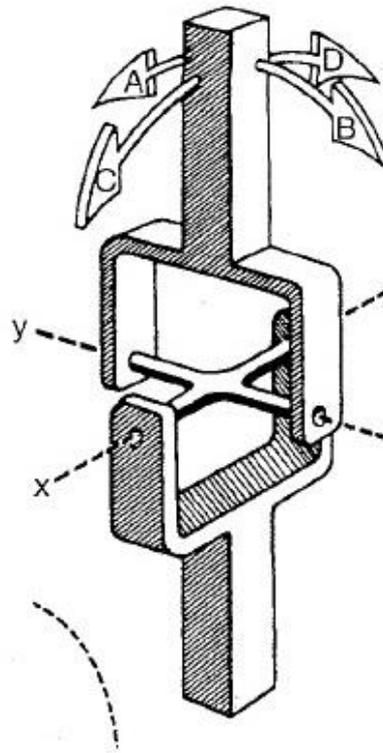


Fonte: Kapandji (2000).

2.4.1 Articulação: modelo mecânico do polegar

Na Figura 4 é apresentado uma ilustração do modelo mecânico com dois eixos perpendiculares e concorrentes, que permitem movimentos em dois planos perpendiculares: AB e CD. Esse modelo mecânico denomina-se “Cardão” (KAPANDJI, 2000).

No entanto, a análise do cardão mostra que a articulação de dois eixos contém uma possibilidade adicional, sendo elas a rotação automática do segmento móvel sobre o eixo longitudinal, neste caso, o primeiro metacarpo (KAPANDJI, 2000).

Figura 4 - Ilustração do modelo mecânico “Cardão”.

Fonte: Kapandji (2000).

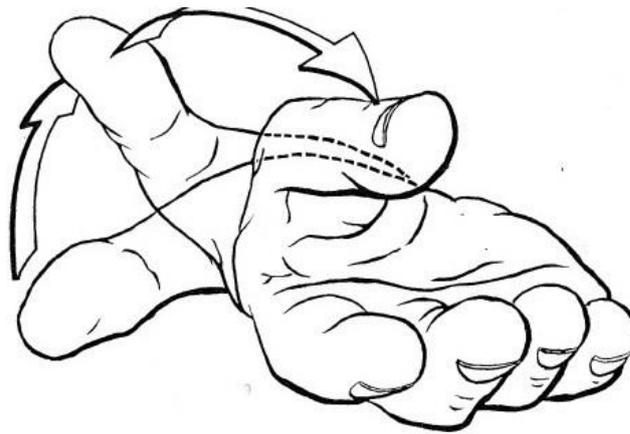
2.4.2 O polegar opositor

A oposição do polegar é o principal mecanismo da mão e apresenta estrutura fundamental para a mecânica dos movimentos. Um indivíduo rígido contém todas as funções de pinça, garra e preensões através da oposição.

Segundo Kapandji (2000), a oposição é a principal função do polegar, sendo responsável pela pinça-digital entre os dedos da mão. A oposição não ocorre apenas uma única vez, mas sim uma série de posições que realizam diversos tipos de preensões, dependendo do número de dedos envolvidos e o seu desempenho na ação.

Na Figura 5 ilustra-se o movimento de oposição exercido pelo polegar.

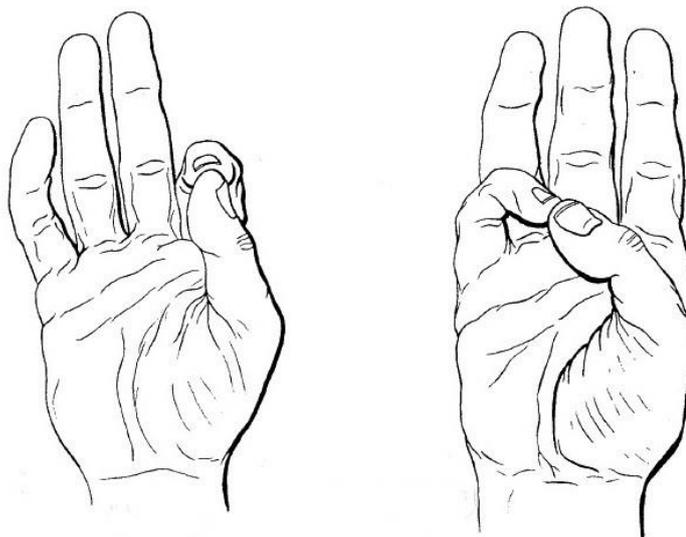
Figura 5 - Representação da oposição do polegar.



Fonte Kapandji (2000).

A oposição do polegar em relação a trapézio-metacarpeana e a interfalangeana aceitam dividir-se à oposição de cada um dos últimos quatro dedos. De fato, o grau de flexão mais ou menos acentuado das duas articulações pode determinar o dedo em que vai ocorrer a oposição (KAPANDJI, 2000). Na Figura 6 são apresentadas ilustrações da oposição do polegar.

Figura 6 – Representação da oposição polegar-dedo Indicador e Oposição polegar-dedo.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

2.4.3 Tipos de preensão da mão

A estrutura funcional e a organização anatômica da mão detêm um complexo mecanismo. Essa estrutura se divide em três grandes grupos: a preensão, as preensões com a gravidade e as preensões com a ação.

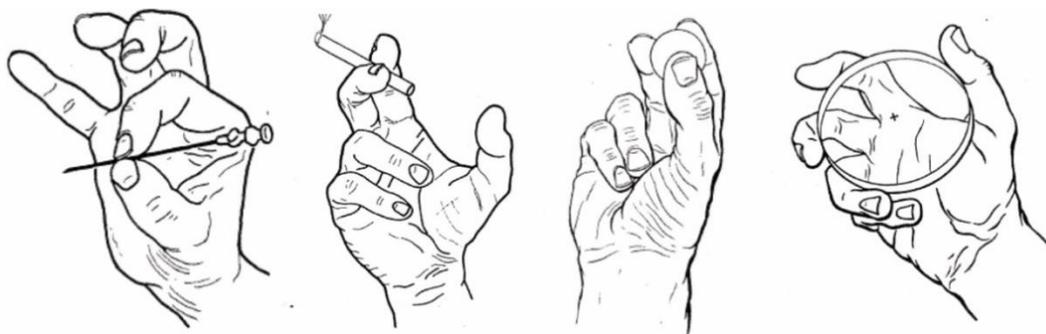
Esses movimentos não são os únicos possíveis na mão. Existem ainda as percussões, contato e expressão gestual.

As preensões são estruturas responsáveis pelos movimentos “finos” realizados pela mão. Esses movimentos fazem parte das atividades mais precisas exercidas pela mão. A capacidade do homem de realizar distintos movimentos finos depende de três grandes grupos de preensões: digitais, palmares e centradas (KAPANDJI, 2000).

As preensões digitais se dividem em dois subgrupos: as preensões bidigitais e as preensões pluridigitais. A preensão bidigital é a mais comum, formada pela pinça polegar-digital, onde o polegar se une aos demais dedos da mão (KAPANDJI, 2000).

A preensão pluridigital consiste na interação dos dedos da mão formando pinças com dois, três ou quatro dedos, algumas vezes sem a interação com o polegar, dando à preensão uma estrutura mais firme e forte (KAPANDJI, 2000). Na Figura 7 são ilustradas as preensões bidigitais e pluridigitais.

Figura 7- Representações das preensões digitais: bidigitais e pluridigitais.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

Segundo Kapandji (2000), na preensão palmar as interações ocorrem pelos dedos e palma da mão, dependendo da utilização ou não do polegar.

São as seguintes: digital-palmar, palmar cilíndrica, palmar esférica e palmar esférica pentadigital.

A preensão digital-palmar ocorre quando apoiamos a palma da mão e utilizamos os últimos quatro dedos sem interação do polegar; a preensão palmar cilíndrica ocorre quando seguramos um objeto cilíndrico com os dedos fechados e com o auxílio do polegar, porém sem oposição (KAPANDJI, 2000).

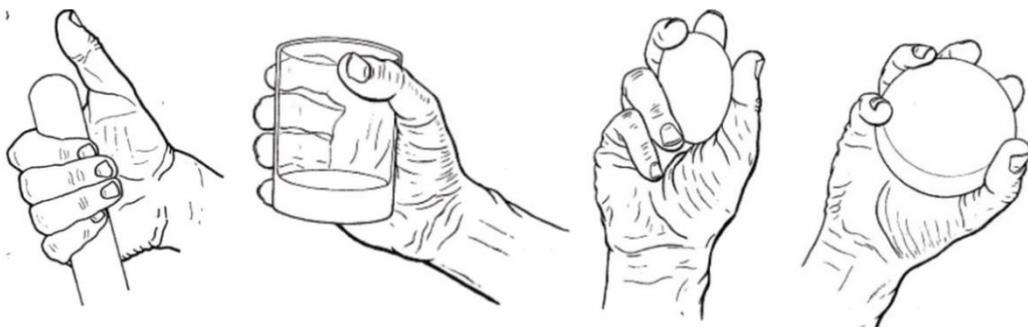
Para Kapandji (2000), a preensão palmar esférica ocorre na interação da palma da mão mais os dedos formando uma pinça pluridigital. A preensão palmar esférica pentadigital ocorre quando há interação de todos os dedos da mão e contato em toda a superfície palmar.

As preensões que envolvem a palma da mão e os dedos são movimentos fundamentais da mão. Sob uma perspectiva mais elaborada, a mão possui uma infinidade de modelamentos matemáticos para especificar e estruturar mecanicamente sua arquitetura.

A arquitetura da mão humana depende de sua adaptação à forma, modificando-se nos mais diferentes tipos de necessidades em sua aplicação (KAPANDJI, 2000).

Na Figura 8 são apresentadas ilustrações referentes às preensões digitais-palmares descritas acima.

Figura 8 - Representações das preensões digital-palmar, preensão palmar cilíndrica, preensão palmar esférica, preensão palmar esférica pentadigital.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

Existem também as preensões que dependem da gravidade para sua execução, facilitando as atividades cotidianas. A preensão com auxílio da

gravidade fornece à mão aplicações muitas vezes sem a necessidade de pinças-digitais, mantendo o movimento menos complexo e mais estruturado.

Na Figura 9 são apresentadas ilustrações de diversas preensões com o auxílio da gravidade.

Figura 9 - Representações das preensões com o auxílio da gravidade.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

As preensões ativas, conhecidas também por preensões de ação, são responsáveis por funções estáticas da mão, aplicações diversas de movimento, ação e reprodução, dependendo do contexto e da necessidade do homem em sua atividade cotidiana.

Na Figura 10 são apresentadas ilustrações referentes à preensões ativas.

Figura 10 - Representações das preensões ativas.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

A mão humana não é utilizada apenas para preensões, mas também para aplicações referentes à vivência do ser humano.

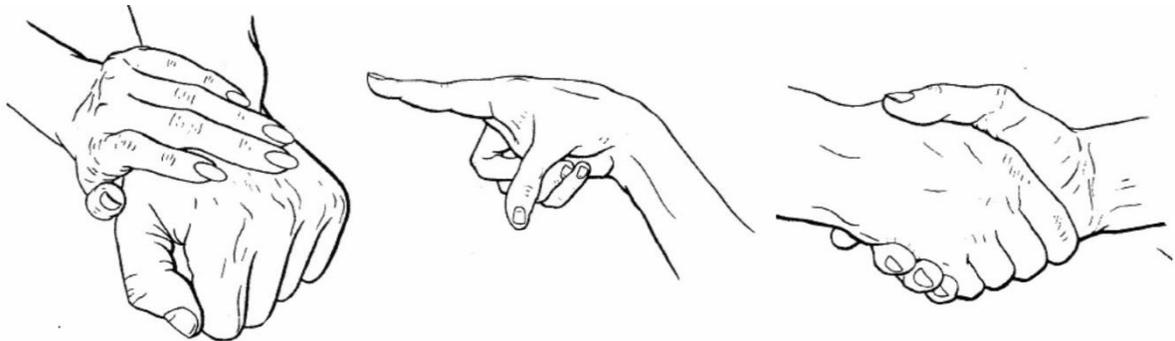
Segundo Kapandji (2000), a mão pode ser utilizada como instrumento de percussão. O homem, ao desenvolver uma atividade, pode utilizar suas mãos

para reproduzir sons que lhe proporcionem sinais ou comunicações dentro de uma determinada ação na sociedade. A mão pode se tornar a ferramenta ou a extensão de instrumento musical, como por exemplo, um dedo funcionando como um martelo que ao bater e uma tecla de um piano reproduz um som.

Existe também o movimento de contato reproduzido pela mão ao tocar um determinado objeto ou pessoa. O contato pode ser leve ou bruto, sendo que para um contato leve podemos considerar, por exemplo, um carinho em uma pessoa, e um contato bruto pode ser considerado, por exemplo, uma briga onde o indivíduo defere um soco no outro (KAPANDJI, 2000).

Podemos considerar também as expressões gestuais, apresentadas na Figura 11, como movimentos reproduzidos pelo indivíduo que significam algum sinal na sociedade, como por exemplo, a linguagem de sinais utilizada para comunicação de pessoas com deficiência auditiva.

Figura 11 - Representações de expressões gestuais.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

CAPÍTULO III

3 BIOMECÂNICA DA MÃO E OS FUNDAMENTOS DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

3.1 MODELAMENTO BIOMECÂNICO DA MÃO HUMANA

O grau de antropomorfismo, na literatura, é apresentado como sendo um dos maiores fatores para a reprodução dos movimentos e de formas naturais dos dedos. Pesquisas mostram que a mão biônica pode ser considerada um grupo de mini-robôs que atuam em conjunto para o desenvolvimento de determinadas funções, dividindo-se entre dedos e palma da mão (CUNHA, 2002).

O estudo da mão humana para estruturação e implementação de mecanismos antropomórficos gera dispositivos para aplicações de Atividades de Vida Diária (AVD), tornando-se indispensável para formação da estrutura desejada. Estudos fundamentados realizados durante muitos anos mostram a importância da compreensão do modelamento biomecânico da mão para obtenção de melhores resultados na implementação de mecanismos antropomórficos (HASSER; CUTKOKSY, 2002).

3.2 MODELAMENTO GEOMÉTRICO E CINEMÁTICO DA MÃO HUMANA

O estudo do modelamento geométrico é fundamental para evolução deste projeto de pesquisa, dando condições consideráveis para o desenvolvimento de um mecanismo artificial. O modelamento geométrico da mão possibilita a simulação e a avaliação dos mecanismos propostos neste trabalho (VARDY, 1998).

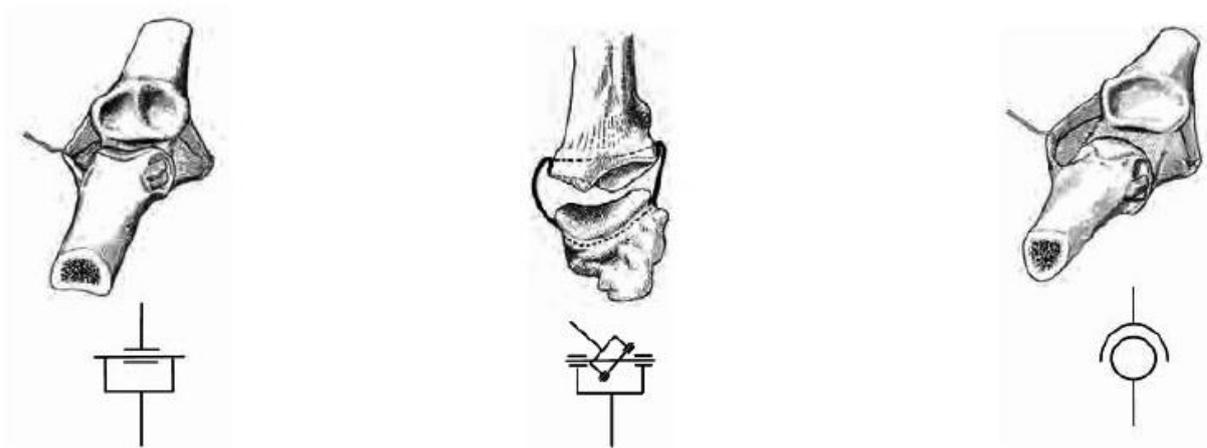
As articulações da mão são formadas por interconexões recíprocas em cada falange. Ocorre ligamentos laterais que relaxam em uma extensão e

forçam em uma flexão, com força adequada para uma apreensão (HERMINI, 2000).

Na Figura 12 são apresentadas ilustrações e símbolos tipos de articulação dos dedos.

Na primeira ilustração, tem-se a interconexão interfalangiana com 1 DOF; na segunda é apresentada a interconexão metacarpo falangiana com 2 DOF e, por fim, na terceira ilustração apresenta-se a interconexão trapézio metacarpal (AVILES, 2008).

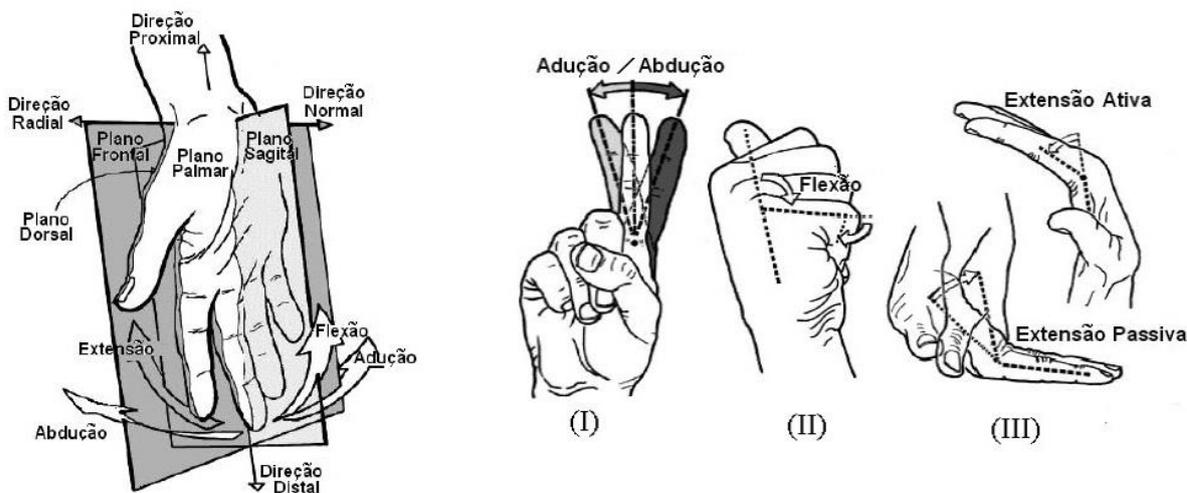
Figura 12 - Ilustrações e símbolos dos tipos de articulação dos dedos.



Fonte: Aviles (2008).

Levando em consideração as articulações apresentadas, pode-se analisar e identificar os graus de liberdade da mão. Na Figura 13 é exibida na primeira ilustração a terminologia da superfície da mão e a orientação dos dedos; na segunda ilustração são apresentadas: (I) adução e abdução dos dedos, (II) flexão e (III) extensão passiva e extensão ativa.

Figura 13 - Representações das terminologias das articulações da mão humana.



Fonte: Kapandji (2000).

3.3 AMPUTAÇÃO E DEFORMIDADE CONGÊNITA

A ausência ou perda parcial de um membro pode ocorrer por dois motivos: por uma deformidade esquelética congênita ou por amputação, acidental ou cirúrgica. O termo “amputação” frequentemente é utilizado de forma errônea para definir uma deformidade congênita, e deve ser evitado para se referir a tais casos (KOTTKE; STILLWELL; LEHMANN, 1984).

A necessidade de classificar os pacientes ocorre, porque nem sempre a utilização das próteses é igual. Isso ocorre devido às deformidades esqueléticas congênitas possuírem resquícios do membro com certa mobilidade, que podem auxiliar na aplicação de um mecanismo protético. No entanto, pacientes amputados podem receber tipos padronizados de próteses, dependendo dos níveis indicados de amputação.

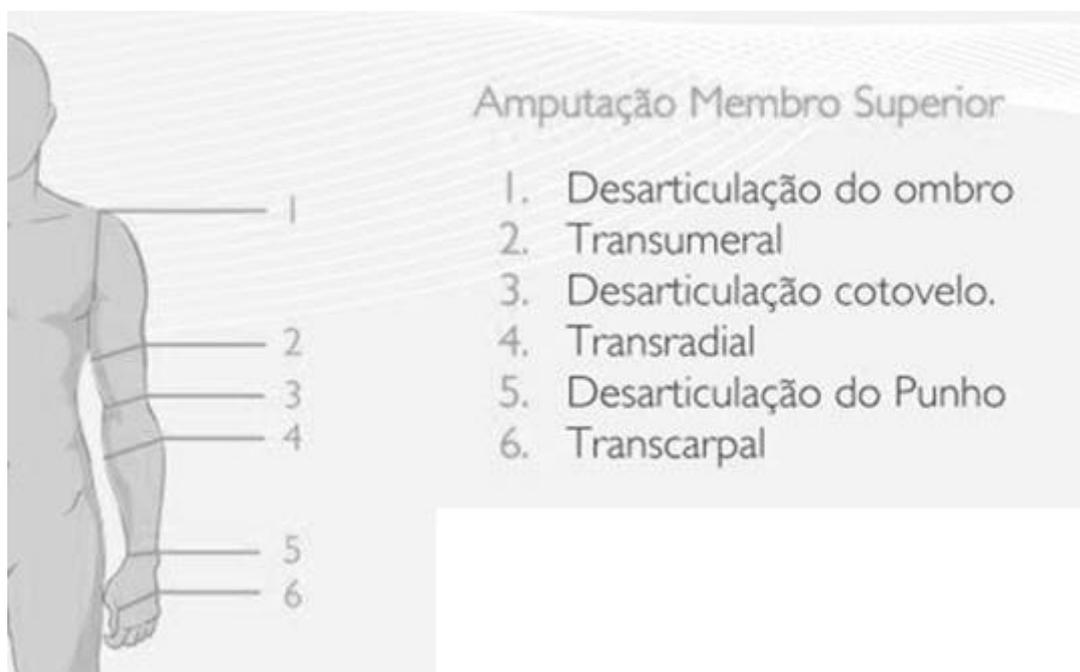
3.4 NÍVEIS DE AMPUTAÇÕES

Conforme descrito pelas Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada, a fase protética é o momento no qual o paciente deve ser orientado a fazer o uso correto da prótese. É importante orientá-lo a calçar e retirar a prótese. Para as próteses de membros superiores, é importante treinar o paciente para realizar a

preensão, adaptar-se ao peso dos objetos e à nova sensibilidade. É essencial o paciente realizar treinos da AVD (BRASIL, 2013).

Sempre que ocorrer amputação, deve-se considerar a menor ausência de membro possível, podendo, o restante do membro, contribuir para a mobilidade do paciente, aproveitando o máximo dos ossos, quando possível, para facilitar fixação da prótese e aproveitar as articulações que restaram no membro. Na Figura 14 é ilustrada a classificação do coto de acordo com os níveis de amputação.

Figura 14 - Representações das terminologias das articulações da mão humana.



Fonte: Adaptado de Brasil (2013).

Os níveis de amputação são definidos pela medicina de forma a ser concluída na parte mais distal do membro, pois quanto mais proximal a amputação, mais complexa será aplicação e a confecção de próteses compatíveis com o nível da amputação (BLOHMKE, 1994).

Assim, grande parte dos movimentos do antebraço será mantida, considerando a permanência de uma parte dos movimentos de rotação lateral e média do antebraço, conhecido como supinação e pronação (HALL, 2000). Esse nível de amputação fornece, para a prótese, um grande espaço para

acomodação de circuitos e mecanismos necessários para a implementação do mesmo.

3.5 DESTREZAS MECÂNICAS EM ESTRUTURAS DE MÃO BIÔNICAS

Destreza é a capacidade de morfismo de uma determinada estrutura em relação a posicionamento e orientação de um objeto, manipulado a partir de uma determinada posição. De uma forma mais abrangente, destreza é a efetividade de uma operação por um sistema robótico adequado, com características específicas e alta complexidade em determinadas tarefas.

A dimensão de um sistema de destreza depende da análise de algumas considerações relevantes, sendo elas: características morfológicas, equipamento sensorial aplicado à estrutura, *software* de controle, embasamento na estrutura de tarefas e funções do mecanismo (BICCHI, 2000).

A destreza de um mecanismo de mão é mais avançada que um dispositivo de preensão rígido, dependendo muito da sua aplicabilidade e de um sistema avançado de atuação. Caso contrário, a destreza perde seu potencial.

3.6 A CARACTERIZAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

A prótese é um equipamento de tecnologia assistiva, um dispositivo acrescentado ao corpo para substituir esteticamente ou funcionalmente um membro perdido por deformidade congênita ou adquirida.

A capacidade funcional, a característica de construção, a fonte de energia empregada e/ou o nível de amputação do usuário são os aspectos considerados na classificação das próteses.

As próteses estéticas possuem função exclusiva de restaurar a estética corporal, não sendo utilizadas no auxílio de atividades. As próteses funcionais, por sua vez, auxiliam o usuário na realização das Atividades de Vida Diária (CAVALCANTI; GALVÃO, 2007).

As próteses ativas têm atividade funcional e dependem de fontes de energia externas. Por exemplo, um sistema mioelétrico usa potenciais elétricos gerados pela contração muscular do coto para realizar os movimentos da prótese.

Próteses híbridas combinam o sistema mioelétrico com o sistema de acionamento por tração mecânica, sendo indicadas para amputação acima do cotovelo (CAVALCANTI; GALVÃO, 2007).

As próteses de tração são indicadas quando o usuário não pode usar uma órtese mioelétrica, e utilizam tração mecânica para gerar um movimento.

A escolha de uma prótese adequada é feita de acordo com o nível de amputação ou tipo de deformidade congênita. Essa relação é importante, pois essas condições levarão à adaptação e ativação da prótese. Na Tabela 2 mostra-se as diferentes categorias de próteses que têm sido desenvolvidas, dependendo do tipo de funcionamento utilizado.

Tabela 2 - Tipos de prótese de acordo com o atuador utilizado.

Tipo	Características Principais
Mecânica	Dispositivos utilizados com a função de abrir e fechar, conforme a necessidade, controlada por meio de uma correia, fixada em torno do ombro, do peito ou do braço. Eles só podem ser utilizados para prender objetos redondos relativamente grandes, devido à baixa precisão do mecanismo (DORADOR; RIOS, 2004); (FLORES, 2004); (KUTZ, 2003); (VITALI; ANDEWS, 1996).
Elétrica	Motores elétricos utilizados em partes distais, punho ou cotovelo, com uma bateria recarregável. É possível controlá-los de várias maneiras, como controle servo ou controle de motores DC (DIAZ; DORADOR, 2009).
Pneumática	Tubos conectados aos mecanismos de ação da prótese, acionados de acordo com a injeção pneumática desejada, a desvantagem deste conceito é que ainda existe uma gama de acessórios para seu funcionamento, dificultando seu uso (DIAZ;

Continuação Tabela 2: Tipos de prótese de acordo com o atuador utilizado.

DORADOR, 2009).

Híbrida

Ação do corpo combinada com a energia elétrica da unidade. Este conceito é amplamente utilizado em amputações na região do cotovelo, onde geralmente o cotovelo é acionado pelo corpo (PUGLISI; MORENO, 2007).

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para desenvolver uma estratégia de controle eficiente para próteses de membros superiores é necessário compreender, em um primeiro momento, o funcionamento da musculatura que será utilizada no controle. Um amputado acima da articulação do cotovelo apresenta uma ativação da musculatura muito diferente de uma pessoa sem nenhuma amputação.

As características desses controles dependem não só dos níveis de amputação, mas também do quanto a musculatura é ativada pelo paciente no seu cotidiano, pois na ocorrência de uma amputação, o indivíduo sofre grandes alterações no potencial funcional do músculo esquelético (PASTRE, et al., 2005).

Cada paciente obtém uma característica individual, tanto da morfologia da musculatura, quanto da forma de ativação da mesma. Então, se faz necessária a realização de avaliações preliminares de cada paciente individualmente. Desse modo, a co-contração muscular é caracterizada pela contração simultânea por meio de dois ou mais músculos ao redor de uma articulação (CANDOTTI, et al., 2012).

Há vários métodos e técnicas de avaliação da co-contração muscular. As medidas de co-contração têm sido utilizadas para avaliação da coordenação motora, para o estágio de aprendizado motor e para o grau de estabilidade articular dinâmico (FONSECA, et al., 2001)

A co-contração muscular demonstra uma grande aplicabilidade, que está sendo utilizada em diversas áreas, como no caso deste trabalho, no qual a co-contração será avaliada na musculatura de um coto.

O coto é a especificação dada ao membro residual após a amputação, sendo considerado um novo membro responsável, por exemplo, pelo controle de próteses mioelétricas (PASTRE, et al., 2005).

Os benefícios esperados com a implementação de uma prótese estão no cuidado integral com a saúde da pessoa amputada, tendo como resultado final a manutenção da sua saúde física e mental, bem como o desenvolvimento da sua autonomia e inclusão social (BRASIL, 2013).

CAPÍTULO IV

4 AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS E ELETROMIOGRAFIA

4.1 AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS

As aquisições de sinais bioelétricos são de grande importância para a compreensão dos sistemas biológicos, sendo essenciais para o diagnóstico de diversas doenças.

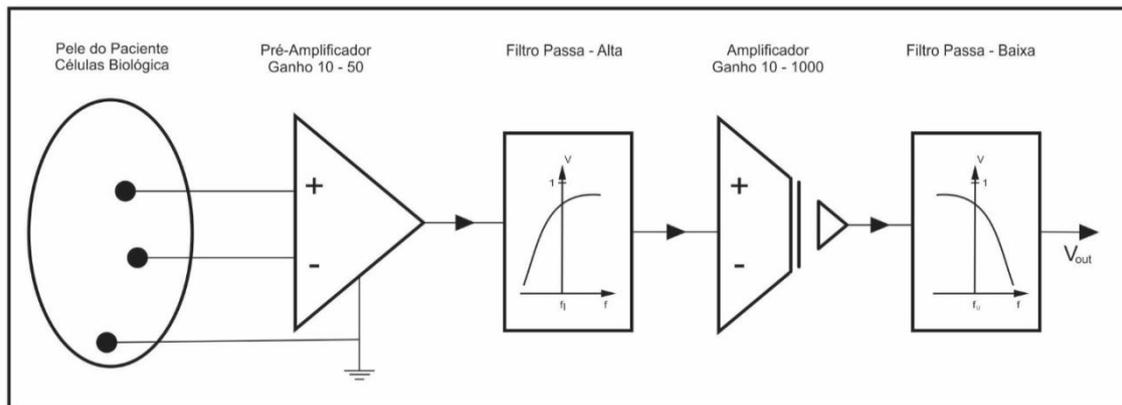
No entanto, os sinais bioelétricos apresentam características que tornam sua aquisição e processamento uma tarefa nada simples, tais como: baixas amplitudes de entrada, possuindo sinais de entrada na forma de tensão, variando entre 1 μV e 100 mV; alta taxa de interferência e de ruído, tais como ruídos de altas frequências ocasionados por contrações musculares, ruídos de baixas frequências (desvio de linha de base provocada por movimentações e pela respiração do paciente), potenciais DC entre os eletrodos de aquisição, interferência de 60 Hz proveniente da rede elétrica, entre outros (ALMEIDA, 1997); desbalanceamento entre as impedâncias de saída da fonte, como a impedância da pele, por exemplo, que possui valor variável (YAMAMOTO; YAMAMOTO, 1997).

Dessa forma, o sinal bioelétrico contém cinco diferentes sinais: o sinal bioelétrico desejado para aquisição, o sinal bioelétrico indesejado no momento da aquisição, a interferência gerada pela interface eletrodo-pele, a interferência proveniente rede elétrica e o ruído.

O projeto de um amplificador de biopotenciais deve ser realizado de forma que o mesmo não modifique o processo fisiológico no momento da aquisição, ao mesmo tempo em que apenas os componentes do biopotencial desejado sejam apresentados na saída, com o mínimo de distorção, ruído e interferência (BRONZINO, 2000).

O projeto típico de um amplificador, exposto no diagrama da Figura 15 é composto por um pré-amplificador, um amplificador, e os estágios de filtragem, compostos por um filtro passa altas e um filtro passa baixas.

Figura 15 - Diagrama de blocos geral do circuito amplificador de biopotenciais.



Fonte: Modificado de Bronzino (2000).

No estágio de pré-amplificação está contida a parte mais crítica e importante do projeto. Essa parte define a qualidade do sinal a ser processado nos estágios posteriores.

Por esse estágio de pré-amplificação estar ligado diretamente à fonte do sinal, que possuem altas e desequilibradas impedâncias de saída, é usual que seja alta a impedância de entrada (BRONZINO, 2000).

Uma característica importante a ser analisada em um projeto é o índice de rejeição de modo comum do amplificador, ou CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*).

Um sinal de modo comum é um sinal aplicado igualmente nas duas entradas da interface eletrodo-pele, como por exemplo, as interferências geradas pela fonte de alimentação.

A alta rejeição em sinais de modo comum, e as altas impedâncias de entrada são características importantes para um projeto de amplificador de biopotenciais bem elaborado, como apresentado na equação (1).

Na equação (1) mostra-se que, para um amplificador ideal, o sinal contém o valor do CMRR infinito e as impedâncias Z_1 e Z_2 balanceadas, sendo

a tensão na saída igual à tensão diferencial de entrada multiplicada pelo ganho diferencial desejado.

$$V_{out} = G_D V_{biol} + \frac{G_D V_C}{CMRR} + G_D V_C \left(1 - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1 - Z_2} \right) \quad (1)$$

Contudo, para os amplificadores reais essas condições não se aplicam, pois as impedâncias não são completamente balanceadas como num sistema ideal e a rejeição de modo comum não é infinita.

Portanto, em situações reais, a tensão de saída do amplificador contém uma parcela desejável, dada pela variável $G_D V_{biol}$, na equação (1), contém duas parcelas indesejáveis, sendo uma referente à rejeição incompleta ao modo comum e a outra referente ao descasamento entre as impedâncias Z_1 e Z_2 .

Na implementação de projetos de amplificadores de biopotenciais, recomenda-se que a impedância de entrada do estágio pré-amplificador seja de, pelo menos, $10^9 \Omega$, e o CMRR seja de 100 a 140 dB (BRONZINO, 2000).

4.2 ELETRODOS DE SUPERFÍCIE

Para aquisição dos sinais bioelétricos, a parte mais instável é a interface eletrodo-pele. Os movimentos relativos entre a pele e o eletrodo modificam o valor da impedância constantemente, causando diferença de potencial entre os dois eletrodos e alterando a tensão de entrada do circuito de aquisição (BRONZINO, 2000).

Para minimizar estes problemas é recomendada a utilização de eletrodos confeccionados com materiais não polarizáveis. Para isso, utilizam-se eletrodos não invasivos, denominados eletrodos de superfície, confeccionado em prata e revestido com cloreto de prata, eletrodos Ag/AgCl. A prata, um metal nobre não polarizável, minimiza a indução de um potencial DC entre os eletrodos de detecção (BRONZINO, 2000). Os eletrodos de superfície Ag/AgCl utilizados para a aquisição dos sinais eletromiográficos são passivos, dessa forma, não possuem circuito amplificador embutido. São compostos simplesmente por um disco de Ag/AgCl revestido por um gel condutor contendo íons de Cloro, para

diminuir a impedância de contato entre a pele e o eletrodo, aumentando consideravelmente a condutividade nessa região.

Esse conjunto é colocado no centro de uma camada adesiva, que mantém o contato do eletrodo com a pele (KOZAN, 2010).

4.3 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO (EMG)

A aquisição do sinal de eletromiografia envolve o uso de eletrodos de superfície ou eletrodos intramusculares (MERLETTI; PARKER, 2004). O sinal adquirido é o somatório dos potenciais de ação de uma região captada pelos eletrodos (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004).

A produção do sinal de EMG ocorre pela atividade elétrica das fibras musculares ativas durante uma contração muscular.

Segundo Moritani, Stegeman e Merletti (2004), é necessário entender os sinais de eletromiografia resulta na compreensão do sistema muscular e do fenômeno de formação dos sinais bioelétricos originados no músculo.

Resulta também na compreensão de como mecanismos específicos e fenômenos, como a fadiga, influenciam esses sinais.

A utilização de sinais de eletromiografia em estudos fisiológicos, clínicos e desportivos, é muito comum. Utiliza-se também estes sinais na análise do comportamento de músculos. Suas estratégias de recrutamento, no processo de reabilitação é extremamente importante (VEIGA, 2007).

Na aquisição do sinal eletromiográfico, realizado por eletrodos de superfície, existe entre o eletrodo e a fonte do sinal um conjunto de tecido muscular, gordura, e pele, que forma um volume, nomeado de volume condutor, atuando como filtro espacial passa-baixa na distribuição do potencial (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004).

O sinal eletromiográfico possui níveis de tensão muito baixos, entre 1 μ V e 100 mV, apresentando ruídos em altos níveis.

As propriedades das camadas epiteliais e a interfaceamento eletrodo-pele também prejudicam o sinal eletromiográfico, que apresenta componentes

de frequências de até 500 Hz, com concentração maior na faixa de 50 a 150 Hz (BRONZINO, 2000).

A amplitude do sinal de EMG depende do tipo de músculo analisado, do nível de contração muscular e da localização dos eletrodos utilizados (MERLETTI; PARKER; 2004).

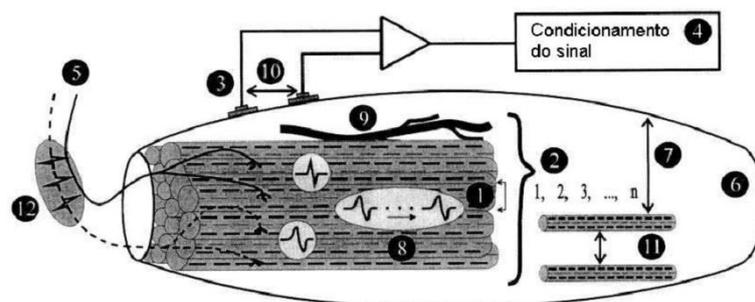
Na literatura são citadas várias aplicações do sinal eletromiográfico de superfície na análise da atividade elétrica provocada na contração muscular como, na neurologia funcional (KHEZRI; JAHED, 2009), na análise de postura (MERLETTI; PARKER, 2004), na reabilitação de movimentos e funções musculares (SARMIENTO, et al., 2011), na ergonomia e na biomecânica (BARROS, 2005), na análise de movimentos (CASALE, et al., 2004), na reabilitação esportiva (PEREIRA, 2009), no diagnóstico de doenças neuromusculares (ALMEIDA, 2009), no acionamento de próteses ativas (CUNHA, 2002) entre outras aplicações.

4.4 FATORES QUE INFLUENCIAM O SINAL DE EMG

Segundo Almeida (2010), há uma gama de fatores que afetam as características do sinal de EMG (Figura 16):

(1) O diâmetro da fibra muscular, (2) O número de fibras musculares, (3) A interface eletrodo-pele, (4) O condicionamento do sinal, (5) O número de unidades motoras ativas, (6) O tecido, (7) A distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (8) A velocidade de condução (9), O fluxo sanguíneo no músculo, (10) A distância entre os eletrodos, (11) Relação tipo de fibra e sua localização, (12) Taxa de disparo das unidades motoras.

Figura 16 - Representação de elementos que influenciam o sinal de EMG.



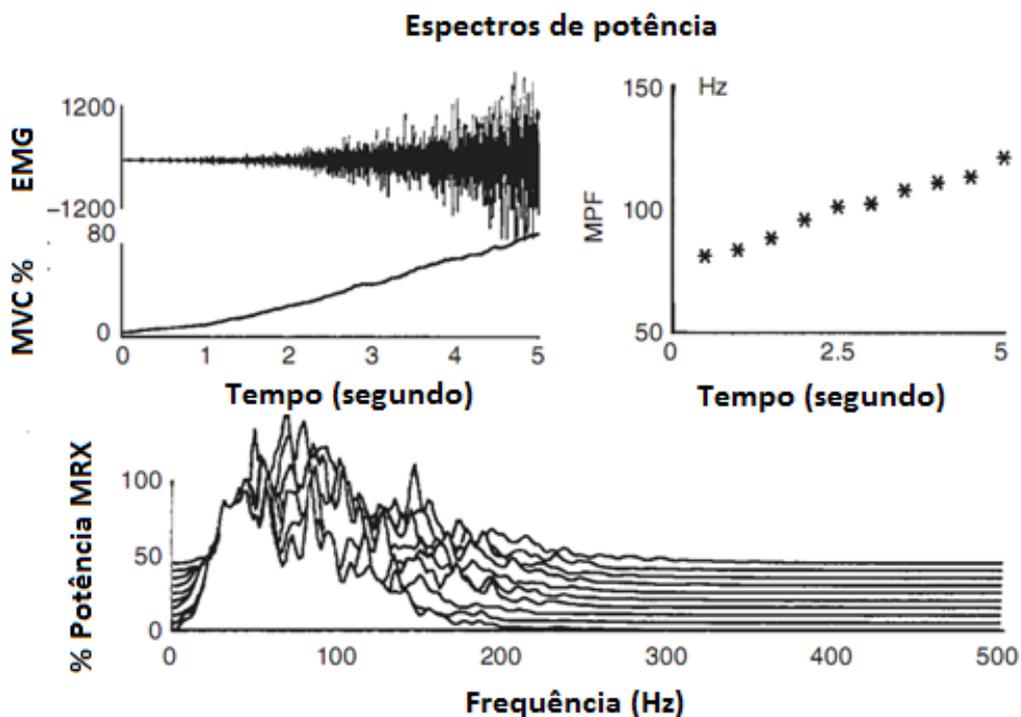
Fonte: Almeida (2010).

Na figura 17 é apresentado um conjunto típico de sinais eletromiográficos de superfície, em conjunto com a curva de força correspondente durante uma contração muscular isométrica. Os dados de frequência espectral de potência de EMG também são exibidos na figura.

Pode-se observar que a atividade de EMG aumenta progressivamente, acompanhando a função da força gerada, sugerindo um recrutamento da unidade motora (Motor Unit, MU) gradual e modulação da frequência de disparo ocorrendo, de modo a corresponder à demanda da força requerida (MERLETTI; PARKER, 2004).

Dessa forma, o aumento na amplitude do EMG pode indicar tanto o recrutamento quanto os disparos de MUs na modulação de frequência.

Figura 17 - Frequência espectral de potência de emg



Fonte: Modificado de Merletti e Parker (2004).

4.5 VOLUME CONDUTOR E CROSSTALK

No momento do potencial de ação intracelular, um campo elétrico é originado na região recrutada do músculo. Dessa forma, o potencial gerado por uma MU pode ser detectado mesmo em lugares distantes da geração do sinal.

Os tecidos biológicos que envolvem as regiões dos potenciais de ação até chegarem aos eletrodos de captação do sinal afetam as características desse sinal no momento da aquisição, introduzindo um efeito de um filtro passa baixa sobre o sinal EMG.

Em aquisições do EMG intramuscular (eletrodos invasivos) o efeito dos tecidos biológicos entre os eletrodos e as fibras musculares é menor devido à proximidade dos eletrodos de gravação para as fontes (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004).

No EMG de superfície, existe uma dificuldade para adquirir o sinal, conhecida como *crosstalk*. O *crosstalk* ocorre quando se faz a coleta do sinal no músculo desejado, porém o sinal recebido é proveniente de outro músculo. O fenômeno está presente exclusivamente em aquisições com eletrodos de superfície e é influenciado pela distância dos pontos de detecção, que podem ser relevantes e similares para os diferentes sinais.

O *crosstalk* ocorre devido às propriedades de condução no volume condutor, em comutação com as componentes do sinal, e é um dos principais motivos de erro na interpretação de sinais de EMG, uma vez que os sinais de *crosstalk* muitas vezes são confundidos com os sinais do músculo sob análise, podendo ser considerados ativos no momento que não estão (FARINA; MERLETTI, 2000).

4.6 POSICIONAMENTO E TIPOS DE ELETRODOS PARA AQUISIÇÕES DE EMG

Kleine et al. (apud MERLETTI et al. (2007)) demonstram que no momento da aquisição dos sinais de EMG, são necessários pelo menos dois eletrodos, um eletrodo para referência e outro para aquisição do sinal, ou pode ser utilizado um conjunto de eletrodos, aumentando a região de aquisição e, conseqüentemente, as informações adquiridas pela aquisição.

Em sistemas de conjunto de eletrodos, matrizes de eletrodos com alta densidade (HD-EMG) tem sido cada vez mais aplicadas, apresentando informações sobre uma ampla área de um músculo, contribuindo nos estudos de espaço e tempo requeridos nos recrutamentos de MU's.

Com a utilização de eletrodos multicanais para a aquisição de emg em um único músculo tornou-se possível o estudo das características de MU's individuais (GAZZONI, 2010).

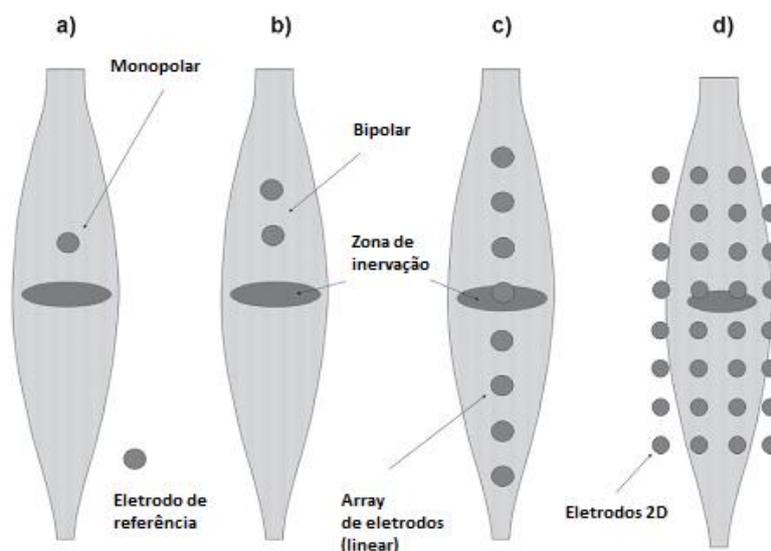
Na Figura 18 são apresentados os tipos de posicionamentos dos eletrodos e as sequências referentes ao modelo de aquisição.

Na ilustração (a), tem-se a detecção monopolar tradicional com respeito a uma referência remota tomada como potencial zero como referência.

Na ilustração (b), tem-se a detecção bipolar ou diferencial (SD) ao longo da direção da fibra. Na ilustração (c) é apresentada a detecção linear, unidimensional, que pode ser obtida pela ponderação adequada e acrescentando sinais dos eletrodos adjacentes.

E na ilustração (d) a matriz de eletrodos bidimensional (2D) ou HD-EMG, proporcionando uma imagem da distribuição espacial de potencial.

Figura 18 - Ilustração dos posicionamentos dos eletrodos.



Fonte: Modificado de Merletti et al. (2010).

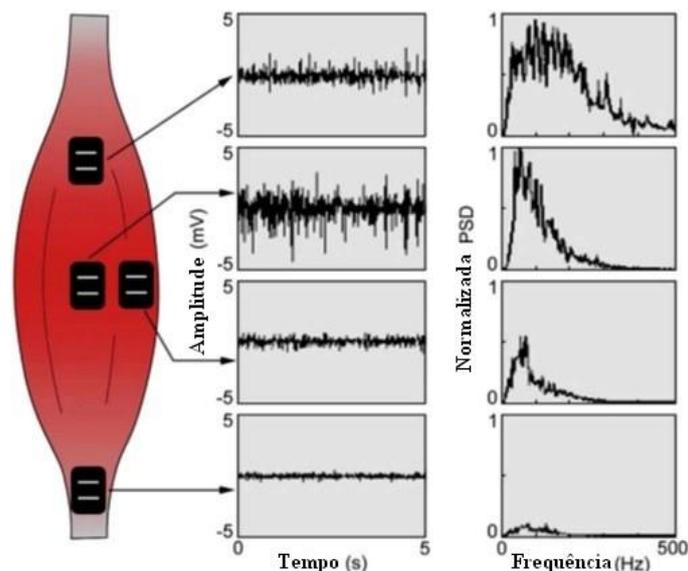
Merletti et al. (2010), em relação à Figura 17, detalha que as ilustrações demonstram a evolução de um canal EMG monopolar ou bipolar, detectando o sinal de um local da pele, para arranjos lineares e para HD-EMG que detectam a imagem da distribuição de potencial sobre a superfície da pele coberta pela matriz.

O eletrodo ligado no modo diferencial, com os eletrodos alinhados na direção da fibra muscular, favorece alta rejeição de sinais de modo comum e permite uma fácil identificação nas zonas de inervação.

Com os eletrodos ligados no modo duplo diferencial, a diferença de sinais se dá a partir de canais diferenciais adjacentes e é adequada para a estimativa da velocidade de condução da fibra muscular. Tanto o modo diferencial como o modo de detecção duplo diferencial introduz filtros espaciais que são amplamente descritos em muitos artigos e livros.

Segundo Micera, Carpaneto e Raspopovic (2010), é importante determinar cuidadosamente a localização do ponto de ativação do músculo cujo sinal será captado. Na Figura 19 é apresentada uma ilustração com os espectros de tempo e frequência de acordo com o ponto de ativação escolhido para posicionar os conjuntos de eletrodo de superfície, cada sinal representa um conjunto de eletrodos.

Figura 19 - Ilustração de sinais eletromiográficos.



Fonte: Modificado de Micera, Carpaneto e Raspopovic (2010).

CAPÍTULO V

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 ESTRUTURA MECÂNICA DA MÃO BIÔNICA

5.1.1 Plataforma Inmoov

Plataforma de software e hardware livres (Open Source), o *Inmoov* vem ganhando espaço e reconhecimento pelo mundo. Seu sucesso se deve a sua originalidade, facilidade e capacidade mecânica de robótica avançada.

O *Inmoov* foi desenvolvido com a finalidade de ser um robô com características antropomórficas, capaz de reproduzir movimentos controlados pelo usuário. Sua estrutura é acionada por diversos servomotores, alocados nas articulações e juntas similares ao corpo humano (LANGEVIN, 2012).

O *Inmoov* oferece a seus usuários ampla biblioteca e acesso aos seus conteúdos tais como: linguagens de programação, arquivos em *Design Auxiliado por Computador (CAD)* com peças a serem impressas em 3D, metodologia de montagem e desenvolvimento, e uma grande rede social para troca de experiência e ajuda *online* (LANGEVIN, 2012).

Sua idealização surgiu na França no ano de 2012, desenvolvida por Gael Langevin, artista plástico e escultor há mais de 25 anos. Gael já trabalhou para grandes empresas fornecendo prototipagem e modelamentos diversos e sua mais nova invenção, o *Inmoov*, tornou-se seu principal trabalho atualmente.

A implementação da mão biônica neste trabalho contou com a reestruturação de partes da plataforma *Inmoov*. Foi utilizado o conceito do membro superior para adaptação e aplicação em um sistema protético ativo de mão.

5.1.2 Material utilizado na impressão da estrutura mecânica

Para desenvolvimento da estrutura mecânica deste trabalho foram utilizados filamentos de Poliacido Láctico (PLA), material bem difundido pelo mundo e bem aceito como matéria prima para fabricação em impressora 3D. Sua composição garante estrutura capaz de comportar as necessidades deste trabalho e ser de baixo custo.

O poliacido láctico ou Poli Láctideo (PLA) apresenta-se como sendo um dos mais promissores biopolímeros, por sua excelente biocompatibilidade, baixa toxicidade e excelentes propriedades mecânicas, podendo assim ser um polímero produzido a partir de um ácido orgânico de ocorrência natural, de forma a ser bioreabsorvível (PUAUX; BANU; NAGY, 2007).

A molécula inicial do PLA, o ácido láctico (AL) é natural das plantas, animais e microrganismos. A partir do AL é possível desenvolver vários tipos de polímeros, obtendo-se uma grande variedade de propriedades químicas e mecânicas (STOLT, 2002).

O PLA e seus copolímeros estão se tornando muito aplicados na engenharia de tecidos para restauração de tecidos prejudicados (MECHELS; FEIJEN; GRIJPMA, 2009).

Existe uma ampla utilização de biomaterias como matéria prima em tecnologias de prototipagem rápida, demonstrando alta capacidade na implantação de forma direta, apresentando uma excelente adequação anatômica e maleabilidade na individualidade de modelamento e dimensionamento de cada paciente (MIRONOV, et al., 2009).

5.1.3 Impressora 3D

Recentemente a impressora 3D passou a ser uma realidade tecnológica importante. Recebeu atenção especial do mercado, tem aplicabilidades diversas e a cada ano apresenta novos potenciais de aplicação.

Com a nova tecnologia tem disso desenvolvidos desde objetos decorativos a tecnologias biomédicas

Foram realizados trabalhos conjuntos entre o LIEB e Departamento de Física e Química (DFQ) da universidade.

Na Figura 20 apresenta-se a impressora 3D, desenvolvida pela empresa Cliever, modelo CL1 e o microcomputador utilizado para gerenciar a impressão e a construção dos arquivos de modelamento tridimensional. A impressora possui uma área de impressão com 12 cm² e o extrusor com abastecimento por PLA com bico de 3mm.

Figura 20 - Imagem do local de Impressão



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

O modelamento das peças foi distribuído na base da impressora de forma a não ultrapassar os limites da área de impressão. Daí a necessidade das peças serem impressas com divisões em sua estrutura. As peças receberam acetona para selarem e encaixarem conforme a montagem da estrutura mecânica da mão biônica.

Na Tabela 3 é mostrada a ordem de impressão e a quantidade de horas necessárias para confeccionar cada peça da estrutura mecânica da mão biônica. A nomenclatura das peças é apresentada segundo os arquivos originais.

Tabela 3 - Tempo de impressão da estrutura mecânica

Nomenclatura – Peças	Horas
<i>Coverfinger1</i>	6
<i>Thumb15</i>	17
<i>Majeure</i>	9
<i>Index3</i>	6
<i>Ringfinger3</i>	8
<i>Articulaire3</i>	6
<i>Wristsmallv3</i>	12
<i>Wristlargev4</i>	19
<i>Topsurface</i>	12
<i>Boltentretoise</i>	5
<i>Robpart1</i>	19
<i>Leftpart2v3</i>	39
<i>Leftpart3v3</i>	20
<i>Leftrobpart4v3</i>	30
<i>Leftrobpart5v2</i>	25
<i>Leftrobpart3v1</i>	6
<i>Robringv3</i>	5
<i>Robservbed</i>	15
<i>Leftrobfront</i>	4
<i>Leftrobback</i>	3
<i>Arduinosuport</i>	2

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

5.1.4 Atuadores da mão biônica

Na literatura existe uma gama de dispositivos para o acionamento de mãos biônicas: atuadores lineares, motores DC, acionadores pneumáticos, servomotores, entre outros.

Para o acionamento do sistema biônico desenvolvido neste trabalho, são utilizados dispositivos mecânicos do tipo servomotor.

O servomotor possui uma característica específica para acionamento e controle por largura de pulso (PWM). A largura do pulso determina o ângulo de rotação do eixo do servomotor (SANTOS, 2007).

O circuito de controle do servomotor fica monitorando este sinal em intervalos de 20 ms. Se neste intervalo de tempo, o controle detecta uma alteração do sinal na largura do sinal, ele altera a posição do eixo para que a sua posição coincida com o sinal recebido (SANTOS, 2007).

O sinal enviado ao servomotor é originado de um circuito de comando, microcontrolado, programado para realizar as rotações necessárias no servomotor. Essas rotações são responsáveis pelo posicionamento do eixo do motor.

O servomotor utilizado neste trabalho (Tower Pro®, modelo MG 946R), possui giro de no máximo 180° e força de 10 kgf, sendo utilizado um servomotor para cada dedo da mão. dessa forma, somando os cinco servomotores utilizados, a mão pode exercer força de até 50 kgf.

A mão humana possui capacidade de força em torno de 30 Kgf (SANTOS, 2009). Na Figura 21 é mostrada uma foto do servomotor utilizado.

Figura 21 - Foto do servomotor Tower Pro®, modelo MG 946R.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

5.1.5 Estruturas mecânicas da mão biônica

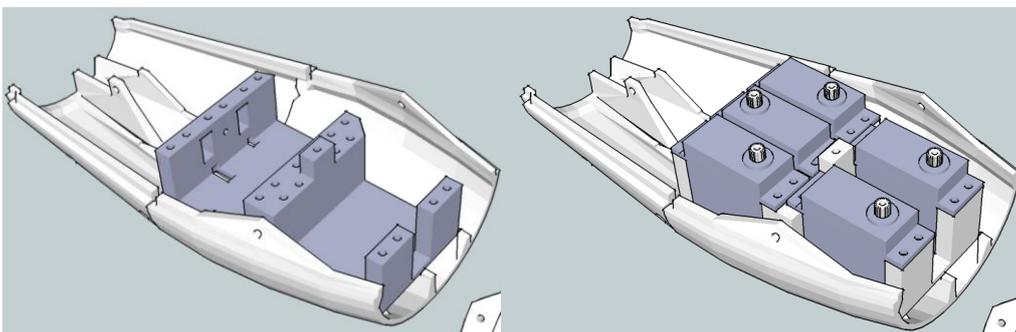
Os arquivos contendo os modelamentos da mão e do antebraço são distribuídos, dentro dos termos e licenças do *Inmoov*, no endereço eletrônico da plataforma, onde é possível encontrar os arquivos na extensão STL, própria para Impressora 3D.

Essas peças foram feitas com dimensão equivalente ao membro superior do autor, podendo ser ajustado e modelado de acordo com o tamanho do membro de cada paciente que venha a utilizar o sistema. Esse dimensionamento ocorreu devido à intenção de implementar a estrutura em um dispositivo protético.

Com o desenho da estrutura em modelamento tridimensional, desenvolvido com a plataforma *de software* livre *Blender*, pode-se observar o posicionamento dos servomotores na estrutura do antebraço, na denominada cama dos servomotores.

Na Figura 22 mostra-se a estrutura da cama dos servomotores implementada e os servomotores já alocados na cama. Essas estruturas contém quatro fixações com parafusos de 3 mm, garantindo que o motor não se movimente no momento do acionamento.

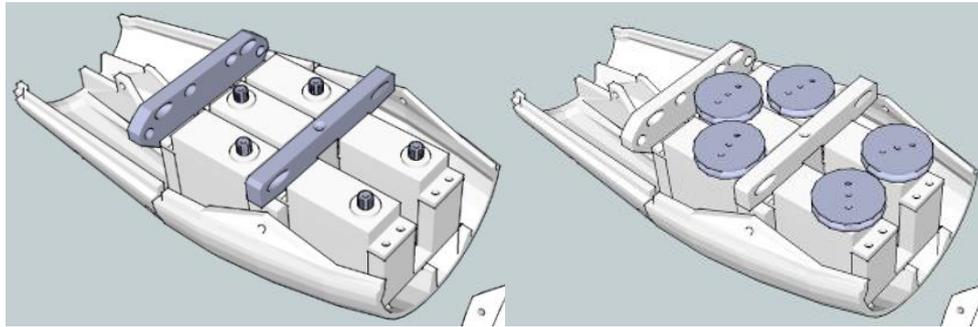
Figura 22 – Estrutura cama dos servomotores e os servomotores alocados.



Fonte: Langevin (2012).

Na Figura 23 são apresentadas as estruturas dos componentes responsáveis pela distribuição dos tendões mecânicos nas polias e as polias que atuam com os tendões mecânicos.

Figura 23 – Estrutura dos componentes de distribuição dos tendões mecânicos e estrutura das polias.

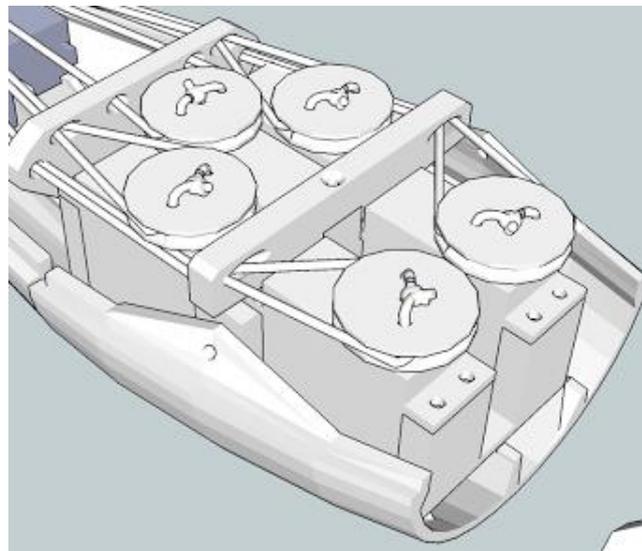


Fonte: Langevin (2012).

A Plataforma *Inmoov* apresenta uma configuração para amarração dos tendões mecânicos nas polias, responsável pela flexão e extensão dos dedos.

Visando o funcionamento como um robô essa disposição é válida. No entanto, para um sistema protético essa configuração não é eficaz, uma vez que as amarrações se movem com o acionamento. Os dedos se movimentam com folga nas ações de flexão e extensão. Essa folga dificulta a realização de movimentos finos, como os movimentos realizados pela mão, conforme ilustrado na Figura 24.

Figura 24 - Estrutura dos atuadores apresentado pelo *Inmoov*.



Fonte: Langevin (2012).

As amarrações dos tendões mecânicos nas polias e o sistema de extensões dos dedos foram modificados pelo autor, com o intuito de suavizar

os movimentos e deixar a estrutura mecânica com os movimentos finos similares aos da mão humana.

Segundo Stoppa e Carvalho (2014), o braço *Inmoov* precisa de alterações em sua estrutura. É necessário realizar modificações que contribuam na mobilidade da mão biônica aplicada ao usuário. Considerando esta problemática, foram realizadas mudanças na estrutura original do *Inmoov*,

A primeira modificação na estrutura foi realizada nos eixos das articulações das falanges, nos eixos palmares e no eixo do punho. Originalmente os eixos deveriam ser feitos com impressão 3D, um pedaço do filamento de PLA de 3mm introduzido nos orifícios, porém, essa configuração dificulta a manutenção dos dedos.

Os eixos de PLA foram substituídos por parafusos e porcas de 3mm nos eixos das falanges, após modificações dos orifícios, de modo a encaixar os parafusos na estrutura. O mesmo foi feito com os eixos palmares e o eixo do punho, utilizando parafusos com porcas de 8mm.

A segunda modificação na estrutura foi a forma como os tendões mecânicos são amarrados na polia. Foi utilizado um dispositivo cilíndrico de borracha com 4mm de diâmetro e 0,5cm de altura, passando o tendão através de um orifício no centro do dispositivo. Para finalizar a amarração, foram feitos laços de fixação do tendão.

Essa adaptação fixou o tendão, de forma a tensioná-lo e não deslizar ou se movimentar no momento do acionamento. Na Figura 25 mostra-se uma foto do dispositivo utilizado para fixação do tendão mecânico na polia do servomotor.

Figura 25 – Foto do dispositivo de fixação do tendão mecânico.

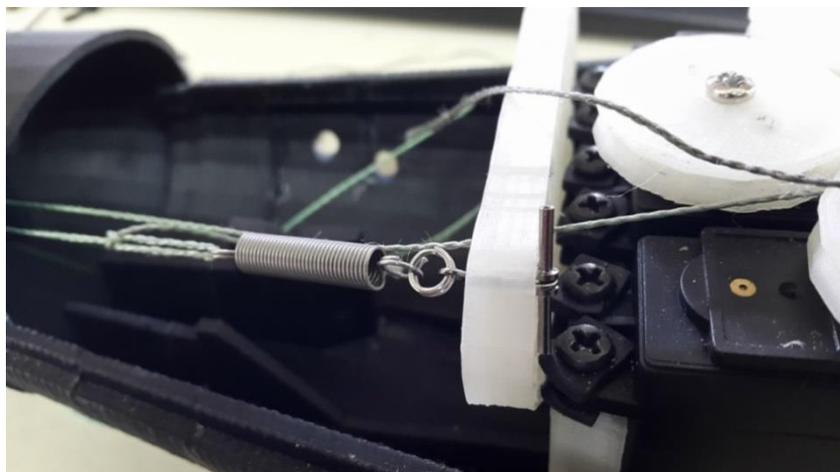


Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A terceira modificação na estrutura ocorreu devido à ação de extensão dos dedos. Originalmente a plataforma apresenta dois tendões mecânicos ligados ao servomotor, um deles é responsável pela flexão do dedo e outro pela extensão.

O tendão de extensão de cada dedo foi fixado no distribuidor junto com uma mola, proporcionando ao dedo uma extensão automática, dessa forma o servomotor passa a atuar somente na flexão do dedo. Na Figura 26 é apresentado dispositivo com mola utilizado na extensão dos dedos.

Figura 26 - Foto do dispositivo mecânico com mola para extensão dos dedos.



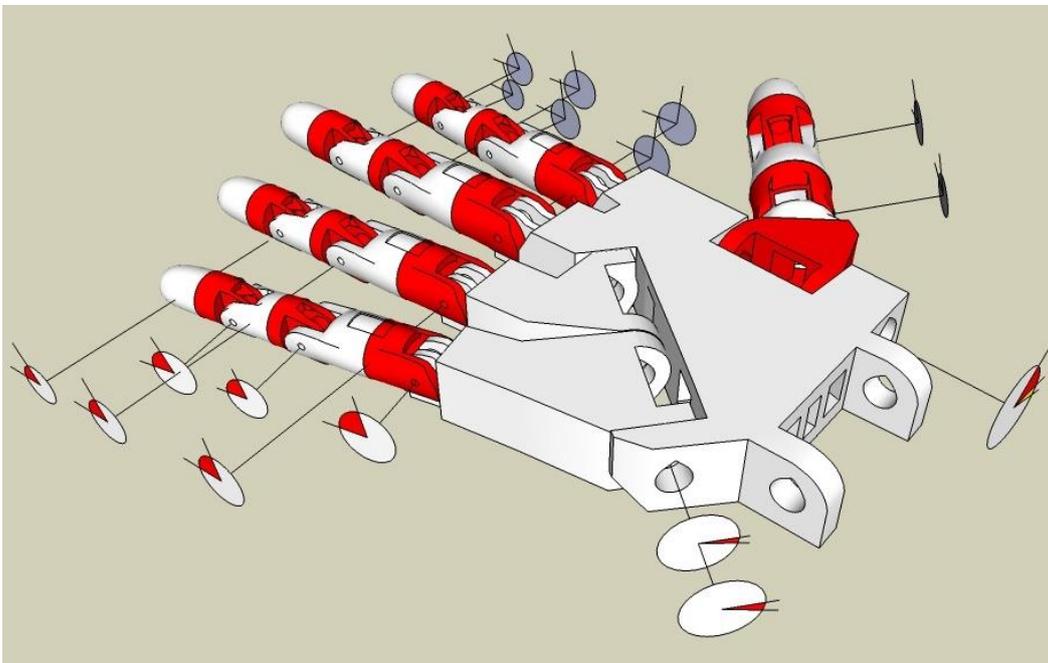
Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A mão da plataforma *Inmoov* possui 16 DOFs, sendo eles, 14 DOFs para as falanges e 2 DOFs para a palma da mão. Essa estrutura apresenta um alto grau de antropomorfismo e uma mobilidade eficaz.

Os graus de liberdade da palma da mão fazem a plataforma *Inmoov* mais eficiente que a grande maioria das próteses existentes, pois com essas articulações palmares são possíveis movimentos com preensões palmares e preensões pluridigitais.

Na Figura 27 é apresentado o modelamento tridimensional com a estrutura mecânica da mão.

Figura 27 – Modelamento 3D da estrutura mecânica da mão.

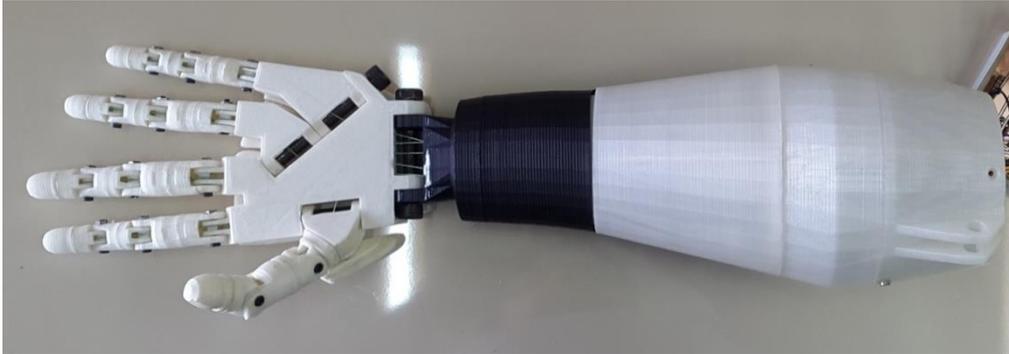


Fonte: Langevin (2012).

As impressões da estrutura e a montagem do sistema mecânico com as alterações realizadas, apresentaram uma estrutura favorável à implementação de uma mão biônica, na parte proximal (região mais próxima ao tronco).

Na parte mais proximal da prótese foi desenvolvido um dispositivo utilizado para fixar a estrutura a ser moldada conforme o coto do paciente. Na Figura 28 é apresentada uma foto da prótese implementada.

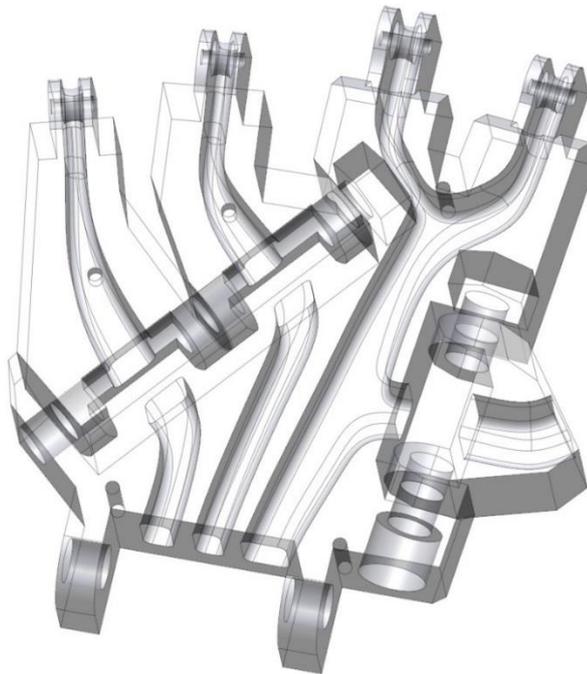
Figura 28 – Foto da mão biônica completa.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Na Figura 29 é apresentada uma ilustração na qual estão representados os caminhos por onde passam os tendões mecânicos que saem do ponto mais distal do dedo até as polias de rotação nos servomotores.

Figura 29 - Ilustração do interior da mão.



Fonte: Langevin (2012).

5.2 CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E COMUNICAÇÃO DA MÃO BIÔNICA

5.2.1 Plataforma de digitalização e armazenamento

Para o tratamento e análise digital, é necessário realizar a amostragem e o armazenamento do sinal de EMG processado analogicamente pela placa de aquisição. Após ser devidamente amplificado e filtrado o sinal é enviado a um conversor analógico-digital (A/D), que converte a tensão analógica em digital. Os valores convertidos foram armazenados em um cartão SD.

Para essa conversão foi utilizada a plataforma *Arduino*, tecnologia de código aberto, que consiste em uma placa projetada com o microcontrolador Atmega 2560, com suporte de entrada e saída embutidos.

A versatilidade da plataforma *Arduino* possibilita que outras placas com periféricos, denominadas shields, sejam conectados à placa principal e programados utilizando a linguagem de programação C++. Possui peso e dimensões pequenos, o que a torna ideal para alguns projetos envolvendo sistemas embarcados.

Para o armazenamento dos arquivos relacionados ao reconhecimento de padrões dos dados, após a sua aquisição e processamento, usou-se um cartão SD, uma alternativa robusta, de baixo custo e de simples aplicação e programação. Foi utilizada a placa SD Shield 3.0.

A comunicação entre o microcontrolador e o cartão SD foi realizada por meio da interface SPI (*Serial Peripheral Interface*). As conexões SPI são um protocolo de dados seriais síncronos utilizados para a comunicação entre microcontroladores, periféricos ou entre dois microcontroladores (ARDUINO, 2005).

A comunicação SPI funciona na tecnologia Mestre-Escravo (Master-Slave). No projeto desenvolvido, o microcontrolador funciona como mestre e o cartão SD como escravo. Este tipo de comunicação requer quatro pinos:

- MISO (Master IN Slave OUT): transmite dados do mestre para o escravo;
- MOSI (Master OUT Slave IN): transmite dados do escravo para o mestre;

- SCK (Serial Clock): é o Clock para sincronização de dados entre o mestre e o escravo;
- SS (Slave Select): no caso de haver mais de um escravo, seleciona qual deles receberá os dados do mestre.

5.2.2 Circuito de aquisição de sinais de eletromiografia

Para os eletrodos de medição e referência foram escolhidos modelos de Ag/AgCl, descartáveis, passivos e não invasivos da empresa Meditrace, que foram conectados a cabos blindados. Fotos do eletrodo e dos cabos são apresentadas nas Figuras 30 e 31 respectivamente.

Figura 30 - Foto de um eletrodo descartável de Ag/AgCl.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

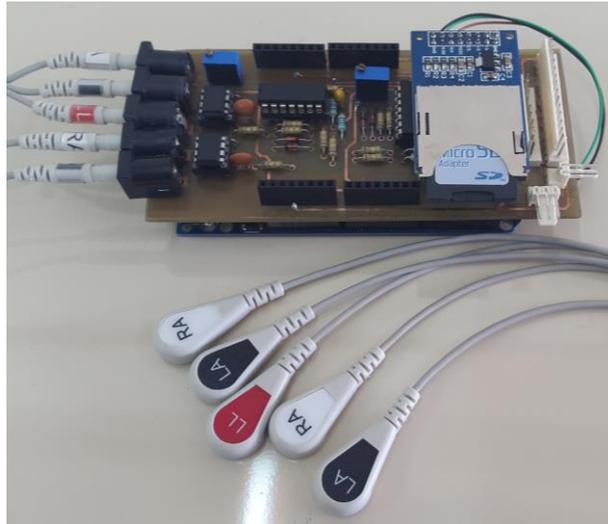
Figura 31 - Foto dos cabos blindados.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Na Figura 32 é mostrada uma foto da placa de circuito impresso *shield EMGLieb* que é conectada no *Arduino*. Apresenta 4 partes: entradas para os cabos blindados, circuito de condicionamento de sinais, módulo de armazenamento, e conectores de alimentação e comunicação dos servomotores e luva sensorizada.

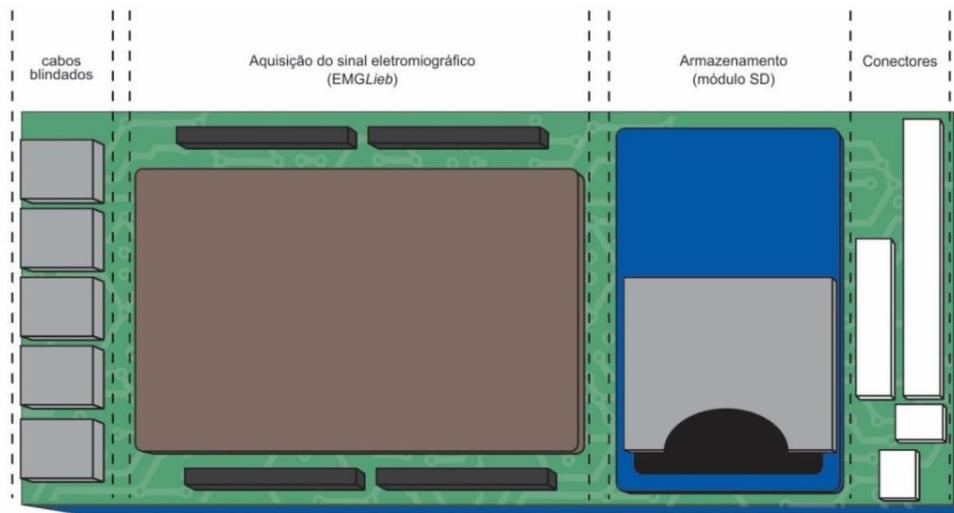
Figura 32 - Foto da placa shield *EMGLieb*.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A placa *EMGLieb* é responsável por toda comunicação da prótese, desde a aquisição dos sinais eletromiográficos até a geração do banco de dados, utilizando a luva sensorizada, e o *Arduino* é o responsável pelo gerenciamento do sistema. Na Figura 33 são visualizadas as 4 partes da placa *EMGLieb*.

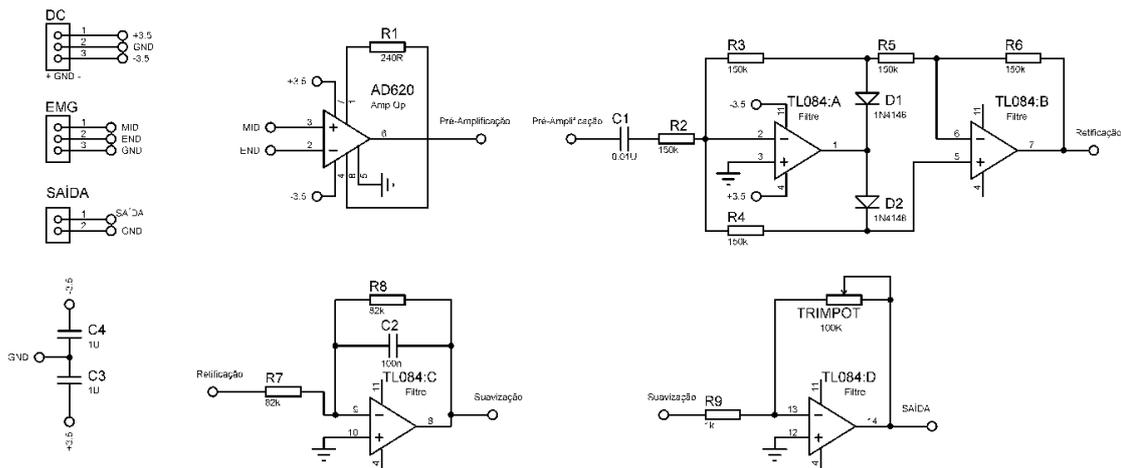
Figura 33 – Partes da placa *shield* EMGLieb.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

O esquema de um canal do circuito de condicionamento de sinais de eletromiografia utilizado é apresentado na Figura 34. É constituído por um pré-amplificador, um retificador de precisão de onda completa, um filtro passa-baixas e um amplificador inversor. Foram implementados 2 canais.

Figura 34- Diagrama esquemático de um canal do circuito de condicionamento de sinais de eletromiografia.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A função do estágio pré-amplificador é elevar o sinal de eletromiografia captado pelos eletrodos a um nível em que possa ser filtrado para

posteriormente ser amplificado. Neste estágio utilizou-se o amplificador de instrumentação AD620 da Analog Devices.

O AD620 é composto por três amplificadores operacionais de alta precisão sendo uma boa alternativa para aplicações com aquisição diferencial de sinais que necessitem de alta acurácia e baixo índice de ruído. É muito utilizado na amplificação de sinais biológicos. Possui CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) de 100 dB e impedância de entrada de 10 GΩ. Seu ganho pode ser ajustado na faixa de 5 V/V a 10.000 V/V, utilizando-se um resistor ou um potenciômetro.

Possui baixa tensão de offset (250 μV), e baixo *drift* de tensão com a temperatura (3 μV/°C), baixa corrente quiescente (60 μA) e baixa corrente de polarização de entrada (25 nA) (ANALOG DEVICES, 2011). O ganho do amplificador é ajustado por meio de um resistor de ganho, entre os pinos 1 e 9 do AD620, e é determinado de acordo com a equação (2):

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (2)$$

O ganho escolhido para esse estágio foi de 50 V/V, uma vez que o AD620 está operando como pré-amplificador. Caso fosse aplicado um ganho muito elevado nesse estágio, possíveis interferências e sinais de modo comum que não fossem eliminados pelo amplificador de instrumentação seriam amplificados excessivamente, prejudicando o processamento nos estágios seguintes.

Aplicando o valor desejado de ganho na equação (2), obteve-se $G = 206,8\Omega$. Foi escolhido um resistor comercial de 240 Ω.

Após a pré-amplificação, foi necessária a filtragem do sinal para minimizar ruídos e interferências. Para implementação dos filtros foram utilizados os amplificadores operacionais TL084 da empresa STMicroelectronics. Apresentam CMRR de 86 dB e baixo consumo de corrente (STMICROELETRONICS, 1999).

O retificador de precisão de onda completa foi implementado para que o sinal tenha apenas pulsos positivos. O diodo D9 conduz durante o semiciclo positivo e o diodo D10 no semiciclo negativo.

O filtro passa-baixas foi projetado visando minimizar a interferência causada pelos componentes de alta frequência, tais como ruídos de eletromiografia e harmônicas de 60 Hz provenientes da rede elétrica. Além disso funciona como um detector de envoltória, fornecendo condição para haver a leitura do sinal nas portas analógicas do microcontrolador.

Após passar pelo estágio de pré-amplificação e filtragem, o sinal é novamente amplificado, para então ser processado digitalmente. Para esse fim, foi utilizado um amplificador operacional na configuração de amplificador inversor, com um ganho variável com ajuste por meio de um *trimpot*.

Esse estágio é empregado para melhor aproveitar a resolução do conversor A/D de 10 bits do microcontrolador Atmega 2560. O conversor deve receber um sinal analógico variável com amplitude na faixa de 0 V a 5 V, que será transformado em um sinal digital com 1024 níveis discretos.

Com o circuito de aquisição de sinais eletromiográficos concluído, foi realizado o estudo dos músculos cujos sinais devem ser captados. Os músculos escolhidos têm função fundamental na ativação da mão biônica.

Dependendo do posicionamento do eletrodo não é possível captar adequadamente o sinal de eletromiografia. Foram capturados sinais dos músculos flexor radial do carpo e flexor ulnar do carpo, pois estes músculos estão próximos ao cotovelo.

Para aquisição dos sinais eletromiográficos foram utilizados dois grupos musculares do antebraço, um para cada canal do circuito EMGLieb. A prótese implementada é adequada para pacientes com o coto de acordo com o nível de amputação transradial.

Na Figura 35 é apresentada uma foto que ilustra como os eletrodos foram posicionados visando obter sinais dos músculos bíceps e tríceps para acionamento da prótese em pacientes com amputações e deformidades congênitas acima do cotovelo.

À esquerda, na Figura 35 é possível observar os eletrodos posicionados no músculo flexor radial do carpo; à direita foram posicionados no músculo flexor ulnar do carpo. Observa-se também o eletrodo de referência LL (left leg, padrão internacional para eletrodos de referência) conectado próximo ao cotovelo.

O eletrodo de referência é necessário para que o paciente e o circuito tenham a mesma referência de potencial. Esse eletrodo deve ficar em uma área óssea fora do campo de captação dos outros eletrodos, por esse motivo o lugar mais próximo possível é a região 2 cm abaixo do cotovelo.

Figura 35 – Foto dos eletrodos posicionados sobre os músculos bíceps e tríceps e do eletrodo de referência.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

5.2.3 Comunicação e linguagens da mão biônica

Foi elaborado um programa em linguagem de programação baseada em C++, para programar o microcontrolador e para a parametrização do reconhecimento de padrões utilizados no comando da mão biônica. O *Arduino* possui bibliotecas prontas para a conversão analógico/digital (A/D), comunicação SPI e gravação no cartão SD, o que facilitou a programação do dispositivo.

Para geração de movimentos da prótese, foi desenvolvido um dispositivo eletrônico capaz de capturar movimentos da mão humana e, posteriormente, reproduzi-los por comandos na mão biônica.

Esse dispositivo foi elaborado visando captar os movimentos da mão por um sistema de baixo custo, denominado luva sensorizada. Uma luva sensorizada tem a função de monitorar os movimentos realizados pela mão de um indivíduo. É confeccionada em neoprene, uma borracha aderente e maleável (XAVIER et al., 2015).

Possui cinco sensores resistivos flexíveis fabricados pela empresa Spectra Symbol. As resistências elétricas dos sensores aumentam quando estes são flexionados. Com os sensores, reconhece-se o posicionamento angular de cada dedo da mão. Esse dado é processado e enviado para o armazenamento no cartão SD (XAVIER et al., 2015).

Com a função de armazenamento no cartão SD, o sistema eletrônico gera um banco de dados com diversos movimentos. Esses movimentos podem ser programados e utilizados conforme a necessidade do usuário da mão biônica.

O circuito de condicionamento dos sinais gerados pela luva sensorizada, foi desenvolvido na mesma placa de circuito impresso do EMGLieb, deixando assim, o sistema de acionamento reduzido. Uma foto da luva sensorizada é apresentada na Figura 36.

O mesmo microcontrolador utilizado para o processamento do *shield* EMGLieb também recebe os sinais produzidos pelos sensores. Neste circuito de condicionamento, utilizou-se resistores de 10 k Ω em série com os sensores flexíveis (XAVIER et al., 2015).

A programação para o uso da luva sensorizada foi realizada com o IDE do *Arduino*, como apresentado na Figura 37. Na primeira coluna, chamada de Sensor Flex, é apresentada a posição global (sinal analógico) dos cinco sensores flexíveis, um ao lado do outro, e na segunda coluna, chamada de Graus, é apresentado o valor do ângulo (em graus) de acordo com os movimentos realizados com a luva.

Figura 36 - Foto da luva sensorizada.

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

O código fonte desenvolvido para luva sensorizada é apresentado no Apêndice A.

Figura 37- Imagem da Interface dos dados recebidos pela luva sensorizada.

```
Sensor Flex: 624 651 644 564 548 => Graus: 72 51 57 117 129  
Sensor Flex: 611 672 650 609 604 => Graus: 81 36 52 83 87  
Sensor Flex: 576 624 652 618 619 => Graus: 108 72 51 76 75
```

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Um protocolo foi desenvolvido para o funcionamento de todo o sistema, que se inicia com a formação de um banco de dados gerados pela luva sensorizada.

Após isso, armazena-se os sinais gerados pelo músculo do paciente, utilizando o EMGLieb, de acordo com o movimento específico do banco de dados, possibilitando depois a reprodução do movimento pela mão biônica.

Em um primeiro momento a luva foi submetida a alguns testes, com o intuito de avaliar o sistema mecânico da mão biônica. O autor desenvolveu um

circuito, por meio do qual ligou diretamente a luva sensorizada ao sistema mecânico.

Inicialmente, um voluntário hígido adulto utilizando a luva sensorizada realizou um movimento de preensão digital e verificou-se se a prótese ativa podia reproduzir o movimento executado pelo paciente.

A seguir, o voluntário executou os oito principais movimentos funcionais descritos na literatura: preensão palmar esférica, preensão bidigital, mão aberta, com extensão total dos dedos; expressão gestual, mão fechada com flexão total dos dedos, preensão palmar cilíndrica e preensão pluridigital.

Para parametrização e reconhecimento dos valores capturados, foi utilizado um algoritmo de cálculo de valor RMS. O valor RMS dos sinais mioelétricos tem sido sugerido como método de escolha para a redução de dados de processamento de sinal de EMG, pois fornece informações fisiologicamente significativas sobre a potência média da força muscular.

O processamento do sinal eletromiográfico utilizando o valor RMS possibilita que o algoritmo reconheça apenas os sinais necessários, eliminando possíveis falsos positivos.

O RMS de cada EMG foi calculado e armazenado de acordo com a necessidade do acionamento e a quantidade de pulsos a serem contabilizados dentro do mesmo período. Utilizando uma janela de 64 amostras para determinar o envelope do sinal, o resultado de uma taxa de atualização do sistema é de 45,7 ms (ou seja, 64 amostras/1400Hz).

A seguir serão apresentados os protocolos e a interface utilizada para aplicação dos códigos de cada comando. Como será apresentado na Tabela 4, o protocolo de comando foi dividido nos grupos, 100, 200 e 300. Esses grupos possuem subgrupos que são responsáveis pela ativação do comando necessário. São divididos da seguinte forma:

- Os comandos do grupo 100, são utilizados para dar início ao funcionamento da mão biônica e para apresentar o *status* dos comandos armazenados no sistema;
- Os comandos do grupo 200, são utilizados para armazenar e adquirir os sinais eletromiográficos;

- Os comandos do grupo 300 são utilizados para parametrização dos movimentos da luva sensorizada;

O código fonte contendo o algoritmo do cálculo RMS é apresentado no Apêndice B. A Tabela 4 apresenta os códigos do protocolo de comando da mão biônica.

Tabela 4- Códigos de ativação para os parâmetros de comando da mão biônica

100	Nesse modo a mão deve operar, posicionando-a de acordo com os comandos do EMG.
120	Exibe o posicionamento e os comandos respectivamente ligados.
130	Exibe o posicionamento e os comandos em relação aos dados armazenados da luva sensorizada.
200	Configuração de comandos EMG para um determinado arquivo de comandos. Nesse modo é possível inserir comandos mioelétricos de maneiras diferentes, além de poder excluir e visualizá-los. <i>Ex1: 200 1 (iniciar as configurações do comando 1)</i>
210	Iniciar uma coleta por tempo indeterminado.
211	Iniciar uma coleta temporizada. <i>Ex1: 211 1000 (inicia uma coleta por 1 segundo)</i> <i>Ex2: 211 (inicia uma coleta com TMP_PADRAO)</i>
212	Iniciar uma coleta por número de amostras. <i>Ex1: 212 500 (inicia uma coleta com 500 amostras)</i> <i>Ex2: 212 (inicia uma coleta com QTD_PADRAO de amostras)</i>
220	Recurso para parar a coleta do tempo indeterminado.
230	Exibir dados coletados no comando atual.
240	Calcular e exibir número de pulsos e RMS.
290	Exclui o arquivo de comando atual
300	Configuração de posições de movimentos. Nesse modo, a mão biônica deve imitar todos os movimentos da luva sensorizada automaticamente.
310	Exibir os valores atuais informados pela luva na IDE do <i>Arduino</i> .
320	Armazenar os valores atuais informados pela luva no arquivo de posições atual.
330	Armazenar valores especificados no terminal no arquivo de posições atual. <i>Ex: 330 10 20 30 40 50 (armazenar os valores 10, 20, 30, 40 e 50 como posições (mínimo, anelar, médio, indicador e polegar)).</i>
340	Exibir dados armazenados no arquivo atual.

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Na Figura 38 ilustra-se como é realizada a ativação dos comandos 120 e 130, após o sistema ter sido iniciado. Para incluir um código de comando, basta

escrevê-lo na caixa de comando da IDE do *Arduino*, uma vez que o código fonte já esteja devidamente programado no microcontrolador.

Os comandos apresentados são responsáveis por exibir os posicionamentos dos movimentos desejados, de acordo com o número de pulsos adquiridos pelo circuito. Na primeira coluna do código 120 aparecem valores crescentes de um a quatro. Esses valores são os movimentos desejados, na frente dos mesmos seguem os pulsos referentes aos movimentos gravados, por exemplo, movimento “[1]” está relacionado com a interação de 2 pulsos a serem coletados pelo EMGLieb e interpretado pelo algoritmo desenvolvido.

No código 130, são apresentados os valores de cada dedo armazenados pela luva sensorizada, por exemplo, o movimento “[1]” indicado com o posicionamento angular de cada dedo: dedo mínimo 60°, anular 55°, médio 150°, indicador 20° e polegar 160°.

Figura 38 -Códigos para exibição de dados gerais armazenados.

```
COM7 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)

# Projeto Mao Bionica
Laboratorio de Instrumentacao e Engenharia Biomedica (LIEB/FEIS/UNESP)
Pagina do projeto: http://www.feis.unesp.br/maobionica

> Lendo arquivos de comandos...

[1] ... Ok.
[2] ... Ok.
[3] ... Ok.
[4] ... Ok.

RMS medio: 218.

> Lendo arquivos de posicoes...

[1] ... Ok.
[2] ... Ok.
[3] ... Ok.
[4] ... Ok.

> Sistema iniciado.

120: Exibir comandos.

[1] 2
[2] 3
[3] 1
[4] 4

130: Exibir posicoes dos comandos.

[1] 60 55 150 20 160
[2] 160 170 30 110 160
[3] 60 55 30 110 160
[4] 60 55 150 110 160
```

Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para utilização do sistema protético, um voluntário hígido, um voluntário amputado e um voluntário com deformidade congênita executaram um protocolo composto por três atividades.

A realização de testes com voluntários foi autorizada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP, Campus de Presidente Prudente (Processo Nº. 15283613.0.0000.5402). Todos os participantes foram informados sobre os objetivos e procedimentos executados no experimento através da leitura de um texto informativo. Os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e o Termo de Autorização de uso de Imagem e Depoimentos, autorizando o uso de seus dados para a presente pesquisa.

Os testes com pacientes foram acompanhados por um médico e um fisioterapeuta, requisito básico do Comitê de Ética.

Durante a realização do protocolo de atividades, os voluntários permaneceram acomodados, sentados confortavelmente, com os pés apoiados no chão, mantendo o tronco ereto e o antebraço rente ao corpo com angulação de 90 graus.

A primeira atividade consistiu na realização de movimentos, visando captar sinais eletromiográficos do músculo desejado.

Na segunda, o voluntário apoiou o antebraço sobre uma mesa. A seguir, realizou contrações constantes e contrações espaçadas de acordo com o tempo de amostragem programada.

Na terceira e última tarefa, o voluntário amputado e o congênito estendeu o membro superior e o manteve parado, deixando o coto em repouso, para análise da estabilidade das respostas dos servomotores do sistema biônico.

Para que os testes não fossem muito cansativos para os voluntários, o protocolo de testes foi realizado com apenas quatro contrações musculares. Considerando que o EMGLieb possui dois canais de aquisição, o número de pulsos por ativação dobra, proporcionando uma quantidade maior de movimentos funcionais na prótese biônica.

Não foi abordado neste estudo, o encaixe da prótese no coto do paciente, pois o encaixe depende tanto dos níveis de amputação como da deformidade congênita que o paciente apresenta.

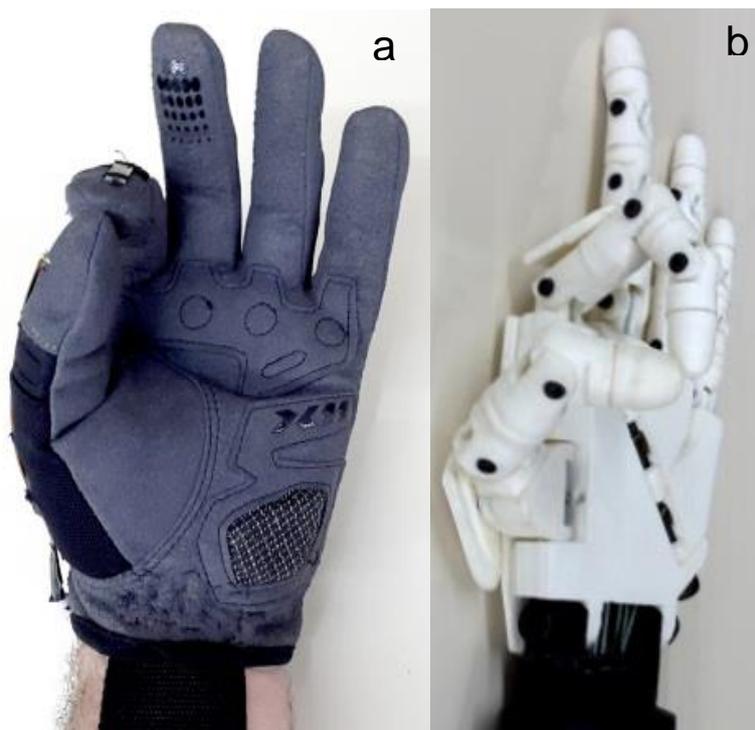
A partir da confecção da prótese, cabe ao profissional especializado estruturar, realizar medidas e moldes no paciente, e posteriormente encaixar a prótese no coto pelo dispositivo padrão disposto na parte proximal da prótese.

CAPÍTULO VI

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Figura 39a é apresentada a foto da mão de um voluntário hígido realizando um movimento de preensão digital. Este movimento foi reproduzido pela mão biônica, conforme ilustrado na Figura 38b.

Figura 39 - Fotos que ilustram a reprodução do movimento de preensão digital pela mão biônica.



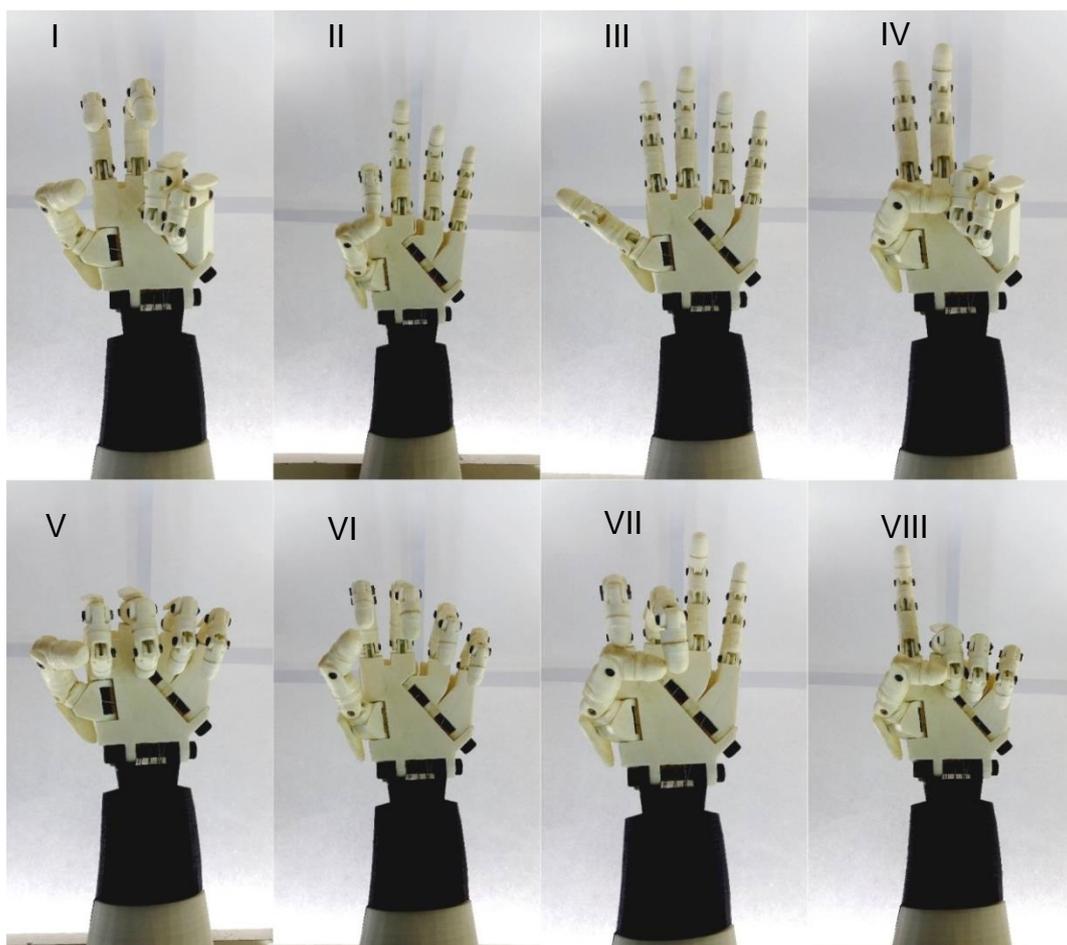
Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Conforme se observa, a prótese ativa implementado foi capaz de ler, interpretar e reproduzir, com grande similaridade, os movimentos executados pela mão de um voluntário.

Na Figura 40 são mostradas fotos da mão biônica executando os oito principais movimentos funcionais da mão:

- I. Preensão palmar esférica
- II. Preensão bidigital;
- III. Mão aberta, extensão total dos dedos;
- IV. Símbolo de vitória, representando expressões gestuais;
- V. Mão fechada, flexão total dos dedos;
- VI. Preensão palmar cilíndrica;
- VII. Preensão pluridigital;
- VIII. Extensão do indicador.

Figura 40 - Movimentos funcionais realizados pela mão biônica implementada.

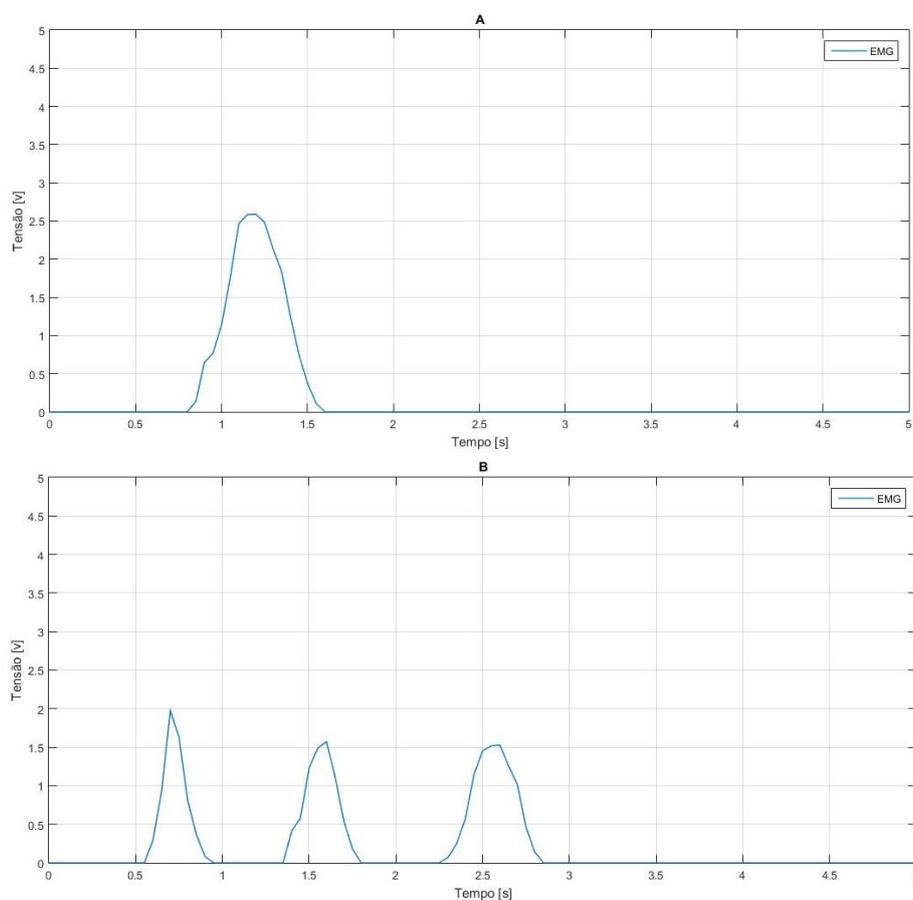


Fonte: Elaborado do próprio autor

Considerando que o sistema eletrônico da prótese é capaz de armazenar um banco de dados com diversos movimentos, fica a critério do usuário modificar ou acrescentar novos movimentos.

Na Figura 41 mostra-se os gráficos dos sinais produzidos na saída do circuito de condicionamento de sinais por uma contração muscular (a) e por três contrações musculares (b) de um voluntário hígido.

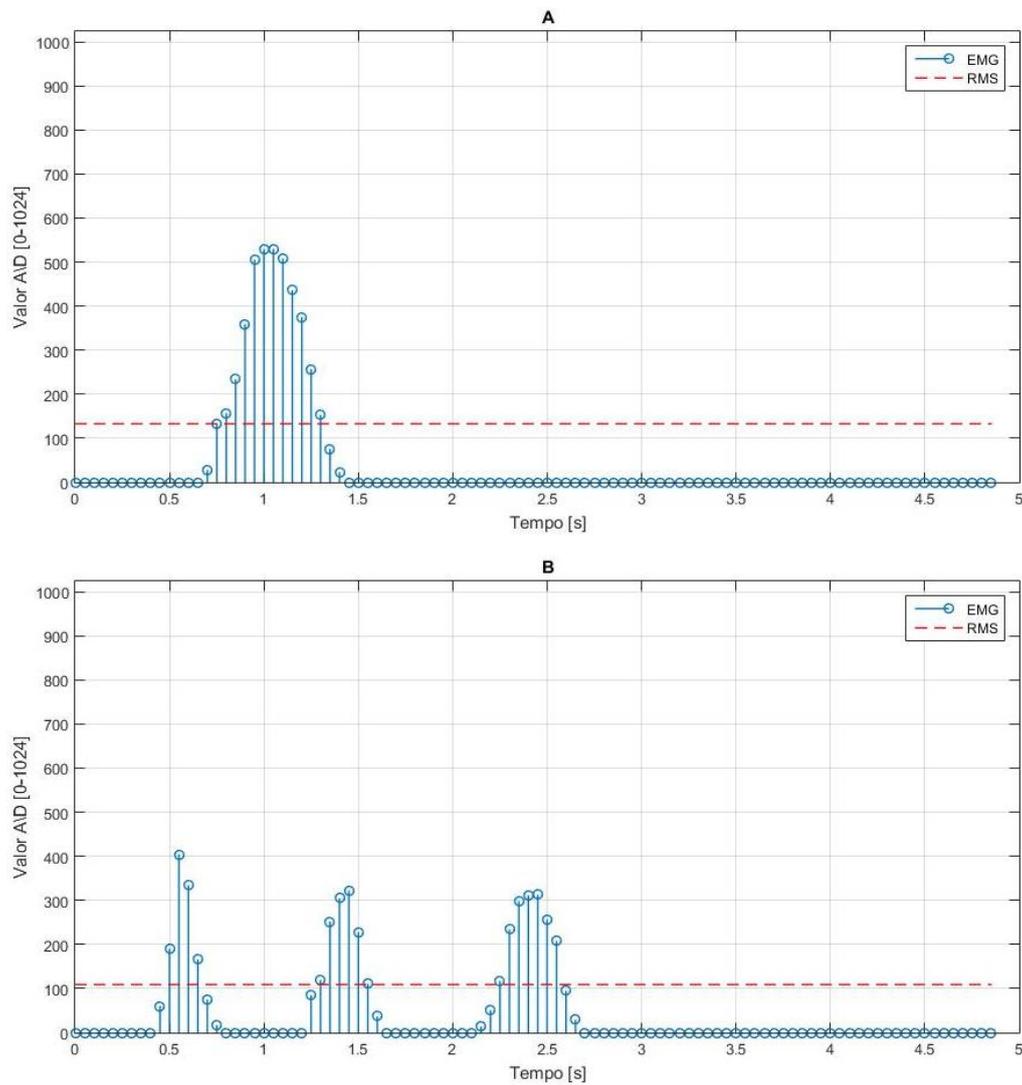
Figura 41 -Sinais de um voluntário hígido: (a) uma contração muscular; b) três contrações musculares.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Os gráficos (A) e (B) da Figura 42, apresentam os mesmos sinais de contração muscular discretizados e o valor RMS do sinal, calculado no período de cinco segundos.

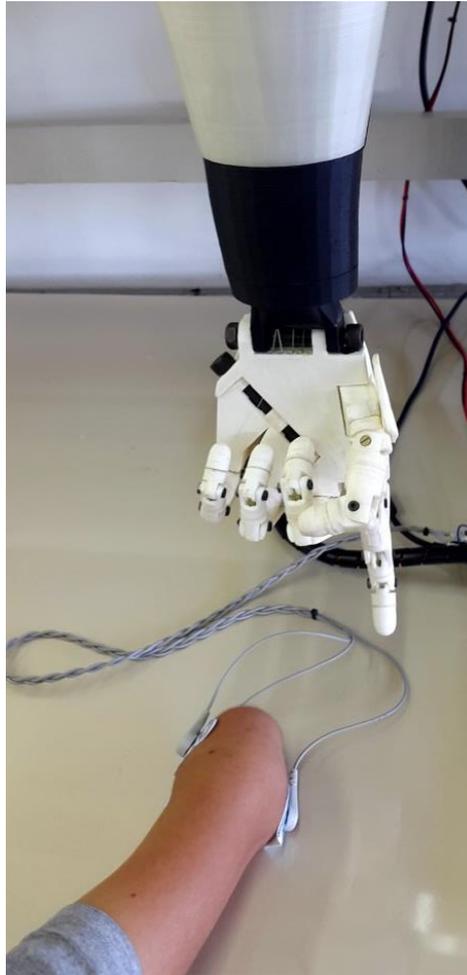
Figura 42 - Sinais de um voluntário hígido discretizados: (a) uma contração muscular; b) três contrações musculares.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Na Figura 43 é apresentada uma fotografia de um voluntário com deformidade congênita no membro superior, acionando a prótese de mão biônica, realizando o movimento de extensão do indicador.

Figura 43 - Fotografia do voluntário com deformidade congênita, acionando a mão biônica.

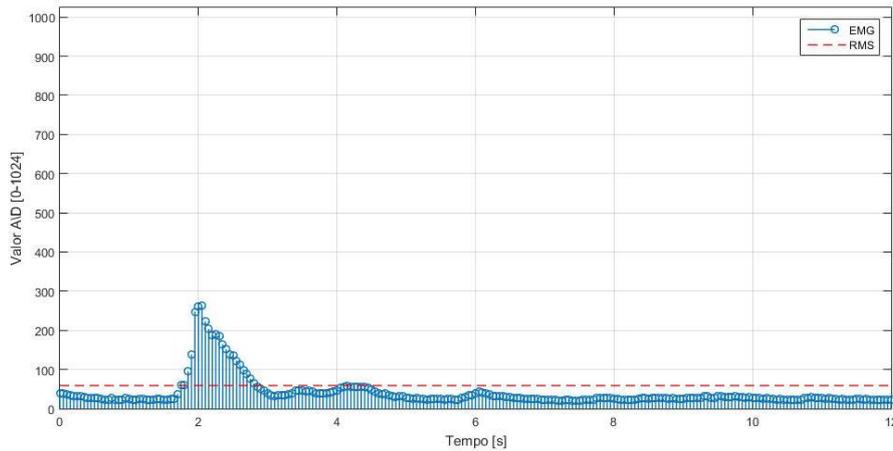


Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para aquisição do sinal eletromiográfico do voluntário com deformidade congênita foi fundamental a supervisão de um médico e de um fisioterapeuta, pela necessidade de localizar o ponto de ativação dos músculos presentes no coto do voluntário.

Na Figura 44 mostra-se o gráfico do sinal produzido na saída do circuito de condicionamento de sinais por uma contração muscular do voluntário com deformidade congênita.

Figura 44 -Sinal discretizado de uma contração muscular de um voluntário com deformidade congênita.

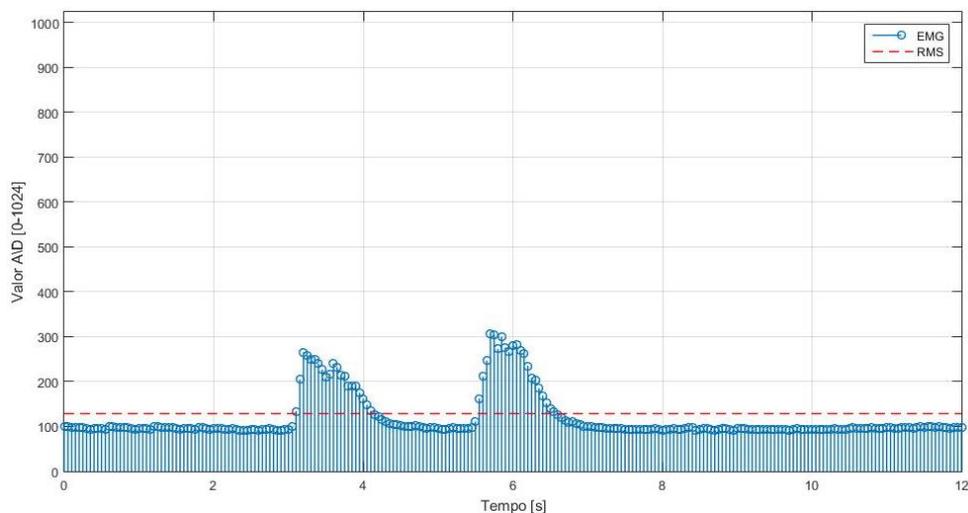


Fonte: Elaborado pelo próprio autor

No sinal mostrado na Figura 44 constata-se a existência de oscilações abaixo do valor RMS, devido às instabilidades dos sinais gerados pelos músculos do voluntário com deformidade congênita. O algoritmo desenvolvido para caracterização e reconhecimento de pulsos, utilizando o valor RMS do sinal de eletromiografia, foi capaz de identificar e considerar os pulsos válidos.

Na Figura 45 mostra-se o gráfico do sinal produzido na saída do circuito de condicionamento de sinais por duas contrações musculares do voluntário com deformidade congênita.

Figura 45 -Sinal discretizado produzidos por duas contrações musculares de um voluntário com deformidade congênita.



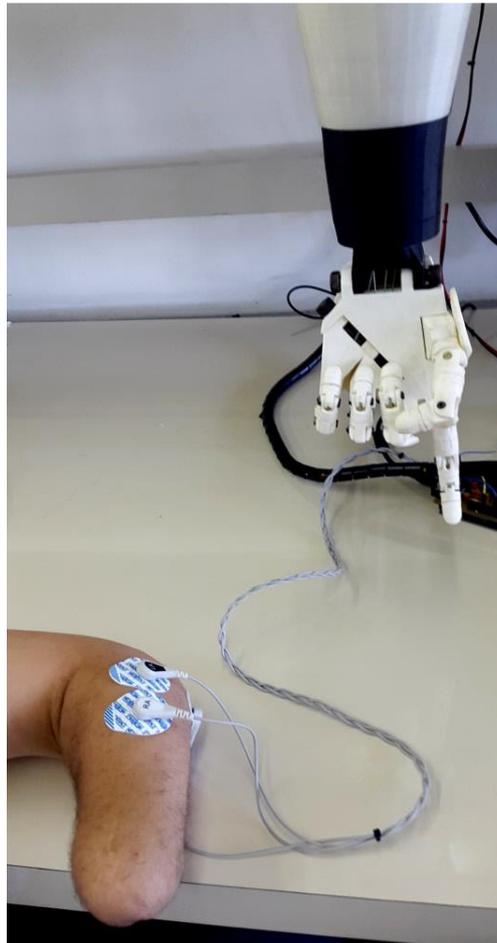
Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Foi definido na programação um limiar do sinal eletromiográfico, que é o seu valor RMS, para reconhecer e eliminar falsos positivos. No mesmo sinal, pode-se observar duas oscilações no primeiro pulso gerado pelo voluntário, que poderiam ter sido reconhecidas erroneamente como duas contrações.

Os gráficos dos voluntários foram coletados do resultado do acionamento da prótese, já processados e condicionados. Os dois canais de aquisição do EMGLieb apresentam os mesmos resultados.

Na Figura 46 é apresentada uma foto da mão biônica quando acionada pelo voluntário amputado na realização do movimento de extensão do indicador.

Figura 46 -Foto da mão biônica acionada pelo voluntário amputado.

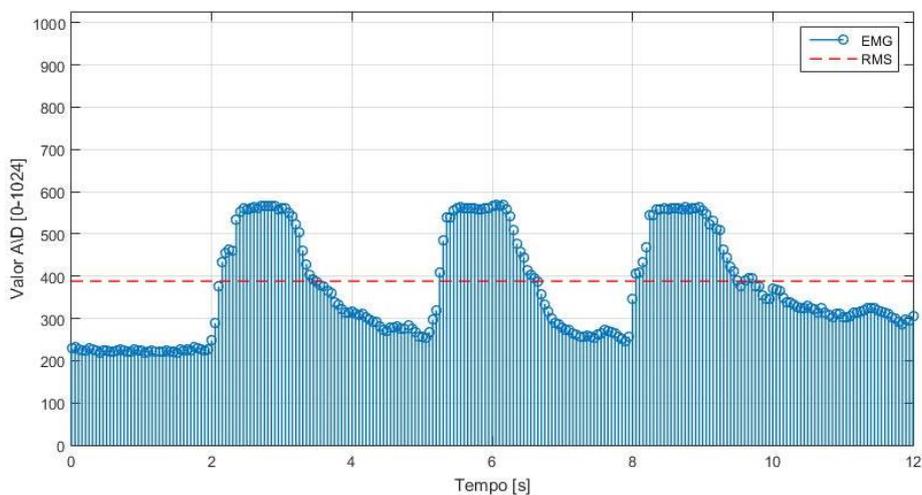


Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para aquisição do sinal eletromiográfico do voluntário amputado, foi necessária apenas a supervisão do fisioterapeuta, pois mesmo tendo perdido parte do membro, apresenta os músculos flexor radial do carpo e flexor unar do carpo intactos.

Na Figura 47 mostra-se o gráfico do sinal produzido na saída do circuito de condicionamento de sinais por três contrações musculares do voluntário amputado.

Figura 47 -Sinal discretizado produzido por três contrações musculares de um voluntário com amputação.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

O sinal eletromiográfico do voluntário amputado também apresentou distorção dos sinais, porém o algoritmo desenvolvido respondeu da mesma forma com o voluntário com deformidade congênita. Essa distorção ocorre devido à atrofia dos músculos, uma vez que o voluntário com a perda da mão não utiliza mais os músculos do antebraço.

Pode-se considerar acertada a escolha do PLA para confeccionar a estrutura mecânica da prótese, pois este material apresenta excelente biocompatibilidade, baixa toxicidade, propriedades mecânicas adequadas, baixo peso e baixo custo. O PLA é um dos mais promissores biopolímeros para aplicações em Engenharia Biomédica (PUAUX; BANU; NAGY, 2007).

O peso da prótese ativa implementada é de 915 g. Foi medido com uma balança digital, modelo SF-400. A maioria das próteses ativas comerciais

possuem peso maior, o que torna mais difícil seu uso como mãos biônicas funcionais.

O valor estimado para adquirir o material necessário para fabricar a estrutura mecânica da prótese é R\$450,00 e para adquirir os componentes eletrônicos, R\$300,00. Portanto, o valor total dos componentes mecânicos e eletrônicos necessários para implementar a prótese ativa desenvolvida neste trabalho é de R\$750,00.

A utilização de hardwares e softwares livres também contribuem para que o custo do dispositivo seja baixo.

O voluntário amputado manifestou espontaneamente que não sentiu desconforto na utilização da prótese ativa implementada, ao contrário do que ocorre quando utiliza a sua prótese ativa comercial.

CAPITULO VII

7 CONCLUSÃO

As alterações realizadas na plataforma Inmoov foram fundamentais para a implementação da prótese ativa descrita neste trabalho, uma vez que esta plataforma foi projetada para o desenvolvimento de robôs e não contempla o antropomorfismo necessário a uma prótese de mão.

A capacidade de produzir movimentos funcionais a partir de um banco de dados é uma característica inovadora importante na prótese ativa implementada, pois propiciou flexibilidade para o usuário gerar movimentos não programados pelo fabricante do sistema protético. Se um indivíduo possuir um dos membros hígidos, poderá utilizar a luva neste membro para gerar o movimento que ele deseja e armazená-lo na prótese, visando reproduzir o mesmo movimento na mão biônica.

Constata-se que a prótese ativa implementada funcionou adequadamente para paciente com deformidade congênita e para paciente amputado. Não há necessidade de modificar a programação do sistema pelo fato do paciente ser amputado ou congênito.

O preço estimado para os materiais utilizados na fabricação da prótese ativa, de aproximadamente R\$750,00, e a utilização de hardware e software livres, contribui decisivamente para que o custo final do dispositivo seja baixo, muito menor que as próteses ativas de membro superior comerciais semelhantes a prótese implementada neste trabalho, cujo preço varia de R\$100.000,00 a R\$800.000,00.

REFERÊNCIA

ABID, M. R.; MESZAROS, P. E.; SILVA, R. F.; PETRIU, E. M. *Dynamic hand gesture recognition for human-robot and inter-robot communication*. Ottawa: IEEE, 2014. p. 6.

ALMEIDA, C. A. *Investigação de parâmetros espectrais do emg aplicáveis à terapia por biofeedback*. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010 .

ALMEIDA, L. F. *Eletromiografia de superfície dos músculos masseter e temporal em sujeitos com bruxismo*. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria, 2009.

ALMEIDA, M. *Filtragem digital de sinais biomédicos*. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 1997.

ARDUINO. Itália: Ivrea, 2005. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 24 mar 214.

AVILES, O. P. *Projeto, concepção, simulação de sistemas de preensão para utilização de dispositivos robóticos: estudo de caso dispositivo mecatrônico muc-1*. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, 2008.

BICCHI, A. K. *Machine hand design for dexterity, robustness of grasp, and interaction with humans*. 6. ed. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology, 2000.

BLOHMKE, F. *Compêndio otto bock: próteses para o membro superior*. Berlim: schiele & schon, 1994.

BRASIL. *Diretrizes de atenção à pessoa amputada*. Brasília: Ministério da saúde, 2013.

BRONZINO, J. D. *The biomedical engineering handbook*. 2. ed. Boca Raton: Florida, 2000.

CAMARGO, D. *Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores*. São carlos: Escola de Engenharia De São Carlos, 2007.

CANDOTTI, C. T.; CARVALHO, K. V.; LA TORRE, M.; NOLL, M.; VARELA, M. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Rev. Bras. Ciênc. Esporte*, Florianópolis, v. 34, n. 1, p. 27-39, 2012.

CASALE, R.; FARINA, D.; MERLETTI, R.; A. R. Myoelectric manifestations of fatigue during exposure to hypobaric hypoxia for 12 days. *Muscle & nerve*, Hoboken, v 1, n. 1, p. 618-625, 2004

- CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. *Terapia ocupacional: fundamentação & prática*. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2007.
- CUNHA, F. L. *Mão de São Carlos, uma prótese multinação para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores*. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2007.
- DAVIDSON, C.; SANTORELLI, M. *The impact of broad band on people with disabilities*. Washington: United States Chamber of Commerce, 2009.
- DIAZ, J. C.; DORADOR, J. M. Mecanismos de transmissão y actuadores utilizados en prótesis de mano. In: MEMORIAS DEL CONGRESO, 25., 2009, Mexico. *Anual se la SOMIM*. Mexico D.F.: UNAM, 2009. p. 335-343.
- DORADOR, J. M.; RIOS, P. Robótica e próteses inteligentes. *Revista Digital Universitaria*, México, v. 6, p. 1-15, 2004.
- FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of emg variables during voluntary isometric contractions. *Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Itália, v. 10, n. 5, p. 337-349, 2000.
- FERNANDES, F.; LUFT, C. P.; GUIMARÃES, F. M. *Dicionário brasileiro globo*. 23. ed. São Paulo: Globo, 1992.
- FLORES, I. Y. J. A. *Atualidades e tendências em desenhos de próteses de membro superior*. In: MEMORIAS DEL CONGRESO DE LA SOCIEDAD MEXICANA DE INGENIERÍA MECÁNICA, 10., 2004, Queretaro. *Anual se la SOMIM*. Mexico D.F.: UNAM, 2009. p. 335-343.
- FONSECA, S. T. et al. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de contração muscular. *Rev. Bras. Ciên. E mov.*, Brasília , v. 9, p. 23-30, 2001.
- FRANCO, S. *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. 4. ed. San Francisco: mcgraw-hill education, 2015.
- GAZZONI, M. *Multichannel surface electromyography in ergonomics: potentialities and limits*. Barcelona: Wiley periodicals: politecnico di torino, 2010. p. 255–271.
- HALL, S. J. *Biomecânica básica*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- HASSER, C. J.; CUTKOKSY, M. R. System identification of the human hand grasping a haptic knob. 10th symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems. *IEEE Virtual Reality*, Orlando, p. 269-279, 2002.
- HERMINI, H. A. *Modelagem, implementação e controle de sistemas biomecânicos envolvendo aspectos cinemáticos*. Campinas: Universidade estadual de Campinas, 2000.

- HUNOLD, M. et al. *Protótipo de prótese de mão robótica de lego controlada por sistema android para bi-amputado*. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 24., 2014, Uberlândia. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*: Universidade Federal do ABC, 2014. p. 2452-2255.
- KAPANDJI, A. I. *Fisiologia articular*. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2000.
- KHEZRI, M.; JAHED, M. *An exploratory study to design a novel hand movement identification system*. Tehran: sharif university of technology, 2009.
- KLEINE, B. U. et al. Using twodimensional spatial information in decomposition of surface emg signals. *Journal of electromyography and kinesiology*, Londres, v. 17,n. 5, p. 535-548, 2007.
- KOTTKE, F. J.; STILLWELL, G. K.; LEHMANN, J. F. K. *Tratado de medicina e física e reabilitação*. 3. ed. São Paulo: Manole, 1984.
- KOZAN, R. F. *Circuito de condicionamento e interfaceamento para sinais de eletromiografia*. Ilha Solteira: Universidade Estadual Paulista - Faculdades de Engenharia, 2010.
- KUTZ, R. *Standard hand book of biomedical engineering desing*. Nova York: Mcgraw Hill. 2003.
- KYBERD, P. J. et al. The design of anthropomorphic prosthetic hands: a study of the southampton hand. *Robotica Journals*, Cambridge, v. 593, n. 600, p. 593-600, 2001.
- LANGEVIN, G. *Inmoov robot*. França: Paris. 2012. Disponível em: <<http://www.inmoov.fr>>. Acesso em: 16 set 2015.
- LEAKEY, L. S. B.; TOBIAS, P. V.; NAPIER, J. A new species of genus homo from olduvai gorge. *Nature*, Helsinki, v. 202, n. 200, p. 7-9,1964.
- LEMUS, J. F. A. A.; ROHMER, E. *Galileo bionic hand: emg activated approaches for a multifunction upper-limb prosthetic*. Guatemala: Universidade Galileo, 2015. v. 6. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/iel7/7422953/7428436/07428468.pdf?arnumber=7428468>>. Acesso em: 15 abr 2016.
- MECHELS, F. P. W.; FEIJEN, J.; GRIJPMAN, D. W. A poly(d,l-lactide) resin for the preparation of tissue engineering scaffolds by stereolithography. *Biomaterials*, Twente, v. 30, n. 10, p. 3801-3809, 2009.
- MERLETTI, R. et al. *Advances in surface emg: recent progress in detection and processing techniques*. Torino: Universidade de Torino, 2010.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: IEEE, 2004.
- MICERA, S.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S. Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Zurich, v. 3, p. 48-68, 2010.

- MIRONOV, V. et al. Biofabrication: a 21st century manufacturing paradigm. *Bioabrication*, Charleston, v. 1, n. 5, p. 1-16, 2009.
- MORITANI, T.; STEGEMAN, D; MERLETTI, R. *Basic physiology and biophysics of emg signal generation*. Hoboken: IEEE, 2004.
- NGUYEN, M. *Perceptual and comparative analyses of a passive, linear, multiple degree-of-freedom skin stretch device for proprioceptive substitution*. Illinois: Universidade de illinois, 2015. p. 67.
- NIKU, S. B. *Introdução à robótica: análise, controle, aplicações*. 2. ed. Rio de Janeiro: Itc, 2013.
- O'NEILL, C. *An advanced, low cost prosthetic arm*. Dublin: Trinity College, 2014. p. 5-9.
- ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. *Relatório mundial sobre a deficiência*. São Paulo: SEDPCD, 2012. p. 334.
- PASTRE, C. M. et al. Fisioterapia e amputação transtibial. *Arq. Ciênc. Saúde*, Florianópolis, v. 12, n. 2, p. 120-24, 2005.
- PEREIRA, M. C. *Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbica-anaeróbica*. Brasília : Universidade de Brasília, 2009.
- POLIS, E. J. *Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos*. Campinas: Universidade Estadual de Campinas. 2009.
- POLISIERO, M. et al. Design and assessment of a low-cost, electromyographically controlled, prosthetic hand. *Medical Devices: Evidence and Research*, Napoli, v. 6, n. 8, p. 8, 2013.
- POPESCU, D. et al. *Development of robotic gloves for hand rehabilitation post-stroke*. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONTROL SYSTEMS AND SCIENCE, 20., 2015, Bucharest. Bucharest: University of Camberra, 2015. p. 7.
- PUAUX, J. P.; BANU, I.; NAGY, I. E. B. G. A. A study of l-lactide ring-opening polymerization kinetics. *Macromolecular symposia*. Romenia: University Politehnica of Bucharest, 2007. p. 318-326.
- PUGLISI, L.; MORENO, H. Próteses robóticas. *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, v. 2, n. 1, p. 44-51 2007.
- PUTTI, V. Historical prostheses. *Journal of Hand Surgery*, Edimoton, v. 30, n. 4, p. 310-325, 2005.
- SANTOS, A. *Servomotores: sumo de robos*. Porto Alegre: Universidade Salvador, 2007. Disponível em: <<http://www.sumoderobos.org/artigos/servomotores.pdf>>. Acesso em: 15 dez 2015.
- SANTOS, E. A. *Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos*. Ilha Solteira: Universidade Estadual Paulista- UNESP, 2009. v.1.

- SARMIENTO, F. J. et al. Comparative muscle study fatigue with emg signals during the isotonic and isometric tasks for diagnostics purposes. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS BOSTON, 33., 2011, Vitória. *International Conference of the IEEE*: Universidade Federal do Espírito Santo, 2011. p.7163-7166.
- SECRETARIA NACIONAL DE PROMOÇÃO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA. *Cartilha do censo 2010*. Brasília: SDH-PR/SNPD, 2012. p. 32.
- SIMMONS, L. P.; WELSH, J. S. Compact human-machine interface using surface electromyography. *IEEE Asme*, Wollongong, v. 6, n. 1, p. 9-12 July 2013.
- STMICROELECTRONICS. *T1084 datasheet*. USA: Cambridge 1999. Disponível em: <<http://www.st.com/web/en/home.html>>. Acesso em: 20 dez 2015.
- STOPPA, M. H.; CARVALHO, J. C. M. Kinematic modeling of a multi-fingered hand prosthesis. In: CONGRESSO NACIONAL DE MATEMÁTICA APLICADA A INDÚSTRIA, 25., Caldas Novas. *Congresso Nacional de Matemática Aplicada*. Caldas Novas: [s.n.]. p. 10. 2015.
- SURESHBABU, A. V.; METTA, G.; PARMIGGIANI, A. A new cost effective robot hand for the icub humanoid. *IEEE Robotics and Automation Society*, Seoul, v. 6, n. 2, p. 3-5, 2015.
- TUBIANA, R. *The hand*. New York: Saunders Publishers, 1981.
- TUBIANA, R.; THOMINE, J. M.; MACKIN, E. *Diagnóstico clínico da mão e do punho*. 2. ed. Rio de Janeiro: Interlivros, 1996.
- VARDY, A. *Articulated human hand model with inter-joint dependency constraints*. Canadá: University of Newfoundland, 1998.
- VEIGA, P. H. A. Análise eletromiográfica como base para o tratamento das luxações recidivas da patela. *Fisioterapia em movimento*, Curitiba, v. 20, p. 11-16, 2007.
- VILLOSLADA, A. et al. *High-displacement fast-cooling flexible shape memory alloy actuator: application to an anthropomorphic robotic hand*. Madrid: IEEE, 2014. p. 18-20.
- VITALI, R. Y.; ANDEWS, H. *Amputações e próteses*. Londres: JIMS, 1996.
- XAVIER, R. T. et al. Desenvolvimento de uma mão biônica e de um sistema eletrônico para estudo dos movimentos da mão. In: CONGRESSO IBEROAMERICANO DE TECNOLOGIAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD, 8., 2015, Punta Arenas. *Congreso Iberoamericano de Tecnologias de Apoyo a la Discapacidad*. Punta Arenas: Chile, 2015. p. 8..
- XAVIER, R. T.; XAVIER, P. T.; SOUZA, R. M. Aplicações com arduino em eletrodinâmica e biomecânica para comunicação de um mecanismo biônico por comando de voz: protótipo para prótese de membro superior. In: CONGRESSO

NACIONAL DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 13., 2013, Campinas. *Congresso Nacional de Iniciação Científica*. Fernandópolis: Faculdades Integradas de Fernandópolis, 2013. p. 6.

YAMAMOTO, T.; YAMAMOTO, Y. Analysis for the change of skin impedance. *Medical and Biological Engineering & Computing*, Okayama, v. 15, n. 3, p. 219-227, 1997.

ZUNIGA, J. et al. *Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic*. *BMC Research Notes*, Omaha, v 1, n. 1, p. 9, 2015.

APÊNDICE A – Programa gravado no microcontrolador para análise e estudo dos movimentos da luva sensorizada

```
#define N 5

int pinos[] = {0, 1, 2, 3, 4};
int sensor[N];
int graus[N];

int i; // contador

void setup()
{
  // inicializar comunicação serial
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  // fazer a leitura e mapear entre 0-180 graus
  for (i = 0; i < N; i++)
  {
    sensor[i] = analogRead(pinos[i]);
    graus[i] = map(sensor[i], 720, 480, 0, 180);
  }

  // exibir dados lidos pelo sensor
  Serial.print("Sensor Flex: ");
  for (i = 0; i < N; i++)
  {
    Serial.print(sensor[i], DEC);
    Serial.print(" ");
  }

  // exibir dados convertidos em graus
  Serial.print("=> Graus: ");
  for (i = 0; i < N; i++)
  {
    Serial.print(graus[i], DEC);
    Serial.print(" ");
  }
  Serial.println(); // pular linha

  // esperar 0,1 segundo
  delay(100);
}
```

APÊNDICE B – Programa gravado no microcontrolador para parametrização e comandos da mão biônica

```
// adaptador sd
#include <SPI.h>
#include <SD.h>

// servo motores
#include <Servo.h>

// watchdog (para reiniciar o arduino)
#include <avr/wdt.h>

// constantes para configuracoes
#define PINO_SD 4
#define PINO_EMG 0

#define ESPERA_EMG 50
#define PULSO_MIN 4
#define SILENCIO_MIN 20
#define SILENCIO_MAX 40

#define SERVOS 5
#define AMOSTRAS 32
#define ARQUIVOS 4
#define ABRIR_FLEX 720
#define FECHAR_FLEX 480

// numero do arquivo durante a parametrizacao
byte numero_arq = 1;

// flags para controle de arquivos
bool arq_aberto = false;
bool pode_ler_emg = false;
bool erro_sd = false;

// entrada e saida para arquivos
File arquivo;

// controle dos servo motores
Servo servo[SERVOS];

// nome do arquivo
char *nome_arq = (char*)malloc(4 * sizeof(char));

// flags para controle do loop
bool ocupado = false;
byte param = 0;

// buffers para recebimento de comandos
char *buf = (char*)malloc(32 * sizeof(char));
char *buf2 = (char*)malloc(2 * sizeof(char));
unsigned short cmd;

// valor obtido pelo sensor EMG
unsigned short sinal_emg;

// contador para leitura cronometrada
unsigned long tmp_atual = 0;
unsigned short tmp_total = 0;
const unsigned short TMP_PADRAO = 5000;

// contador para leitura por amostras
unsigned short qtd_total = 0;
const unsigned short QTD_PADRAO = 100;

// buffers para calculo dos pulsos
float soma = 0;
unsigned short quantidade = 0;
unsigned short silencio = 0;
unsigned short rms = 0;
byte pulsos = 0;

// pinos dos servo motores e sensores flex
// sequencia: minimo, anelar, medio, indicador, polegar
byte pino_servo[] = { 3, 9, 10, 5, 6 };
byte pino_flex[] = { A0, A1, A2, A3, A4 };

// definir posicoes basicas dos angulos dos servo motores
byte servo_aberto[SERVOS] = { 160, 170, 30, 20, 120 };
byte servo_fechado[SERVOS] = { 60, 55, 150, 110, 160 };

// valores obtidos pelos sensores flex
```

```

unsigned short
sinal_flex[SERVOS];

// valores a serem enviados para
// os servo motores (matriz de sua
// vizacao)
unsigned short
sinal_servo[SERVOS][AMOSTRAS];

// controle de loop nos servo mo
// tores e matriz de suavizacao
byte dedo = 0, amostra = 0;

// valores para execucao em temp
// o real
byte comandos[ARQUIVOS];
byte posicoes[ARQUIVOS][SERVOS];

void setup()
{
// limpar flags anteriores (watc
// hdog)
MCUSR = 0;

Serial.begin(9600);
while (!Serial) {
;
}

sobre();

if (!SD.begin(PINO_SD)) {
erro_sd = true;
Serial.print("# Erro ao iniciar
adaptador SD.\n");
}
else {

// iniciar comandos com zeros
for (numero_arq = 1; numero_arq
<= ARQUIVOS; numero_arq++) {
comandos[numero_arq - 1] = 0;

// iniciar posicoes dos
// comandos com zeros
for (dedo = 0; dedo < SERVOS;
dedo++) {
posicoes[numero_arq -
1][dedo] = 0;
}
}

carregar_emgs_salvos();
carregar_posicoes_salvas();
}

// iniciar as configuracoes dos
// servo motores e sensores flex
for (dedo = 0; dedo < SERVOS;
dedo++) {
// configurar pinos
servo[dedo].attach(pino_servo[de
do]);
pinMode(pino_servo[dedo],
OUTPUT);
pinMode(pino_flex[dedo], INPUT);

// iniciar o historico de sinais
// na posicao aberta
for (amostra = 0; amostra <
AMOSTRAS; amostra++) {
sinal_servo[dedo][amostra] = s
ervo_aberto[dedo];
}

// iniciar os servo motores na p
// osicao aberta
servo[dedo].write(servo_aberto[d
edo]);
}

Serial.print("\n> Sistema
iniciado.\n");
}

void loop()
{
// abortar caso haja erro no ada
// ptador SD
if (erro_sd) {
return;
}

// aguardar enquanto estiver ocu
// pado
while (ocupado) {
;
}

// -----
// -----
// -----
// parametrizacao de comandos EM
// G
if (param == 2) {

// verificar se existe uma leitu
// ra cronometrada aberta
if (tmp_atual > 0) {

// verificar se a leitura
// cronometrada deve parar
if (millis() - tmp_atual >=
tmp_total) {

pode_ler_emg = false;
tmp_atual = 0;
tmp_total = 0;
}
}
}
}

```

```

// verificar se existe uma leitura por amostras
if (qtd_total > 0) {

    // verificar se a leitura por amostras deve parar
    if (quantidade >= qtd_total) {

        pode_ler_emg = false;
        qtd_total = 0;
    }
}

// fazer a coleta de dados
if (pode_ler_emg) {

    // iniciar o procedimento de coleta
    if (quantidade == 0) {
        Serial.print("Iniciando processo de leitura.\n\n");

        // excluir o arquivo caso ele exista
        if (SD.exists(nome_arq)) {
            excluir_arq();
        }

        // garantir que o arquivo esteja fechado
        fechar_arq();

        // abrir o arquivo em modo de escrita
        abrir_arq(FILE_WRITE);

        // abortar caso o arquivo nao possa ser aberto
        if (!arq_aberto) {

            // reiniciar tudo
            reiniciar();
            return;
        }

        // espaco no inicio do arquivo reservado para o valor rms e total de pulsos
        arquivo.print("          \n");
    }

    // escrever no arquivo as informacoes recebidas pelos sensore emg
    salvar_emg();
}
else {

    // finalizar o procedimento de coleta

        if (quantidade > 0) {
            Serial.print("\nFinalizando processo de leitura.\n");

            rms = sqrt(soma / (double)quantidade);
            quantidade = 0;
            soma = 0;

            salvar_rms(rms);
            fechar_arq();
            calcular_arq();
        }
    }

// -----
-----
---
// parametrizacao de servo motores e sensores flex
else if (param == 3) {

    // reproduzir movimento dos sensores flex nos servo motores
    reproduzir_movimentos();
}

// -----
// modo de utilizacao
else {

    // verificar a existencia de pulsos calculados
    if (pulsos > 0) {

        // verificar a existencia do tempo minimo em silencio
        if (silencio >= SILENCIO_MIN)
        {

            // consultar a existencia de arquivo com a quantidade de pulsos
            encontrar_arquivo_por_pulsos();

            // posicionar a mao caso o arquivo exista
            if (numero_arq > 0) {
                atualizar_posicao();
                reiniciar_pulsos();
            }
        }
    }

    sinal_emg = analogRead(PINO_EMG);
    ;
    atualizar_pulsos();
}
}

```

```

if (Serial.available()) {
    // zerar comando serial, efetuar
    // leitura e converter para inteiro
    memset(buf, '\0', 32);
    Serial.readBytesUntil('\n', buf,
    32);
    cmd = atoi(buf);

    Serial.print("\n\n");
    Serial.print(cmd);
    Serial.print(": ");

    // modo de utilizacao
    if (cmd == 100) {
        param = 0;
        Serial.print("> Modo de
        utilizacao padrao.\n");

        carregar_emgs_salvos();
        carregar_posicoes_salvas();

        reiniciar_pulsos();
    }

    // modo de parametrizacao EMG
    else if (cmd == 200) {
        Serial.print("Parametrizacao
        dos comandos EMG.\n\n");

        // obter o numero do arquivo
        // no subcomando
        numero_arq = atoi(strchr(buf,
        ' '));

        if (numero_arq < 1 ||
        numero_arq > ARQUIVOS) {
            Serial.print("# Erro ao
            iniciar parametrizacao.\n");
            Serial.print(" O numero do
            comando deve estar entre 1 e ");
            Serial.print(ARQUIVOS, DEC);
            Serial.print(".\n");
            return;
        }

        atualizar_nome_arq("CMD");

        Serial.print("> Parametrizacao
        do comando ");
        Serial.print(numero_arq, DEC);
        Serial.print(" iniciada.\n");

        param = 2;

        reiniciar_pulsos();
    }

    // modo de parametrizacao dos sensores flex e servo motores
    else if (cmd == 300) {
        Serial.print("Parametrizacao
        do posicionamento dos
        dedos.\n\n");

        // obter o numero do arquivo
        // no subcomando
        numero_arq = atoi(strchr(buf,
        ' '));

        if (numero_arq < 1 ||
        numero_arq > ARQUIVOS) {
            Serial.print("# Erro ao
            iniciar parametrizacao.\n");
            Serial.print(" O numero da
            posicao deve estar entre 1 e ");
            Serial.print(ARQUIVOS, DEC);
            Serial.print(".\n");
            return;
        }

        atualizar_nome_arq("POS");

        Serial.print("> Parametrizacao
        da posicao ");
        Serial.print(numero_arq, DEC);
        Serial.print(" iniciada.\n");

        param = 3;

        reiniciar_pulsos();
    }

    // comandos no modo de utilizacao
    else if (param == 0) {
        if (cmd == 120) {
            Serial.print("Exibir
            comandos.\n\n");

            for (numero_arq = 1;
            numero_arq <= ARQUIVOS;
            numero_arq++) {
                Serial.print(" [");
                Serial.print(numero_arq,
                DEC);
                Serial.print("] ");
                Serial.print(comandos[numero_arq - 1], DEC);
                Serial.println();
            }
        }
    }
}

```

```

    }

    else if (cmd == 130) {
        Serial.print("Exibir
posicoes dos comandos.\n\n");

        for (numero_arq = 1;
numero_arq <= ARQUIVOS;
numero_arq++) {
            Serial.print("  ");
            Serial.print(numero_arq,
DEC);
            Serial.print("] ");
            for (dedo = 0; dedo <
SERVOS; dedo++) {
                Serial.print(posicoes[num
mero_arq - 1][dedo], DEC);
                Serial.print(' ');
            }
            Serial.println();
        }
    }

    else {
        Serial.print("Comando
invalido.\n");
    }
}

// comandos de parametrizacao EM
G
else if (param == 2) {

    // iniciar coleta
    if (cmd == 210) {

        pode_ler_emg = true;
    }

    // iniciar coleta temporizada
    else if (cmd == 211) {

        // obter tempo total para
cronometrar leituras
        tmp_total = atoi(strchr(buf,
' '));

        // usar tempo padrao no caso
de omissao
        if (tmp_total == 0)
tmp_total = TMP_PADRAO;

        tmp_atual = millis();
        pode_ler_emg = true;
    }

    // iniciar coleta por amostras
    else if (cmd == 212) {

```

```

        // obter quantidade total
para efetuar leituras
        qtd_total = atoi(strchr(buf,
' '));

        // usar quantidade padrao no
caso de omissao
        if (qtd_total == 0)
qtd_total = QTD_PADRAO;

        pode_ler_emg = true;
    }

    // parar coleta
    else if (cmd == 220) {
        pode_ler_emg = false;
    }

    // exibir coletas
    else if (cmd == 230) {
        exibir_arq();
    }

    // exibir calculos: pulsos e
rms
    else if (cmd == 240) {
        calcular_arq();
    }

    // excluir arquivo
    else if (cmd == 290) {
        pode_ler_emg = false;
        excluir_arq();
    }

    else {
        Serial.print("Comando de
parametrizacao
desconhecido.\n");
    }
}

// comandos de parametrizacao do
s servo motores e sensores flex
else if (param == 3) {

    // exibir posicao atual
    if (cmd == 310) {

        Serial.print("Posicao atual:
");

        for (dedo = 0; dedo <
SERVOS; dedo++) {

```

```

        Serial.print(sinal_servo[dedo][AMOSTRAS - 1], DEC);
        if (dedo < SERVOS - 1) {
            Serial.print(" ");
        }
    }
    Serial.println();
}

// armazenar posicao atual
else if (cmd == 320) {

    Serial.print("Registrar posicao atual.\n");

    if (SD.exists(nome_arq)) {
        excluir_arq();
    }

    fechar_arq();

    abrir_arq(FILE_WRITE);

    if (!arq_aberto) {
        reiniciar();
        return;
    }

    // escrever dados no arquivo
    for (dedo = 0; dedo < SERVOS; dedo++) {
        arquivo.print(sinal_servo[dedo][AMOSTRAS - 1], DEC);
        arquivo.print(' ');
    }
    arquivo.println();

    Serial.print("Dados salvos.\n");

    fechar_arq();
}

// armazenar posicao especifica
else if (cmd == 330) {

    Serial.print("Registrar posicao especifica.\n");

    if (SD.exists(nome_arq)) {
        excluir_arq();
    }

    fechar_arq();

    abrir_arq(FILE_WRITE);

    if (!arq_aberto) {
        reiniciar();
        return;
    }

    // escrever dados informados como parametro no arquivo
    arquivo.print(strchr(buf, ' ') + 1);
    arquivo.print("\n");

    Serial.print("Dados salvos.\n");

    fechar_arq();
}

// exibir arquivo
else if (cmd == 340) {
    exibir_arq();
}
}

void reproduzir_movimentos()
{
    for (dedo = 0; dedo < SERVOS; dedo++) {

        sinal_flex[dedo] = analogRead(pino_flex[dedo]);

        // mapear valores entre limites do flex para limites do servo
        sinal_flex[dedo] = map(sinal_flex[dedo],
                               ABRIR_FLEX, FECHAR_FLEX, servo_aberto[dedo], servo_fechado[dedo]);

        // restringir valores nos limites do servo
        // considerando posicoes invertidas
        if (servo_aberto[dedo] < servo_fechado[dedo]) {
            sinal_flex[dedo] = constrain(sinal_flex[dedo],
                                         servo_aberto[dedo], servo_fechado[dedo]);
        }
        else {
            sinal_flex[dedo] = constrain(sinal_flex[dedo],
                                         servo_fechado[dedo], servo_aberto[dedo]);
        }

        // calcular media de sinais de a cordo com o sinal flex lido
    }
}

```

```
// e enviar sinal ao servo motor
soma = 0;
for (amostra = 0; amostra <
AMOSTRAS - 1; amostra++) {
    sinal_servo[dedo][amostra] = s
inal_servo[dedo][amostra + 1];
    soma += sinal_servo[dedo][amos
tra];
}
soma = soma / AMOSTRAS;
servo[dedo].write(soma);

sinal_servo[dedo][AMOSTRAS -
1] = sinal_flex[dedo];
}
}

void carregar_emgs_salvos()
{
ocupado = true;

soma = 0;
quantidade = 0;
rms = 0;

Serial.print("> Lendo arquivos
de comandos...\n\n");

for (numero_arq = 1; numero_arq
<= ARQUIVOS; numero_arq++) {

atualizar_nome_arq("CMD");
Serial.print(" [");
Serial.print(numero_arq, DEC);
Serial.print("] ");

if (SD.exists(nome_arq)) {
    atualizar_nome_arq("CMD");

    Serial.print("... ");
    arquivo = SD.open(nome_arq,
FILE_READ);

    if (arquivo) {
        soma += obter_rms();
        comandos[numero_arq -
1] = obter_pulsos();
        quantidade++;

        arquivo.close();
        Serial.print("Ok.\n");
    }
    else {
        Serial.print("Falhou.\n");
    }
}
}
else {
    Serial.print("Livre.\n");
}
}

rms = soma / quantidade;

soma = 0;
quantidade = 0;

Serial.print("> Lendo arquivos
de arquivos...\n\n");

for (numero_arq = 1; numero_arq
<= ARQUIVOS; numero_arq++) {

atualizar_nome_arq("POS");
Serial.print(" [");
Serial.print(numero_arq, DEC);
Serial.print("] ");

if (SD.exists(nome_arq)) {
    atualizar_nome_arq("POS");

    Serial.print("... ");
    arquivo = SD.open(nome_arq,
FILE_READ);

    if (arquivo) {
        obter_posicoes();

        arquivo.close();
        Serial.print("Ok.\n");
    }
    else {
        Serial.print("Falhou.\n");
    }
}
}
else {
    Serial.print("Livre.\n");
}
}

ocupado = false;
}

void salvar_emg()
{
ocupado = true;

sinal_emg = analogRead(PINO_EMG)
;

Serial.println(sinal_emg, DEC);
arquivo.println(sinal_emg, DEC);
```

APÊNDICE B – Programa gravado no microcontrolador para parametrização e comandos 100 da mão biônica

```
// efetuar calculos para a obtencao do rms
quantidade++;
soma += pow(sinal_emg, 2);

delay(ESPERA_EMG);

ocupado = false;
}

unsigned short obter_rms()
{
char *linha = (char*)malloc(8 *
sizeof(char));
unsigned short valor;

arquivo.seek(0);

memset(linha, '\0', 8);
arquivo.readBytesUntil(' ',
linha, 8);

valor = atoi(linha);

free(linha);
return valor;
}

unsigned short obter_pulsos()
{
char *linha = (char*)malloc(8 *
sizeof(char));
unsigned short valor;

arquivo.seek(0);
arquivo.find(' ');

memset(linha, '\0', 8);
arquivo.readBytesUntil('\n',
linha, 8);

valor = atoi(linha);

free(linha);
return valor;
}

void obter_posicoes()
{
char *linha = (char*)malloc(8 *
sizeof(char));

arquivo.seek(0);

for (dedo = 0; dedo < SERVOS;
dedo++) {

memset(linha, '\0', 8);
arquivo.readBytesUntil(' ',
linha, 8);

posicoes[numero_arq -
1][dedo] = atoi(linha);
}

free(linha);

void salvar_rms(byte valor)
{
arquivo.seek(0);
arquivo.print(rms, DEC);
}

void salvar_pulsos(byte valor)
{
arquivo.seek(0);
arquivo.find(' ');
arquivo.print(valor, DEC);
}

void atualizar_nome_arq(char
*str)
{
memset(nome_arq, '\0', 4);
memset(buf2, '\0', 2);

itoa(numero_arq, buf2, 10);

strcpy(nome_arq, str);
strcat(nome_arq, buf2);
}

void abrir_arq(byte mode)
{
ocupado = true;

if (arq_aberto) {
Serial.println("O arquivo ja se
encontra aberto.");
}
else {
arquivo = SD.open(nome_arq,
mode);

if (arquivo) {
arq_aberto = true;
}
else {
Serial.println("# Erro ao
abrir arquivo.");
}
}

ocupado = false;
}
}
```

APÊNDICE B – Programa gravado no microcontrolador para parametrização e comandos 101 da mão biônica

```
}

void fechar_arq()
{
    ocupado = true;

    if (arq_aberto) {
        arquivo.close();
        arq_aberto = false;
    }

    ocupado = false;
}

void excluir_arq()
{
    ocupado = true;

    fechar_arq();

    if (SD.exists(nome_arq)) {
        if (SD.remove(nome_arq)) {
            Serial.print("Arquivo
excluido.\n");
        }
        else {
            Serial.print("# Erro ao
excluir arquivo.\n");
        }
    }
    else {
        Serial.print("Arquivo
inexistente.\n");
    }

    ocupado = false;
}

void exibir_arq()
{
    ocupado = true;

    abrir_arq(FILE_READ);

    if (arq_aberto) {
        Serial.print("Exibindo
conteudo.\n\n");

        while (arquivo.available()) {
            Serial.write(char(arquivo.read
()));
        }

        fechar_arq();
        Serial.print("\nPronto.\n");
    }

    ocupado = false;
}

void reiniciar_pulsos()
{
    quantidade = 0;
    silencio = 0;
    pulsos = 0;
}

void atualizar_pulsos()
{
    // verificar se o sinal pode ser
    considerado um pulso
    if (sinal_emg > rms) {

        // anular periodo silencioso
        if (silencio > 0) {
            silencio = 0;
        }

        quantidade++;
    }
    else {
        silencio++;

        // verificar periodo maximo de s
        ilencio
        if (silencio >= SILENCIO_MAX) {
            reiniciar_pulsos();
        }

        // verificar se o pulso possui t
        amanho minimo
        if (quantidade > PULSO_MIN) {
            pulsos++;
        }

        quantidade = 0;
    }
}

void finalizar_pulsos()
{
    // verificar pulso no final da l
    eitura
    if (quantidade > PULSO_MIN) {
        pulsos++;
    }
}

void
encontrar_arquivo_por_pulsos()
{
    for (numero_arq = 1; numero_arq
<= ARQUIVOS; numero_arq++) {
        if (comandos[numero_arq - 1] ==
pulsos) {
            return;
        }
    }
    numero_arq = 0;
}
```

APÊNDICE B – Programa gravado no microcontrolador para parametrização e comandos 102 da mão biônica

```
void atualizar_posicao()
{
  for (dedo = 0; dedo < SERVOS;
  dedo++) {
    servo[dedo].write(posicoes[numer
o_arq][dedo]);
  }
}

void calcular_arq()
{
  ocupado = true;

  // buffer temporario para leitura
  char *linha = (char*)malloc(8 *
  sizeof(char));

  abrir_arq(FILE_WRITE);

  if (arq_aberto) {
    Serial.print("\n>
    Calculando...\n");

    rms = obter_rms();

    // pular uma linha (PULSOS:)
    arquivo.readBytesUntil('\n',
    linha, 8);

    while (arquivo.available()) {

      // zerar leitura, efetuar
      leitura e converter para inteiro
      memset(linha, '\0', 8);
      arquivo.readBytesUntil('\n',
      linha, 8);
      sinal_emg = atoi(linha);

      // atualizar calculo dos
      pulsos
      atualizar_pulsos();
    }

    // finalizar calculo dos pulsos
    finalizar_pulsos();

    Serial.print(" Total de pulsos:
    ");
    Serial.print(pulsos, DEC);
    Serial.print("\n");

    salvar_pulsos(pulsos);
    fechar_arq();
    reiniciar_pulsos();
  }

  free(linha);
}

ocupado = false;
}

void sobre()
{
  Serial.print("# Projeto Mao
  Bionica\n");
  Serial.print(" Laboratorio de
  Instrumentacao e Engenharia
  Biomedica (LIEB/FEIS/UNESP)\n");
  Serial.print(" Pagina do
  projeto:
  http://www.feis.unesp.br/maobion
  ica\n");
}

void reiniciar()
{
  // reiniciar arduino com instruc
  ao assembly
  // ... nao reinicia os dispositi
  vos conectados ao arduino
  // asm volatile(" jmp 0");

  // reiniciar arduino com instruc
  ao watchdog
  wdt_enable(WDTO_15MS);
  while (true);
}
```

APÊNDICE C – Artigo submetido e apresentado no VIII Congresso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Desenvolvimento de uma Mão Biônica e de um Sistema Eletrônico para Estudo dos Movimentos da Mão

Xavier, R. T.¹; Boris, F. A.¹; Castro, F.R.¹; Garcia, A. F.¹; Felão, L. H.¹; Sanches, M. A. A.¹; Carvalho, A. A.¹; Alves, C. A.¹

¹ Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”: Departamento de Engenharia Elétrica, Ilha Solteira - SP, Brasil, +551837431955, rtaoni@gmail.com; fabioboris@gmail.com; fcastro12@gmail.com; aurasilgarcia@gmail.com; vit_felao@hotmail.com; sanches840@yahoo.com.br; carvalho.aparecido@gmail.com; carlos_antonio_alves@yahoo.com.br;

Resumo. Neste trabalho relata-se o desenvolvimento de uma estrutura mecânica para prótese de membro superior e de um sistema eletrônico capaz de reproduzir e analisar movimentos da mão humana. A estrutura mecânica da prótese foi construída em uma impressora 3D, sendo as impressões realizadas de acordo com as modificações feitas para implementação de uma mão biônica. Na adaptação do sistema robótico para o sistema biônico o autor modificou pontos estruturais da plataforma robótica Inmoov. A prótese é constituída por cinco servomotores, que possibilitam 16 graus de liberdade, e 10 tendões mecânicos utilizados para o acionamento de extensão e flexão de cada dedo. O sistema eletrônico implementado é constituído por uma luva sensorizada e um microcontrolador. Utilizou-se uma placa Arduino Uno, com o microcontrolador ATMEGA328, para efetuar a aquisição dos sinais produzidos pelos sensores flexíveis adaptados na luva. Para o estudo dos movimentos, um voluntário hígido executou um protocolo composto por três atividades. Os movimentos realizados pela mão do voluntário foram reproduzidos em tempo real com grande similaridade pela mão biônica. Os resultados dos movimentos obtidos com a luva sensorizada foram satisfatórios, demonstrando eficácia no uso do mecanismo robótico como prótese de membro superior.

Palavras chave: Mão Biônica, Tendão mecânico, Plataforma Inmoov, Luva sensorizada, Microcontrolador.

1. Introdução

Prótese é um dispositivo projetado para substituir um membro do corpo humano ou qualquer de suas partes com necessidade de substituição ou readaptação (TAGLIARI, 2008) [1]. Os primeiros indícios de próteses funcionais datam de 200 D.C. Com a evolução da tecnologia, foi possível a construção de próteses cada vez mais funcionais e leves, dando ao amputado ou congênito uma melhor adaptação em suas atividades cotidianas. Tem sido construídos mecanismos com diversos tipos de fontes de energia e comandos (POLIS, 2009) [2].

A aplicação de novas tecnologias para reabilitação e habilitação de membros superiores tem crescido acentuadamente nas últimas décadas, gerando estruturas e comunicações cada vez mais próximas à anatomia humana, variando do funcional ao estético, possibilitando ao indivíduo a realização de atividades do cotidiano e inclusão social [3].

Existem grandes variedades de sistemas robóticos para membros superiores. A tecnologia deste segmento se desenvolve, inclusive com a participação de neurocirurgiões. A grande maioria das próteses existentes no mercado não possuem mobilidade adequada, sendo utilizadas como refúgios por uma questão de estética. Há diversos tipos de próteses, em sua maioria importadas, com preços que inviabilizam a aquisição pela maioria das pessoas que delas necessitam.

A dificuldade de uma prótese que forneça certo grau de autonomia ao usuário está na ligação entre nervos e tendões eletromecânicos (KYBERD *et al.*, 2009) [4]. Há grande interesse na compreensão dos movimentos da mão humana. Com este objetivo são utilizados métodos qualitativos e quantitativos neste trabalho. Dentro dos métodos subjetivos atribuem escalas de dificuldade na execução de exercícios padronizados para o indivíduo. E nos métodos

objetivos fazem uso de sensores e equipamentos para avaliar e caracterizar os movimentos realizados pela mão. Um tipo de sensor muito utilizado é o Sensor Flex, fabricado pela empresa Spectra Symbol, Salt Lake City, (EUA) [5].

Xavier R. T., Xavier P. T. e Souza R. M. desenvolveram uma prótese para membro superior comandada por voz (2013) [6]. Possui cinco dedos com articulações que simulam movimentos anatômicos, ligados a servos motores por tendões mecânicos. Cada dedo tem sua própria articulação, formando uma mão com vários meios de adaptação. A placa Arduino™ através de lógicas de programação controla cada servomotor individualmente. O comando pré-programado pelo Arduino™ aciona o EasyVr™ Voice Command que reconhece a voz do usuário da prótese, sendo capaz de aplicar força de até 7,5 quilogramas-força.

Este trabalho representa o primeiro passo visando a implementação de uma prótese para membro superior de baixo custo. O objetivo foi implementar uma prótese e um sistema eletrônico para reproduzir na prótese implementada os mesmos movimentos executados pela mão humana. Foi possível estabelecer uma comunicação eficaz entre uma mão humana e a mão biônica, gerando uma realimentação capaz de fornecer informações fundamentais no processo de implementação e adaptação do dispositivo biônico no indivíduo.

2. Metodologia

No desenvolvimento do sistema eletrônico responsável pelos movimentos do mecanismo, foram aplicados componentes que captam e processam os sinais recebidos da mão, sendo constituído por uma luva sensorizada e um microcontrolador. O sistema eletrônico implementado, conforme mostrado na Figura 1, possui os seguintes componentes principais: sensores resistivos flexíveis, microcontrolador e servomotores.

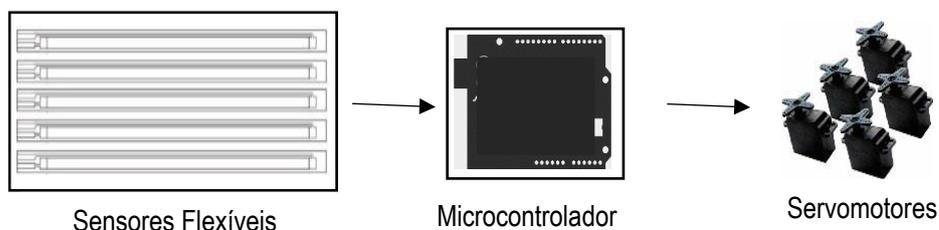


Figura 1. Diagrama de blocos do sistema eletrônico.

Uma luva sensorizada tem a função de monitorar os movimentos realizados pela mão de um indivíduo. Na Figura 2 mostra-se uma foto da luva. É confeccionada em material aderente e maleável de neoprene e borracha. Possui cinco sensores resistivos flexíveis fabricados pela empresa Spectra Symbol. As resistências elétricas dos sensores aumentam quando estes são flexionados. Os sensores reconhecem o posicionamento angular de cada dedo da mão através de algoritmos na programação do software IDE Arduino, o dado é processado e enviado para o controle dos servomotores.



Figura 2. Luva sensorizada.

Uma placa Arduino Uno, com o microcontrolador ATMEGA328, foi utilizada para efetuar a aquisição dos sinais produzidos pelos sensores. A interface do sistema eletrônico com o usuário foi realizada com a confecção

de uma placa de circuito impresso que se encaixa na parte superior do Arduino, conhecido como *shield*, responsável pela distribuição dos sinais nas portas do microcontrolador. Neste circuito de condicionamento utilizaram-se resistores de 10k Ω em série com os sensores flexíveis, e conectores para os cabos da luva e dos servomotores. A foto do *shield* acoplado ao Arduino é mostrada na Figura 3.

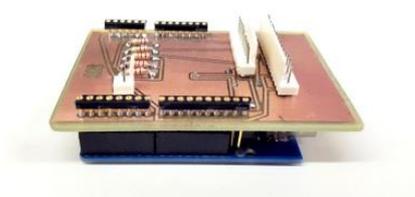


Figura 3. Placa de aquisição de dados e de acionamento dos servomotores.

A estruturação da mão biônica ocorreu na modificação e adaptação da plataforma de código aberto Inmoov, humanoide robótico desenvolvido com alto grau de antropomorfismo [7]. Para este trabalho foi extraído o conceito da mão e do antebraço da plataforma, para implementação de prótese de membro superior, constituído por cinco servomotores, que permitem 16 graus de liberdade, e 10 tendões mecânicos utilizados para o acionamento de extensão e flexão de cada dedo.

O desenvolvimento desta estrutura utilizando-se uma impressora 3D, na qual as impressões foram realizadas de acordo com as modificações feitas para mão biônica. Na adaptação do sistema robótico para o sistema biônico o autor modificou pontos estruturais da plataforma robótica Inmoov. Essas mudanças consistem em alterações mecânicas e funcionais para um mecanismo protético eficaz, tais como espaço físico para encaixe do coto, reforço nos eixos das falanges e mecanismo dos servomotores. Uma foto da mão biônica implementada é mostrada na Figura 4.

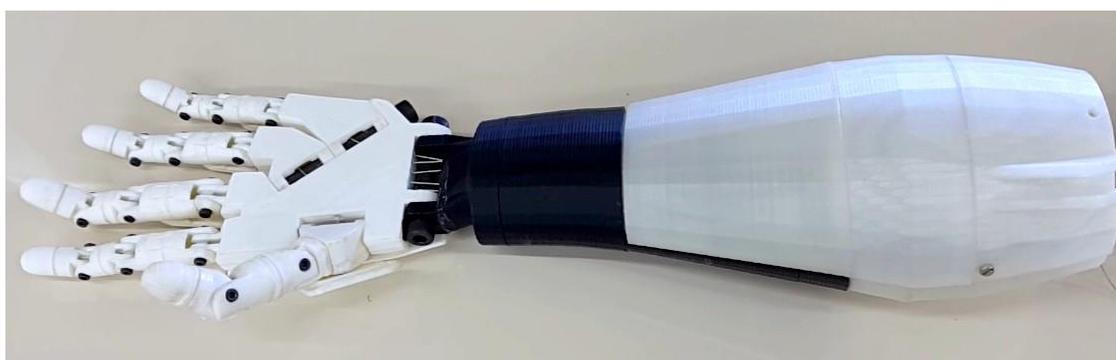


Figura 4. Mão Biônica.

Na Figura 5 mostra-se uma foto que ilustra como foram interligados os sensores da luva, o microcontrolador e a mão biônica.

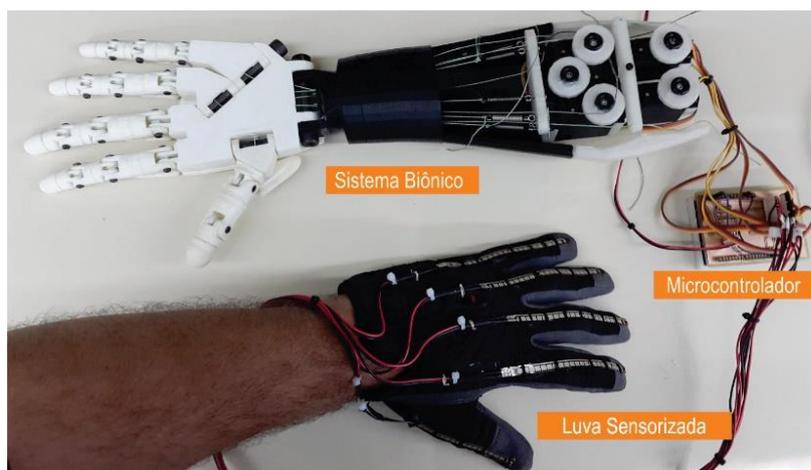


Figura 5. Luva sensorizada e seus componentes.

Para o estudo e análise dos movimentos com a luva sensorizada, um voluntário hígido com 23 anos de idade executou um protocolo composto por três atividades. Durante a realização destas, o voluntário permaneceu acomodado, sentado confortavelmente, com os pés apoiados no chão, mantendo o tronco ereto e o antebraço rente ao corpo com angulação de 90 graus.

A primeira atividade consistiu na realização de movimentos que envolvem ações com pinças e preensões, como segurar um copo, uma caneta, executar pressões bidigitais e pluridigitais e posicionar o indicador para digitação em um microcomputador por exemplo.

Na segunda atividade, o voluntário apoiou o antebraço sobre uma mesa e deixou a mão pendente. A seguir, realizou com a mão um movimento articular completo, no plano frontal, de flexão e extensão dos dedos.

Na terceira e última tarefa, o voluntário estendeu o membro superior e o manteve parado, deixando a mão em repouso, para análise da estabilidade das respostas dos servomotores do sistema biônico, executando ações de extensão e flexão de cada dedo, flexão e extensão palmar.

3. Resultados

De acordo com os testes e procedimentos realizados no mecanismo, foi possível verificar diversos movimentos funcionais, realizados pela mão humana e reproduzidos com grande similaridade pela mão biônica, tais como, pinças bidigitais e pluridigitais, preensões digital-palmar, preensão palmar cilíndrica, preensão palmar esférica, preensão palmar esférica pentadigital e posições independentes em cada dedo. Nas Figuras 6a e 6b apresenta-se o exemplo de um movimento de pinça bidigital realizado pelo sistema.



(a) Movimento da mão humana



(b) Movimento da mão biônica

Figura 6. Luva sensorizada com acionamento em tempo real.

4. Conclusões e Trabalhos Futuros

O sistema eletrônico implementado possibilitou que uma mão biônica reproduzisse com grande similaridade os movimentos executados por uma mão humana. O sistema mostrou-se capaz de ler, interpretar e reproduzir os movimentos gerados pela mão. Esse trabalho consiste em um primeiro passo para o desenvolvimento de uma prótese de membro superior, que poderá ser utilizada em aplicações que exijam um alto nível de mobilidade. Espera-se que este protótipo contribua para o desenvolvimento de sistemas mecatrônicos que possam ser utilizados para melhorar o cotidiano dos que necessitam usar próteses biônicas.

Referências Bibliográficas

- [1] TAGLIARI, R. (2008), O próximo passo. Disponível em: <http://www.dad.puc-rio.br/dad07../arquivos_downloads/165.pdf>. Acesso em 23 mai. 2015.
- [2] POLIS J. E. (2009). Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos. Universidade Estadual de Campinas – SP. 2009.
- [3] Instituto Brasileiro dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Inclusão social da pessoa com deficiência: medidas que fazem a diferença - Rio de Janeiro: IBDD, 2008, 312 p.
- [4] KYBERD, P.J., MURGIA, A., GASSON, M.N., *et al.* Case Studies to Demonstrate the Range of Applications of the Southampton Hand Assessment Procedure, *The British Journal of Occupational Therapy*, Vol. 72:5, pp. 212-218, 2009.
- [5] HUANG, N.E., *et al.*, The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 1998. 454(1971): p. 903-995.
- [6] XAVIER R.T., XAVIER P.T. E SOUZA R.M. 2013 Aplicações com arduino em eletrodinâmica e biomecânica para comunicação de um mecanismo biônico por comando de voz: protótipo para prótese de membro superior. XIII Congresso Nacional de Iniciação Científica. Campinas, São Paulo, 2013.
- [7] LANGEVIN, G., (2012) InMoov Robot. Disponível em: <<http://www.inmoov.fr>>. Acesso em 16 set. 2015.

APÊNDICE D – Artigo submetido no XXV Congresso de Brasileiro de Engenharia Biomédica

PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR COM MOVIMENTOS PRÉ-DEFINIDOS PELO USUÁRIO

R. T. XAVIER*, F. A. BORIS*, F. R. CASTRO*, J. E. BLANCO*, R.M. GIOVANINI* M. A. A. SANCHES*, A. A. CARVALHO*

*Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, Brasil
e-mail: xavier@dee.feis.unesp.br

Resumo: Este trabalho descreve o desenvolvimento de uma prótese antropomórfica de membro superior, capaz de reproduzir movimentos anatomicamente funcionais, contribuindo assim para habilitação e reabilitação de pessoas amputadas ou com deformidades congênitas. Foi construída com materiais de baixo custo e baseada em plataformas de hardware e software livres (*Open Source*). A prótese apresenta movimentos pré-definidos pelo usuário, armazenados em um banco de dados, com uma rotina de gravação que emprega uma luva sensorizada. Sinais eletromiográficos, capturados pelo *shield EMGLieb* e processados com o microcontrolador Atmega 2560, são utilizados para acionar o mecanismo responsável por produzir os movimentos pré-definidos da prótese. Testes realizados com voluntários hígidos apresentaram bons resultados.

Palavras-chave: Mão Biônica, Prótese Ativa, Eletromiografia, Movimentos Pré-Definidos.

Abstract: This paper describes the development of an anthropomorphic prosthetic upper limb, able to play anatomically functional movements, thus contributing to habilitation and rehabilitation of amputees or people with congenital deformities. It was built with inexpensive materials, and open source software and hardware-based platforms. The prosthesis has predefined movements by the user stored in a database, with a recording routine that uses a glove with sensors. Electromyographic signals captured by *shield EMGLieb* and processed with Atmega 2560 microcontroller are used to trigger the mechanism responsible for producing pre-defined movements of the prosthesis. Tests conducted with healthy volunteers showed good results .

Palavras-chave: Bionic Hand, Active Prosthesis, Electromyography, Predefined movement.

Introdução

A mão é o principal órgão motor do corpo humano, estando presente na maioria das atividades cotidianas [1]. Considerando os numerosos casos de amputações e deformidades congênitas, existe um esforço global para o desenvolvimento de próteses de membro superior (mãos biônicas), mecanismos que auxiliam na mobilidade e no desempenho de atividades da vida diária.

A evolução da tecnologia tornou possível o desenvolvimento de próteses funcionais, dando ao amputado ou ao congênito uma melhor atuação em suas atividades cotidianas. Porém, a grande maioria das próteses existentes no mercado são caras e não possuem mobilidade adequada, sendo utilizadas como refúgios por uma questão de estética.

Devido à evolução da tecnologia, tornou-se possível o desenvolvimento de próteses mais funcionais, dando ao amputado ou ao congênito uma melhor atuação em suas atividades cotidianas. Ultimamente estes dispositivos estão sendo construídos com diversos tipos de materiais, fontes de energia e comandos [2].

R. T. Xavier, P. T. Xavier e R.M Souza desenvolveram uma prótese para membro superior de baixo custo comandada por voz (2013) [3]. Possui cinco dedos com articulações que simulam movimentos anatômicos. Cada dedo tem sua própria articulação, formando uma mão com vários meios de adaptação.

Neste trabalho descreve-se uma prótese antropomórfica de membro superior de baixo custo que pode reproduzir movimentos pré-definidos pelo usuário.

Materiais e métodos

Estrutura Mecânica – Foi reproduzida a estrutura mecânica da prótese utilizando-se o conceito extraído da plataforma de hardware e software livre Inmoov®, estrutura humanoide construída para interações robóticas semelhante às do corpo humano [4].

O mecanismo implementado possui 16 graus de liberdade, cinco dedos com articulações independentes e articulação na palma da mão, sendo assim capaz de reproduzir movimentos de preensões e articulações antropomórficas e antropométricas [5].

Cada dedo é acionado por um tendão mecânico que se liga a um servomotor, sendo este distribuído de forma a representar a estrutura anatômica dos tendões orgânicos existentes no membro superior humano [3]. Na Figura 1 é apresentada a estrutura mecânica da prótese implementada.

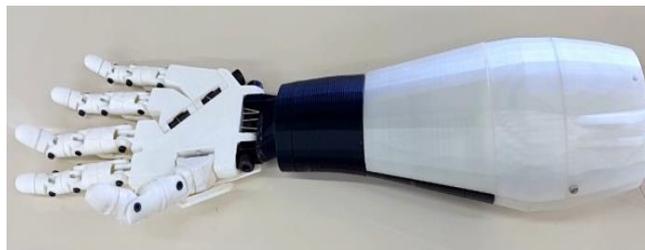


Figura 1: Estrutura mecânica da prótese.

Foram feitas adaptações para melhorar o acionamento mecânico da prótese. Originalmente, dois tendões estendiam e flexionavam os dedos. Após as mudanças, apenas um tendão de flexão foi utilizado em cada dedo, sendo o movimento de extensão realizado por meio de molas adaptadas à estrutura interna do mecanismo.

Processamento Analógico e Digital – Para a comunicação entre o usuário e a prótese foi desenvolvido uma placa de circuito impresso, projetada como um *shield* para a plataforma de hardware e software livre Arduino, baseada no microcontrolador *Atmega 2560*, responsável pelo processamento dos dados necessários para o acionamento da prótese.

O *shield*, denominado de *EMGLieb*, possui dois canais de aquisição para sinais eletromiográficos, módulo SD para armazenamento, e conector para um sistema eletrônico. O sinal de eletromiografia (EMG) é captado por eletrodos de superfície e enviado ao circuito de processamento analógico. Após ser devidamente amplificado e filtrado, o EMG é enviado a um conversor analógico-digital. Os valores convertidos são armazenados no cartão SD através do protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*). O módulo SD foi acoplado ao *shield EMGLieb*.

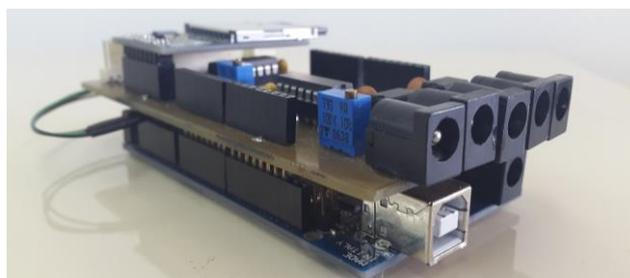


Figura 1: Placa de circuito impresso (*shield EMGLieb*) conectado ao Arduino.

Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl, descartáveis, passivos e não invasivos, conectados a cabos blindados frequentemente utilizados em equipamentos comerciais.

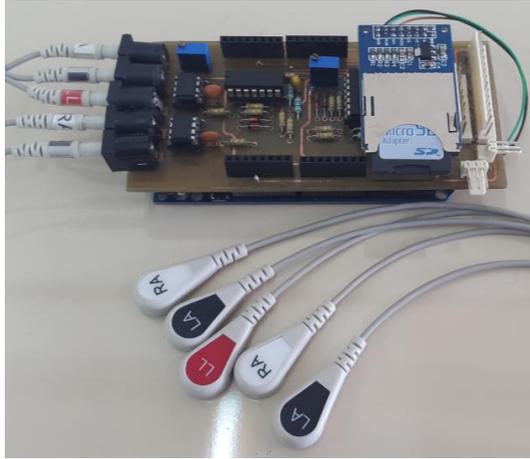


Figura 2: *Shield EMGLieb* e cabos blindados para EMG

O EMG capturado pelos eletrodos é enviado a um pré-amplificador implementado com o amplificador de instrumentação AD620, da Analog Devices, que possui elevado CMRR.

Após a pré-amplificação, o sinal passa por um retificador de precisão de onda completa e por um filtro passa-baixas com frequência de corte de 120 Hz, para limitar a banda passante do circuito, diminuindo ruídos de altas frequências. Com o filtro passa-baixas pode-se detectar a envoltória do EMG

O sinal filtrado é amplificado cerca de 500 vezes, atingindo a amplitude de aproximadamente 3 V. É utilizado um amplificador inversor de ganho variável para melhor aproveitar a resolução do conversor A/D de 10 bits, característica do microcontrolador Atmega 2560.

Dispositivo Eletrônico – Para o acionamento da prótese, desenvolveu-se um dispositivo eletrônico capaz de capturar movimentos da mão humana e, posteriormente, reproduzi-los como comandos de movimentos para a prótese. Esse dispositivo, denominado luva sensorizada, foi elaborado visando o controle dos movimentos por um sistema de baixo custo [6].

A luva sensorizada tem a função de monitorar os movimentos realizados pela mão de um indivíduo. É confeccionada em neoprene e borracha material aderente e maleável [6]. Possui cinco sensores resistivos flexíveis fabricados pela empresa Spectra Symbol. Estando a luva colocada na mão de um indivíduo, as resistências elétricas dos sensores variam quando os dedos são flexionados. No circuito de condicionamento de sinais, utilizou-se resistores de 10k Ω em série com os sensores flexíveis para limitar a corrente nas entradas analógicas do microcontrolador. O sinal é processado e enviado para armazenamento no cartão SD [6].

Utilizando o cartão SD, o sistema eletrônico gera um banco de dados com diversos movimentos. Estes movimentos podem ser programados e utilizados conforme a necessidade do usuário da mão biônica.

O circuito de condicionamento dos sinais gerados pela luva sensorizada foi desenvolvido na mesma placa de circuito impresso do EMGLieb, diminuindo as dimensões da placa de circuito impresso.

Comunicação – Um protocolo foi desenvolvido para o funcionamento de todo o sistema. Este protocolo se inicia com a formação de um banco de dados gerados pela luva sensorizada. Após isso, é necessário armazenar os sinais de eletromiografia utilizando o EMGLieb. Para parametrização e reconhecimento dos valores capturados, utilizou-se no código fonte um algoritmo contendo o cálculo do valor RMS do sinal. Esse algoritmo conta a quantidade de pulsos gerados pelo usuário e relaciona essa quantidade ao movimento desejado que foi programado.

O cálculo do valor RMS faz com que o microcontrolador reconheça apenas os sinais necessários, eliminando possíveis falsos positivos. O RMS, para uma coleção de N valores $\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$ é dado pela equação (1):

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}} \quad (1)$$

O valor RMS do sinal captado em cada eletrodo é calculado e armazenado de acordo com a necessidade do acionamento e a quantidade de pulsos a serem contabilizados dentro do mesmo período.

A realização de testes com voluntários foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus da UNESP de Presidente Prudente e pelo CONEP (Processo No. 15283613.0000.5402).

Resultados

O *shield* de condicionamento dos sinais eletromiográficos foi projetado e simulado utilizando o software ISIS Proteus 8.1. Os resultados mostraram que os requisitos de projeto dos amplificadores e dos filtros foram atendidos.

Os eletrodos foram posicionados no músculo flexor radial do carpo e no músculo flexor unar do carpo. O eletrodo de referência foi conectado próximo ao cotovelo, região com pouca atividade muscular (Figura 3). Fez-se necessário esse posicionamento para que uma tensão de referência fosse gerada para o usuário. Este eletrodo deve ficar em uma área óssea, fora da área de captação dos sinais de eletromiografia captados pelos outros eletrodos.



Figura 3: Distribuição dos eletrodos de superfície

Para que os testes não sejam muito cansativos para o voluntário, o protocolo de testes apresenta a ação com apenas quatro contrações musculares. Considerando que o EMGLieb possui dois canais de aquisição, o número de pulsos por ativação dobra, proporcionando uma quantidade maior de movimentos funcionais na prótese biônica.

O EMG captado é o suficiente para o reconhecimento no algoritmo responsável pela ativação do sistema protético. Na Figura 4 mostra-se os sinais produzidos por uma contração muscular (A) e por três contrações musculares (B).

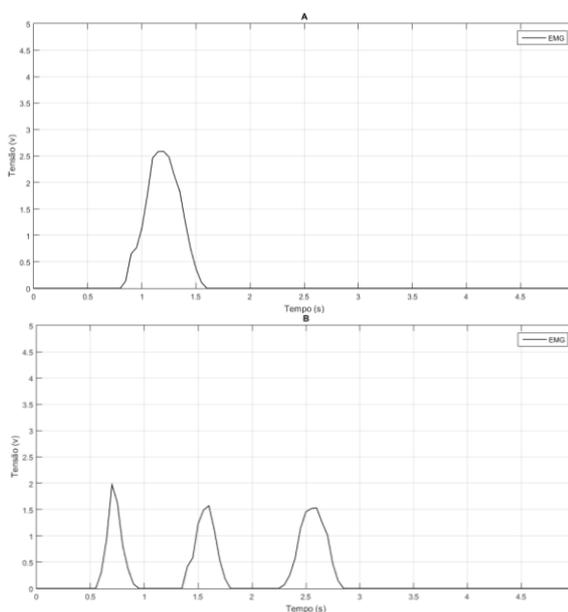


Figura 4: Um pulso EMG resultado de uma contração processada pelo EMGLieb (A), três pulsos EMG resultado de três contrações consecutivas processada pelo EMGLieb (B).

Após aquisição dos sinais, o algoritmo foi capaz de quantificar e parametrizar os pulsos provenientes da contração muscular realizada pelo voluntário hígido. O sinal gerado foi adquirido pelo EMGLieb e processado pelo Arduino, onde foi digitalizado e parametrizado a uma resolução de 10bits, com o cálculo do valor RMS quantificando cada pulso. Os gráficos (A) e (B) da Figura 5 apresentam os sinais discretizados com o cálculo do valor RMS no tempo de cinco segundos.

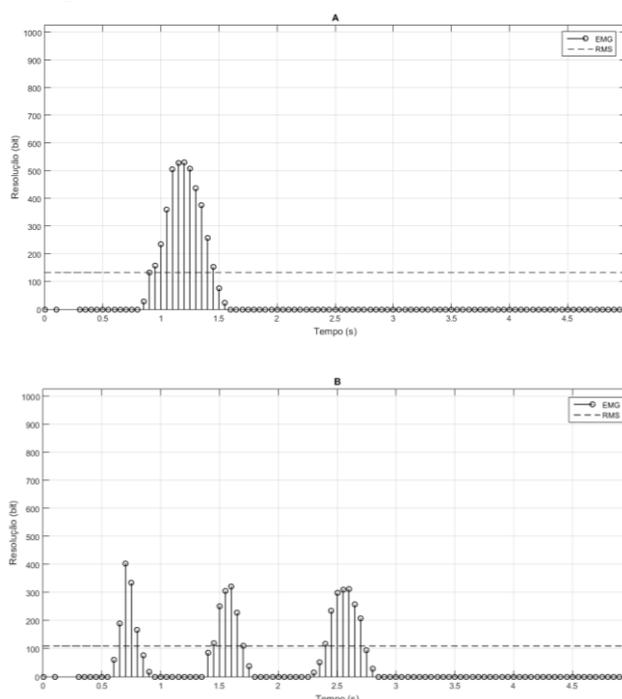


Figura 5: EMG digitalizado resultado de uma contração processada, com valor RMS (A), três pulsos de EMG digitalizado resultado de três contrações consecutivas processada com valor RMS (B).

Discussão

Para validação e otimização do projeto desenvolvido foram realizados alguns testes com voluntários hígidos.

Espera-se que os resultados a serem obtidos com pacientes amputados e pacientes com deformidades congênitas sejam similares aos dos voluntários hígidos.

Os músculos a serem analisados nestes pacientes, apresentarão diferenças na composição do sinal eletromiográfico, pois serão analisados músculos com deformações congênitas e atrofiados.

A próxima versão da placa de aquisição de sinais será confeccionada utilizando-se componentes do tipo SMD (*Surface Mount Devices*), diminuindo consideravelmente suas dimensões e possibilitando o embarque do sistema completo no interior da prótese.

Conclusão

A prótese antropomórfica de membro superior implementada foi capaz de reproduzir adequadamente os movimentos da mão realizados pelos voluntários quando estes utilizaram a luva sensorizada.

O shield EMGLieb apresenta estrutura simples, de baixo custo e interface programável pelo usuário. O controle da prótese apresentou bons resultados, com a possibilidade de fornecer ao usuário independência em suas atividades de vida diária.

Referências

- [1] Aires, M. D. M. *Fisiologia*, Rio de Janeiro, 1, 1991. Disponível em: <https://issuu.com/guanabarakoogan/docs/aires-issuu>.

- [2] Polis, J. E. Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos. Campinas: Biblioteca Digital da Unicamp, 2009.
- [3] Xavier, R. T.; Xavier P. T.; SOUZA R.M.; Aplicações com arduino em eletrodinâmica e biomecânica para comunicação de um mecanismo biônico por comando de voz: protótipo para prótese de membro superior. XIII Congresso Nacional de Iniciação Científica., Campinas, 2013.
- [4] Langevin, G. InMoov. InMoov, 2012. Disponível em: <<http://inmoov.fr/>>. Acesso em: 26 Fevereiro 2016.
- [5] Kyberd, P. J. *et al.* The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the Southampton Hand. *Robótica*, v. 19, n. 06, p. 593-600, 2001.
- [6] Xavier, R. T. *et al.* Desenvolvimento de uma Mão Biônica e de um Sistema Eletrônico para Estudo dos Movimentos da Mão. VIII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, Punta Arenas, p. 211;214, Novembro 2015. ISSN 978-956-9763-00-7.

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título da Pesquisa: “Equipamento para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora”

Nome do (a) Pesquisador (a): Ricardo Taoni Xavier

Nome do (a) Orientador (a): Aparecido Augusto de Carvalho

1. **Natureza da pesquisa:** *o sra (sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade de melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência motora através de tecnologia assistiva.*

Participantes da pesquisa: *Um total de 140 (cento e quarenta) voluntários, sendo: sexo masculino: 10 (dez) com pernas amputadas 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem incidência de deficiência motora. Sexo feminino: 10 (dez) com pernas amputadas, 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem incidência com deficiência motora.*

2. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que os pesquisadores utilizem equipamentos que promovam movimentos nos membros paralizados. A sra (sr.) tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a_sra (sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa. Haverá contato direto tanto com a equipe de pesquisadores quanto aos médicos voluntários e fisioterapeutas. O primeiro procedimento a ser tomado em relação ao encaminhamento dos pacientes para a pesquisa será feito pelos médicos voluntários os quais encaminham o paciente para o setor de fisioterapia, e depois o fisioterapeuta direciona o tratamento específico para o caso do paciente. O resultado retorna ao médico a cada dez sessões para acompanhar a evolução do sujeito e informar a equipe de pesquisa a qual irá acompanhar o trabalho junto o fisioterapeuta sobre a evolução do quadro clínico.*

3. **Sobre as entrevistas:** serão coletados dados de identificação da pessoa e explicado a finalidade, além do modo como será realizada a pesquisa.

Riscos e desconforto: *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade. No caso da eletroestimulação, a qualquer momento, caso haja desconforto, o sujeito poderá interromper os testes com a ajuda de um interruptor de segurança o qual é sempre mantido em suas mãos. Os médicos voluntários estarão presentes caso seja necessário eventual intervenção médica. O benefício é o fortalecimento dos membros comprometidos, a inclusão social, qualidade de vida e aumento da autoestima do sujeito. Os resultados dos testes serão importantes para o aprimoramento dos equipamentos em estudo nesta pesquisa. O pesquisador responsável, ao perceber qualquer risco ou dano significativos ao participante da pesquisa, previstos, ou não, no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, deve comunicar o fato, imediatamente, ao Sistema CEP/CONEP, e avaliar, em caráter emergencial, a necessidade de adequar ou suspender o estudo.*

4. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados. Caberá ao sujeito restringir ou não a divulgação na mídia das filmagens realizadas no estudo.*

5. **Benefícios:** *ao participar desta pesquisa a sra (sr.) não terá nenhum benefício financeiro. Entretanto, esperamos que este estudo obtenha informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, a metodologia de estudo e os equipamentos desenvolvidos os quais auxiliarão na saúde do voluntário. Por exemplo: redução da taxa de perda de minerais em algumas regiões ósseas nos membros paralisados, rápido incremento de força muscular, melhoramento do sistema cardiovascular, inclusão social*

e autoestima. O pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos e caso seja necessário o sigilo da identificação do voluntário.

6. **Pagamento:** *a sra (sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Caso seja necessário tanto o transporte como a alimentação poderão ser requeridos pelo sujeito. A segurança do sujeito estará garantida na pesquisa, pois será realizada na APAE de Ilha Solteira e no Hospital de Base de Ilha Solteira com acompanhamento médico e de fisioterapeuta. O sujeito terá um seguro de acidentes pessoais garantindo eventuais indenizações.*

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem:

Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro estar recebendo uma via original deste documento assinada pelo Investigador Responsável e por mim, tendo todas as folhas por nós rubricadas.

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante ou Representante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador ou Membro da Equipe

Pesquisador: Ricardo Taoni Xavier - Tel.: (18) 996659590

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-12

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado que deve existir nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos sujeitos em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro dos padrões éticos.

Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Profa. Dra. Edna Maria do Carmo

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305

Bairro: Centro Educacional

CEP: 19.060-900

UF: SP

Município: Presidente Prudente

Tel. (18) 3229-5315

Fax: (18) 3229-5353

E-mail: cep@fct.unesp.br

ANEXO B – Termo de Autorização de uso de Imagem e Depoimento***TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM E DEPOIMENTOS***

Eu _____, CPF _____, RG _____,

depois de conhecer e entender os objetivos, procedimentos metodológicos, riscos e benefícios da pesquisa, bem como de estar ciente da necessidade do uso de minha imagem e/ou depoimento, especificados no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), AUTORIZO, através do presente termo, o pesquisador Ricardo Taoni Xavier orientado do Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho e projeto coordenado pelo Prof. Dr. Antônio de Pádua Lima Filho do projeto de pesquisa intitulado “Equipamento para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora” a realizar fotos e vídeos que se façam necessárias e/ou a colher meu depoimento sem quaisquer ônus financeiros a nenhuma das partes.

Ao mesmo tempo, libero a utilização destas fotos e vídeos (seus respectivos negativos) e/ou depoimentos para fins científicos e de estudos (livros, artigos, slides, transparências, internet e divulgações em mídias em geral), em favor dos pesquisadores da pesquisa, acima especificados, obedecendo ao que está previsto nas Leis que resguardam os direitos das crianças e adolescentes (Estatuto da Criança e do Adolescente – ECA, Lei N.º 8.069/ 1990), dos idosos (Estatuto do Idoso, Lei N.º 10.741/2003) e das pessoas com deficiência (Decreto N.º 3.298/1999, alterado pelo Decreto N.º 5.296/2004).

Ilha Solteira, ___ de _____ de 2016

Pesquisador responsável pelo projeto

Sujeito da Pesquisa