

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR Tabata Vidal
..... E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 25 / 02 / 2008

Helder Anibal Hermini
.....
ORIENTADOR

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico

Autora: Tabata Vidal
Orientador: Helder Anibal Hermini

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETOS MECÂNICOS**

Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico

Autora: Tabata Vidal
Orientador: Helder Anibal Hermini

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projetos Mecânicos

Dissertação de mestrado acadêmico apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2008
S.P. – Brasil

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

V667c Vidal, Tabata
Concepção de próteses mioelétricas de membros superiores baseada no estudo fisiológico / Tabata Vidal.
--Campinas, SP: [s.n.], 2008.

Orientador: Helder Anibal Hermi.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prótese mioelétrica. 2. Mãos. 3. Sistemas CAD/CAM. 4. Robótica. 5. Engenharia biomédica. I. Hermi, Helder Anibal. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Título em Inglês: Conception of upper limbs myoelectrical prosthesis based on physiological study

Palavras-chave em Inglês: Myoelectric prosthesis, Myoelectric signal, CAD, CAE, CAM, Terminal Tools

Área de concentração: Mecânica dos sólidos e projeto mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: João Maurício Rosário, Jocarly Patrocínio de Souza

Data da defesa: 25/02/2008

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Mecânica

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETOS MECÂNICOS**

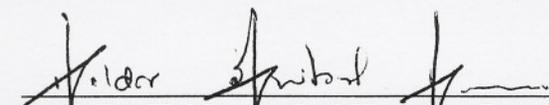
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADEMICO

**Concepção de Próteses Mielétricas de
Membros Superiores Baseado no Estudo
Fisiológico**

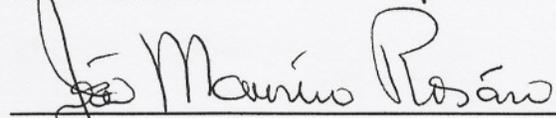
Autora: Tabata Vidal

Orientador: Helder Aníbal Hermi

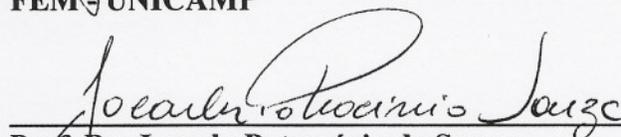
A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:



Prof. Dr. Helder Aníbal Hermi, Presidente
FEM - UNICAMP



Prof. Dr. João Murício Rosário
FEM - UNICAMP



Prof. Dr. Jocarly Patrocínio de Souza
FEAR - UPF

Dedicatória:

Dedico este trabalho aos meus pais Carlos e Maria.

Agradecimentos

Minha homenagem sincera prestada a todos aqueles que contribuíram direta e indiretamente para finalização deste trabalho:

Aos meus pais Carlos e Maria e minha irmã Talissa, pelo incentivo e presença sempre forte em todos os momentos.

Ao meu orientador Helder, pela orientação do trabalho e incentivo.

A todos os professores e funcionários do departamento e do SIFEM.

A meus amigos do laboratório Cleudiane, Daniel, Diego, Luís Gustavo, Thiago, pela enorme ajuda.

Ao amigo João Polis da oficina mecânica do DEMA e ao meu pai Carlos Egidio Santoro Vidal, pelas idéias, ajuda e serviços na construção do experimento.

Ao amigo Adalberto Barbosa, por todo incentivo e ajuda durante anos.

Ao SENAI “Roberto Mange” de Campinas, especialmente o professor Newton Manuel Peron pela ajuda na confecção da garra prototipada.

A ETE "Professor Armando Bayeux da Silva" de Rio Claro, pela colaboração.

As secretárias da pós-graduação Denise Aparecida Villela, Juliana Ribeiro de Mendonça e Silvana Custódio Ribeiro, por toda prestatividade.

A CAPES, pelo apoio financeiro.

Aos colegas de faculdade, pelas muitas caronas e orientações.

Aos meus amigos, que compreenderam minha ausência em diversos momentos, e pelo apoio e carinho.

Ao meu amado, Daniel Rossi Silva.

O belo é aquele que se aproxima do real.

Resumo

VIDAL, Tabata, *Concepção de Próteses Mioelétricas de Membros Superiores Baseada no Estudo Fisiológico*. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2008. 129 p. Dissertação (Mestrado)

O objetivo deste trabalho foi revisar na literatura os desenvolvimentos da aplicação das tecnologias envolvidas em automação dedicadas às próteses mioelétricas de membros superiores, desde os primeiros trabalhos implementados no período pós-Segunda Guerra Mundial até as soluções tecnológicas atualmente utilizadas. O conceito de prótese mioelétrica envolve a aquisição e tratamento do sinal mioelétrico de um membro residual que é usado para acionar um atuador que ativará a ferramenta terminal. Objetivando a elaboração de uma solução compatível e aplicável harmonicamente ao sistema orgânico, foram realizados estudos da anatomia, da fisiologia articular dos membros superiores, da natureza e características do sinal mioelétrico, além das tecnologias envolvidas para a concepção de protótipos mecatrônicos, tais como técnicas de CAD-CAE-CAM e a geração de circuitos eletrônicos dedicados à coleta e tratamento de sinais mioelétricos. Para validar o desenvolvimento teórico, três protótipos da ferramenta terminal foram confeccionados, sendo testados em nível de bancada.

Palavras Chave

- Prótese Mioelétrica, Sinal Mioelétrico, CAD, CAE, CAM, Ferramenta Terminal.

Abstract

VIDAL, Tabata, *Conception of Upper Limbs Myoelectrical Prosthesis based on Physiological Study*. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2008. 129 p. Dissertação (Mestrado)

The goal of this work was to review the specialized literature for the development of technological applications connected with automation of myoelectrical prosthesis of upper limbs throughout the years, from World War 2 post-war solutions to the technology currently applied. The concept of myoelectrical prosthesis presupposes implies the acquisition and treatment of the myoelectrical signal of a residual limb which is used to start an actuator, which in turn activates the terminal tool. Aiming at encountering a solution that could be both compatible and harmoniously applicable to the human body, the author engaged in studying anatomy, upper limbs articular physiology, the nature and characteristics of the myoelectrical signal in addition to the technologies utilized to conceive mechatronic prototypes, i.e. CAD-CAE-CAM and the creation of dedicated electronic circuits to collect and process the myoelectrical signals. To validate the theoretical foundation of this project, three prototypes of terminal tools were manufactured and bench-tested.

Key Words

- Myoelectric Prosthesis, Myoelectric Signal, CAD, CAE, CAM, Terminal Tools.

Índice

Lista de Figuras.....	xii
Lista de Tabelas	xv
Nomenclatura	xvi
1. Introdução	1
2. Levantamento Bibliográfico	3
2.1. A recente história de controle mioelétrico de próteses de membros	4
2.2. Próteses de membros superiores	9
2.2.1. Componentes de próteses de membros superiores	13
2.2.2. Algumas considerações para a confecção de uma prótese	14
2.3. Mais recentes e avançadas próteses mioelétricas de membros superiores	14
2.3.1. Próteses mioelétricas de membros superiores OTTO BOCK	15
2.3.2. Próteses mioelétricas de membros superiores Motion Control	17
2.3.3. Próteses mioelétricas de membros superiores VASI	18
2.3.4. Próteses mioelétricas de membros superiores RSL Steeper	19
2.3.5. Mão biônica Touch Bionics	20
2.3.6. Controladores mioelétricos OPRA/TECH	22
2.4. Sinal mioelétrico	22
2.4.1. Breve histórico do sinal mioelétrico	22

2.4.2. Potencial de ação	24
2.4.3. MUAP	27
2.4.4. Natureza e características do sinal mioelétrico	28
3. Tecnologias envolvidas com as Próteses Mioelétricas	33
3.1. Eletrodos	33
3.1.1. Preparação da pele	35
3.1.2. Interface eletrodo-eletrólito	36
3.1.3. Interface eletrodo-pele e Artefato de movimento	37
3.1.4. Eletrodos ativos e passivos	38
3.1.5. Tipos de eletrodos	38
3.1.5.1. Eletrodos de placas de metal	39
3.1.5.2. Eletrodos de ouro	40
3.1.5.3. Eletrodos descartáveis	41
3.1.5.4. Eletrodos flexíveis	41
3.1.5.5. Eletrodos internos	42
3.1.6. “Mioeletrodos” comerciais	43
3.2. Aquisição do sinal mioelétrico	44
3.2.1. Circuito de aquisição do sinal mioelétrico	45
3.3. Sensorização	47
3.3.1. Sensorização de pressão na preensão	48
3.3.2. Sensorização de temperatura	49
3.4. Sistemas de acionamento de próteses	50
3.5. Microcontroladores	50
3.6. Projeto mecânico de prótese assistido por computador	51

3.6.1. CAD	51
3.6.2. CAE	52
3.6.3. CAM	53
4. Métodos e Procedimentos Experimentais	57
4.1. Circuito eletrônico dedicado à coleta de sinais mioelétricos	57
4.2. Sistema mecânico	61
4.2.1. Sistema de garra com dois eixos	62
4.2.2. Descrição do desenvolvimento do primeiro protótipo	63
4.2.3. Descrição do desenvolvimento do segundo protótipo	65
4.2.4. Descrição do desenvolvimento do terceiro protótipo	65
4.3. Conclusões parciais do Capítulo 4	68
5. Resultados e Discussões	69
Referências Bibliográficas	72
Anexo I	79
Anexo II	98
Anexo III	105

Lista de Figuras

2.1 – Sistema de uma prótese mioelétrica experimental da década de 1960	07
2.2 – Prótese mioelétrica para coto curto	12
2.3 – Mão mioelétrica Sensor	15
2.4 – Próteses mioelétricas de mão da Otto Bock	16
2.5 – Utah Arm 3	17
2.6 – Motion Control Hand com flexão do punho	17
2.7 – Flexão do punho da Montion Control Arm	18
2.8 – Mãos elétricas VASI	19
2.9 – MultiControl Plus Mioelectric Hand	19
2.10 – Mão biônica i-LIMB	20
2.11 – Detalhes da mão biônica i-LIMB	21
2.12 – Tipos de prensão da i-LIMB	21
2.13 – Potencial de ação	26
2.14 – Polarização da célula	28
2.15 – Despolarização da célula	29
2.16 – Geração do potencial de ação	29
2.17 – Sinal mioelétrico	30
2.18 – Sinal mioelétrico de vários níveis de contração	30
2.19 – Espectro de frequência de um sinal mioelétrico	31
3.1 – Formas de ondas de diferentes biopotenciais	34
3.2 – Interface eletrodo-eletrólito	36
3.3 – Camadas da pele	37
3.4 – Eletrodo de membros	39
3.5 – Eletrodo de disco de metal	40
3.6 – Eletrodo de ouro	41
3.7 – Eletrodos descartáveis	41
3.8 – Eletrodos flexíveis	42
3.9 – Eletrodos internos	43
3.10 – Mioeletrodos comerciais	43
3.11 – Posição do eletrodo	44
3.12 – Disposição do eletrodo	45
3.13 – Amplificador diferencial	45
3.14 – Filtro Butterworth	46
3.15 – Circuito eletrônico do filtro Notch	46
3.16 – Circuito eletrônico da etapa de potência	47

3.17 – Termosensores	49
4.1 – Diagrama de integração do controle mioelétrico de motor CC	58
4.2 – Esquema do tratamento dos sinais mioelétricos	58
4.3 – Circuito para medida e processamento do sinal mioelétrico	59
4.4 – Características típicas do sinal EMG	59
4.5 – Forma de onda do sinal EMG na saída do retificador	60
4.6 – Modelo estrutural do membro superior humano	61
4.7 – Criação do modelo prototipado	64
4.8 – Modelo gerado em software dedicado a CAD	66
4.9 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3)	67
5.1 – Fluxograma de programação do microcontrolador	70
A.1 – Estrutura do osso	81
A.2 – Estrutura articular da cintura escapular	82
A.3 – Estrutura articular da mão	83
A.4 – Músculos do corpo humano	84
A.5 – Anatomia de um músculo esquelético	86
A.6 – Bandas e linhas da miofibrila	86
A.7 – Mecanismo da contração muscular pelo modelo dos filamentos deslizantes	89
A.8 – Esquema básico do acionamento nervoso	92
A.9 – Divisões do sistema nervoso	93
A.10 – Nervos (a) do braço; (b) do antebraço; (c) da mão	94
A.11 – Tipos de neurônios	95
A.12 – Rota dos impulsos nervosos num reflexo	96
A.13 – Mecanismo funcional do reflexo nervoso	97
A.14 – Topografia da mão	99
A.15 – Preensões bidigitais	100
A.16 – Preensão interdigital lateral-lateral	101
A.17 – Preensões tridigitais	101
A.18 – Preensões tetradigitais	101
A.19 – Preensões pentadigitais	102
A.20 – Preensão digital-palmar	102
A.21 – Preensão palmar com toda a mão ou toda a palma	103
A.22 – Preensão palmar cilíndrica	103
A.23 – Preensão palmar esférica	104
A.24 – Preensões centradas	104
A.25 – Preensão com gravidade: mão como suporte	105
A.26 – Preensão com gravidade: mão como colher	105
A.27 – Preensão com gravidade: em forma de gancho	105
A.28 – Preensões com ação	106
A.29 – Exemplos de ações mais complexas	106
A.30 – Disposição dos eletrodos de superfície usados na aquisição do sinal	107
A.31 – Modelo com rasgo excêntrico	107
A.32 – Modelo com fuso roscado	108
A.33 – Aquisição e tratamento do sinal mioelétrico	108
A.34 – Ferramenta terminal prototipada (protótipo 1)	109
A.35 – Garra prototipada conectada ao servomotor	109
A.36 – Detalhes do protótipo 2	110

Lista de Tabelas

2.1 – Performance da mão natural	10
3.1 – Eletrodos e suas aplicações clínicas	35
4.1 – Dimensionamento das engrenagens do protótipo 3	68
A.1 – Propriedades mecânicas do osso compacto	82
A.2 – Taxa de enervação	88

Nomenclatura

Letras Latinas

E – Potencial de membrana
f - número de partes móveis
G – fator de gauge
n – graus de liberdade
R – resistência

Abreviações

AAP – Potencial de ação do axônio
ATP – Adenosina tri-fosfato
CAD – Computer Aided Design
CAE – Computer Aided Engineering
CAM – Computer Aided Manufacturing
CC – Corrente contínua
ECG – Eletrocardiograma
EEG – Eletroencefalograma
EMG – Eletromiograma, eletromiográfico
EOG – Eletrooculograma
ERG – Eletroretinograma
FEM – Finite Elements Method
MUAP – Motor Unit Action Potential
MUAPT – Motor Unit Action Potencial Train
PCMM – Processador Controlador Mioelétrico Multiplexado
RS – Retículo Sarcoplasmático
SLS – Selective Laser Sintering
2D – duas dimensões
3D – três dimensões

Siglas

FEAR – Faculdade de Engenharia e Arquitetura
FEM – Faculdade de Engenharia Mecânica
UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas

UPF – Universidade de Passo Fundo
VASI – Variety Ability Systems Inc.

Capítulo 1

Introdução

Este trabalho tem por objetivo o estudo de próteses mioelétricas de membros superiores e de conceitos envolvidos, a fim de que se possa construir um protótipo funcional de uma ferramenta terminal com características dinâmica e estática antropomórficas. Para tal, foi realizado o estudo desde as primeiras próteses mioelétricas implementadas às recentes próteses mioelétricas atualmente no mercado, passando pelo estudo da anatomia e fisiologia dos membros superiores, do sinal mioelétrico, das tecnologias empregadas.

A pesquisa desenvolvida tem como principal escopo a utilização de ferramentas assistidas por computador para a criação de protótipos a serem fabricados. Neste trabalho, foi usado o software Pro-E para gerar o modelo do protótipo a ser fabricado através da tecnologia de prototipagem rápida.

Um estudo paralelo foi realizado onde o sinal mioelétrico da musculatura de um membro superior residual é captado, amplificado, filtrado e posteriormente processado em um circuito integrado (microprocessador) para o controle da movimentação de um motor CC, designado para ativar uma ferramenta terminal de prensão inicialmente.

Este trabalho é subdividido em cinco capítulos. No capítulo 1 são apresentados os objetivos e prioridades gerais de pesquisa.

No capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sucinta da história das próteses mioelétricas de membros superiores, desde os primeiros trabalhos realizados num ambiente pós

Segunda Guerra Mundial até as próteses atualmente no mercado. Também é feito uma caracterização das próteses mioelétricas e um estudo do sinal mioelétrico.

As próteses mioelétricas envolvem várias tecnologias que são descritas no capítulo 3, como eletrodos, aquisição do sinal mioelétrico, sensorização de pressão e temperatura, microcontroladores e sistemas de projeto mecânico assistido por computador (CAD, CAE, CAM).

A partir dos estudos realizados e descritos até então, no capítulo 4 é feito, primeiramente, um estudo de modelagem. Em seguida, é apresentada a descrição dos procedimentos experimentais para a realização da confecção da ferramenta terminal feita através de prototipagem rápida. Um outro protótipo com características mais antropomórficas foi usinado, a partir do modelo feito pela prototipagem rápida.

Finalmente, são apresentadas no capítulo 5 as conclusões finais e perspectivas futuras, as quais motivam a continuação do estudo e desenvolvimento deste trabalho afim de que o protótipo feito seja melhorado.

Para não haver a quebra da seqüência lógica no desenvolvimento ou prolongamento do texto, dados fundamentais para a compreensão e desenvolvimento do trabalho são apresentados em anexo de modo que, no anexo I é mostrado um estudo da anatomia do sistema articular, do sistema muscular e do sistema nervoso dos membros superiores, para o entendimento da geração do sinal mioelétrico. No anexo II é descrita a formas de preensão da mão humana a fim de que seja criado um protótipo capaz de realizar uma preensão segura dos objetos. No anexo III estão as figuras dos resultados experimentais realizados neste trabalho.

Capítulo 2

Levantamento Bibliográfico

Introdução

Este capítulo traça o desenvolvimento do controle mioelétrico de próteses de braço desde sua concepção na Alemanha pós-guerra até sua popular aclamação em braços biônicos. A influência do impacto das guerras, epidemias e clima político mundial sobre esta atividade é notório.

O conceito de uma prótese mioelétrica é simples. A atividade elétrica naturalmente gerada pela contração muscular num membro residual é amplificada, processada e usada para controlar a corrente elétrica de uma bateria para um motor, que opera um membro artificial.

No entanto, o projeto de uma prótese mioelétrica de uso clínico é extremamente difícil. A prótese deve ser confortável, deve trabalhar de modo confiável e deve ter uma aparência natural tanto em repouso quanto durante as atividades funcionais. Em adição, a prótese ideal deve substituir não apenas a função mecânica, mas também a sensação cutânea [WEINER, 1948]. O desafio de alcançar uma acomodação confortável torna-se maior assim como o peso da prótese aumenta; assim minimizar o peso da prótese torna-se um importante objetivo de projeto. Para alcançar a aceitação clínica, facilidade de acomodação, ajuste e treinamento são essenciais. O desafio de alcançar uma aparência natural (antropomórfica) cria tamanhas coações. Uma aparência natural durante o funcionamento, o que Tucker chamou de “cosmética dinâmica” [SCOTT & TUCKER, 1968], é igualmente importante e contribui para a complexidade de

projeto ambos em termos de trajetórias segmentárias e em termos de ruído mecânico. Versatilidade, tipicamente atribuída através de projeto modular, é importante se as necessidades de uma variedade de indivíduos estão para serem reunidas.

São estes os aspectos de projetos de próteses mioelétricas que vêm desafiando projetistas desde que o controle mioelétrico foi concebido e é o fiasco a encontrar estes critérios de projetos que continuam desafiando usuários, clínicos, engenheiros e pesquisadores afins. Finalmente, apesar de todos os contrastes acima, o custo do dispositivo deve ser controlado. Como a maioria dos produtos tecnológicos, produção em massa de próteses mioelétricas poderia contribuir para sua concepção. Entretanto, o mercado é ambos pequeno em números como complexo na sua diversidade, e custos de pesquisa e desenvolvimento são altos, deixando pouco escopo para redução de preço.

Assim como em muitas tecnologias, os desenvolvimentos em próteses mioelétricas têm tendência de seguir principalmente eventos políticos, econômicos e epidêmicos mundiais. Depois de uma guerra, a demanda por desenvolvimento tecnológico é elevada devido à presença de vítimas da guerra. Fundos de apoio tendem a crescer devido ao sentimento de responsabilidade dos governos. Às vezes, desenvolvimentos tecnológicos dirigidos por requerimentos militares podem ser aplicados às próteses.

2.1 A recente história de controle mioelétrico de próteses de membros

O primeiro controle mioelétrico foi implementado por Reinhold Reiter, um estudante de física da Universidade de Munique (München Universität) em 1945. A primeira evidência escrita do trabalho de Reiter foi uma aplicação de patente em maio de 1945 [PUDULSKI, 1969].

O único trabalho publicado do trabalho de Reiter, em um jornal alemão de medicina, descrevia uma prótese mioelétrica de braço designada para um trabalhador industrial amputado [REITER, 1948]. Um protótipo foi demonstrado no Hannover Export Fair naquele ano. A pesquisa conduzida para este dispositivo recebeu suporte da Cruz Vermelha da Bavária e de fundos privados. Pudlusk, empresário de Reiter para este projeto, notou que o desenvolvimento

do sistema foi encerrado devido à carência de fundos depois da reforma monetária alemã em 1968 [PUDULSKI, 1969].

O protótipo da prótese, designado para teste de conceito, não era portátil: seu sistema de controle empregava tubos de vácuo que requeriam considerável potência e a mão elétrica era muito ineficiente, deste modo a prótese era dependente da energia da rede elétrica do prédio. Poderia ser usado numa estação de trabalho, onde o amputado poderia colocar o membro uma vez sentado, usá-lo para tarefas motoras grosseiras como requeridas e removê-lo ao final do expediente. Porém, desta forma a prótese teria pequeno uso em atividades comum do dia-a-dia.

A idéia por trás do sistema de controle era de amplificar sinal mioelétrico de um músculo contraído no sentido de controlar a mão de madeira, que era modificada para ser acionada por um solenóide elétrico. Reiter usou um único local do músculo do membro residual. O controle de movimentos de abrir e de fechar era derivado do uso de “dois diferentes ritmos de contração”. Esse esquema de uso do sinal de um único músculo para controlar dois movimentos (mais um estado “desligado” ou “off”) foi depois conhecido como “controle de três estados” [DORCAS & SCOTT, 1966]. A versão de Reiter para este controle era um sistema estágio-controlado, no qual uma curta duração, grande explosão do sinal (identificado por sua rápida razão de ascensão) poderia enviar potência/força para o solenóide, abrindo a prótese. Na ausência de qualquer sinal, depois de um período de tempo prescrito a mão poderia fechar. Enquanto a mão estivesse aberta, um pulso de sinal mioelétrico de pequena amplitude (identificada por sua pequena razão de ascensão) deveria reduzir a corrente no solenóide, causando que a mão fosse tocada levemente fechando antes do prescrito delay. Esta combinação de abertura voluntária com fechamento automático de um dispositivo terminal foi posteriormente conhecida como controle “cookie crusher”.

Agora é claro que o trabalho de Reiter foi condenado, em termos de uso clínico, pelas limitações da tecnologia disponível na época. Porém, além disso, parece que a invenção de Reiter não ficou conhecida pelos pesquisadores que eram responsáveis pelo trabalho pioneiro neste campo na Europa e outros lugares – ou, ao menos, este conhecimento não foi admitido.

Certamente o trabalho não foi bem conhecido até o erro ser relatado num Jornal de engenharia amplamente lido em 1969 [PUDULSKI, 1969].

O trabalho de Reiter não estava sozinho no início do desenvolvimento do controle mioelétrico. O sinal mioelétrico havia sido usado para monitorar alerta de vigilância já em 1947 [TRAVIS & KENNEDY, 1949] e em 1957 para controlar respiração de vítimas de pólio [BATSON et al, 1957]. Na verdade, já havia sido investigado como uma possível fonte de controle para próteses antes de 1949, com resultados encorajadores.

Talvez a publicação em diferentes Journals poderia ter feito diferença, particularmente pelo fato de que naquela época não havia pesquisa de literatura baseada no uso de computadores. O artigo de Reiter foi publicado numa revista de medicina, o de Travis e Kennedy em um journal de fisiologia e psiquiatria [TRAVIS & KENNEDY, 1949], o de Batson no Jornal “Science” [BASTON et al, 1957] e o de Berger e Huppert no Journal Americano de terapia Ocupacional [BERGER & HUPPERT, 1952]. Portanto os pioneiros deste trabalho não beneficiaram da troca de idéias de contemporâneos de outras disciplinas.

Em qualquer evento, entre o final da década de 1950 e começo da década de 1960, pesquisadores começaram a re-inventar partes do sistema de controle mioelétrico de Reiter. Este trabalho aconteceu independentemente e quase que simultâneo na antiga União Soviética, Reino Unido, EUA, Europa e Canadá. Foi grandemente ajudado pelo proveito dos transistores, sem o qual uma verdadeira prótese mioelétrica portátil não seria prática.

No início, os projetos de próteses mioelétricas foram elaborados e construídos para amputados de antebraço. Pouco tempo depois, foram incluídas pesquisas sobre próteses mioelétricas para amputações acima de cotovelo (figura 2.1), porém com resultados precários devido à complexidade de movimentos a serem realizados e, conseqüentemente, a dificuldade de comando desses movimentos, principalmente prensão da mão, pronosupinação do antebraço e flexão e extensão do cotovelo [SANVIDOTTI, 2006].



Figura 2.1 – Sistema de uma prótese mioelétrica experimental da década de 1960

Em toda a extensão, a pesquisa de controles mioelétricos vem sendo ajudada por interações formal e informal entres pesquisadores de vários países. A troca de informação começou devagar, geralmente impedida pelo desejo individual, institucional ou nacional pelo reconhecimento. Os fatores mais importantes que limitavam o uso clínico das próteses mioelétricas no começo eram problemas de implementação de hardware, por isso a tendência natural das manufaturas de potenciais desses sistemas de trabalhar em segredo era muito importante em limitar o progresso integral. Quando uma informação era publicada, membros das várias disciplinas envolvidas tendiam a publicar em seus próprios Jornais, favorecendo o impedimento da comunicação. Por isso, muitos conceitos básicos de controle mioelétrico eram re-inventados independentemente em diversos centros. Depois de algum tempo, no entanto, o clima político pareceu tornar-se mais conducente a esforços colaborativos dentro e entre países. Com o encorajamento de organizações de saúde ao redor do mundo, conferencias que enfatizavam a importância da transferência de informação tiveram uma contribuição significativa para a evolução de um esforço colaborativo.

O Comitê para Pesquisa e Desenvolvimento de Prótese (CPRD) da US National Academy of Sciences/National Research Council teve maior papel para facilitar a colaboração entre pesquisas de próteses, incluindo próteses mioelétricas. Conferências internacionais como aquelas no Lake Arrowhead, Califórnia, em 1960 [National Academy of Sciences, 1961] e em Warrenton, Virginia, em 1965 [National Academy of Sciences, 1965], assim como muitos outros

encontros especializados, foram organizados e consolidados pela CPRD, com o primário encargo de reunir os líderes mundiais em pesquisa de próteses para promover a troca de conhecimento e idéias e para promover o avanço global no campo de próteses.

Uma nova prótese mioelétrica de uso clínico, desenvolvida por Kobrinski [KOBROINSKI et al, 1961], apareceu em 1960 na *I Conferência da Federação Internacional de Controle Automático* (First Conference of the International Federation of Automatic Control) realizada em Moscou. Diferente do sistema de Reiter, este atraiu grande atenção [SCOTT, 1984]. Kobrinski desenvolveu um sistema de controle mioelétrico completo, e foi um dos primeiros sistemas independentes, alimentado por bateria, a ser usado num número de amputados.

Em 1965, este sistema foi licenciado pelo Instituto de Reabilitação de Montreal a ser usado em pacientes no Canadá. Seis meses depois, juntamente com o esforço da Universidade de New Brunswick (Fredericton, New Brunswick, Canadá) e do Centro de Crianças Inválidas de Ontário (Toronto, Ontário, Canadá), o primeiro sistema de controle mioelétrico totalmente canadense foi montado em um paciente. O sistema designado usava a estratégia de um sistema um-músculo três-estados.

Os principais fatores críticos no rápido desenvolvimento de próteses mioelétricas nas décadas de 1960 e 1970 foram avanços na tecnologia da bateria e na tecnologia magnética que resultaram em reduções significativas do tamanho e peso do motor. No entanto, mesmo com grandes avanços na tecnologia de próteses mioelétricas, raramente eram usadas clinicamente. Aparentemente, o fiasco de ensaios clínicos era a maior limitação.

Otto Bock, sobre o comando do Dr. Max Näder, começou o desenvolvimento de próteses mioelétricas e introduziu seu primeiro sistema para uso clínico em 1967, incorporando uma mão elétrica melhorada, Modelo Z6.

No final da década de 1970, os eletrodos de cola, que eram usados para prover um bom contato elétrico com a pele, foram substituídos por eletrodos secos, que eram muito mais convenientes para o usuário. Esta mudança foi diretamente atribuída ao desenvolvimento nos

eletrônicos de estado-sólido. Entretanto, quase ao mesmo tempo, uma tentativa diferente se deu no suplemento de bateria níquel-cádmio (NiCd). A tentativa de bateria interna foi praticamente universalmente abandonada por uma bateria externa, montada na seção externa do antebraço.

Até a metade dos anos 70, a maioria das implementações eram destinadas a adultos, com mãos elétricas fornecidas pela Otto Bock, deixando uma carência para implementações em crianças. Essa situação foi retificada com a introdução de uma mão com tamanho infantil pela Systemtechnik na Suécia. No final dos anos 70, o ensaio desta mão foi conduzido tanto na Suécia pela Universidade de Gothenburg como no Reino Unido pela RSL Steeper. Pela metade dos anos 80, muitas manufaturas estavam produzindo componentes destinados às crianças, que inclui as unidades de controle mioelétrico para crianças pela UNB e dois tamanhos de mãos elétricas pela VASI (Variety Ability Systems Inc.). No final dos anos 80, a Otto Bock introduziu um pequeno mioeletrodo para aplicações em próteses adultas e infantis.

Durante os anos de 1990, a indústria de próteses mioelétricas começou a incorporar tecnologia computacional para prover sistemas de controles programáveis. Estes controladores avançados podem ser ajustados, enquanto uso no paciente, para dar uma variedade de funções.

Finalmente, os sistemas de controle dos anos 70 e 80 eram limitados ao método de controle ON/OFF, que não possuía controle de velocidade. Hoje, o paciente tem a opção de controle proporcional no qual a velocidade da ferramenta terminal é realizada sobre controle voluntário [MUZUMDAR, 2004].

2.2 Próteses de membros superiores

De maneira geral, para uma prótese de mão ter sucesso, ela precisa cumprir os seguintes requisitos:

1. Funcionalidade: O dispositivo deve executar uma estável preensão e manipulação para executar operações vocacionais e atividades diárias.

2. Agilidade: A mão deve ser ágil (agilidade aumenta com o número de graus de liberdade, com a frequência operacional e com a exatidão no controle do movimento).

3. Controle: A prótese deve restaurar as capacidades sensoriais motoras relacionadas da mão humana. A intenção do usuário precisa ser interpretada em tempo real. Habilidades de propriocepção e exterocepção devem ser providas para o usuário por um sistema artificial de sensomotor conectado ao cérebro.

4. Cosmética: A prótese deve ter aparência estática e dinâmica da mão humana.

A meta elementar de um projeto de uma prótese de mão é replicar a “máquina” mão natural, primeiramente na sua especificação e depois na sua funcionalidade e performance. O projeto metodológico procede da análise da mão natural. As especificações da mão natural correspondem às características biológicas e fisiológicas da mão natural, que são dadas na tabela 2.1 [CARROZZA et al, 2006].

Aspecto	Mão natural
Graus de liberdade	22
Tipos de preensão	Preensão forte e preensão precisa
Força da preensão forte	> 500 N (idade 20-25)
Força dois-dedos	> 100 N
Velocidade da articulação	120°/s
Raio de ação da flexão	100° dependendo da articulação
Número de sensores	Cerca de 17000
Propriocepção	Posição, movimento, força
Sensorização exteroceptiva	Pressão, força, aceleração, temperatura, dor
Sensorização proporcional	Habilidade de regular força e velocidade de acordo com o tipo de preensão
Estabilidade de controle e agilidade	Preensão é estável contra deslizamento incipiente ou carga externa
Volume total	50 cm ³ (apenas mão)
Peso total	400 g (sem os músculos extrínsecos)

Tabela 2.1 – Performance da mão natural [CARROZZA et al, 2006]

Por razões práticas e tecnológicas, a engenharia do projeto de mãos biomecatrônicas requer uma restrita lista de requisitos. É necessário definir prioridades entre os diferentes requisitos e endereçar separadamente aqueles que são considerados mais importantes. A criação de uma lista prioritária universal para generalizar regras de projeto é desafiador, pois sujeitos individuais podem ter preferências muito pessoais e expectativas para aparência cosmética ou funcionalidade dependendo de sua experiência psicológica, cultural e geográfica [CARROZZA et al, 2004].

O número de amputados que poderiam ser considerados candidatos a controle mioelétrico por ano é difícil de ser apurado, porém é estimado em ser na ordem de 10000 por ano nos EUA [PARKER, ENGLEHART & HUDGINS, 2006].

Pesquisas no uso de mãos artificiais revelam que 30 a 50% dos amputados da extremidade superior não usam suas próteses regularmente. Os principais fatores para isso são a baixa funcionalidade, pobre aparência cosmética e baixa controlabilidade das próteses. Em adição à cosmética, muitos usuários acham impossível efetuar tarefas de preensão e o sistema de controle é não-natural, fazendo da mão um dispositivo externo que não é parte do corpo [CARROZZA et al, 2006].

A constituição de uma prótese de membro superior depende do nível de amputação do membro e é formada por partes específicas. A prótese de membro superior pode ser classificada de acordo com critérios de atividade, princípios de construção, fontes de energia, nível da amputação. Do ponto de vista teórico, as próteses de membro superior podem ser classificadas em passivas e ativas [NÄDER, 1994].

- **Passivas:** podem ser classificadas em estéticas ou passivas para trabalho.
- **Ativas:** podem ser classificadas entre com força própria, força externa ou híbridas. Dentre as de força própria, a fonte pode ser direta ou indireta.

As próteses estéticas reestabelecem o aspecto externo, devem ser confortáveis e de peso reduzido, e ocasionalmente podem ser usadas para carregar objetos.

Próteses de braço ativas são próteses acionadas pelo próprio paciente. Próteses mioéletricas pertencem ao grupo de próteses com uma fonte de energia externa.

De acordo com o critério do nível de amputação, hoje em dia há próteses para amputações parcial ou total de partes da mão, inclusive de dedos; para amputações de antebraço, desde a articulação radiocárpica até o cotovelo; para amputações de braço desde a desarticulação de cotovelo até a desarticulação de braço; e para amputações do ombro com retirada inclusive do omoplata.

Deve-se considerar que para níveis de amputação mais altos, a interação entre o coto e a prótese torna-se cada vez mais complexa, dificultando a protetização do ponto de vista técnico. A protetização e o processo de reabilitação devem iniciar-se o mais rápido possível, e deve incluir fisioterapia (exercícios de movimentação e condicionamento) e terapia ocupacional (exercícios com a prótese). No entanto, a adaptação e aceitação da prótese só é possível com a cooperação interdisciplinar, que inclui protetização, acompanhamento psicológico e tratamento intensivo do paciente [NÄDER, 1994].

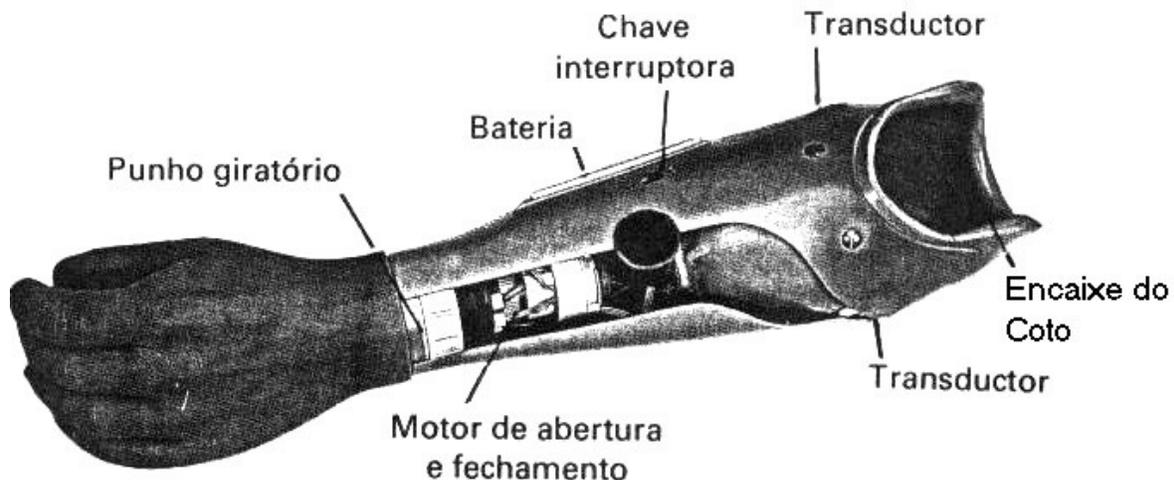


Figura 2.2 – Prótese mioelétrica para coto curto

Hoje em dia, próteses convencionais desenvolvidas para o nível de amputação na altura do braço efetuam flexão e uma diminuta abdução e adução, e as próteses desenvolvidas para o nível de amputação do cotovelo reproduzem a flexão e a extensão. Já os movimentos no antebraço, constituídos pela pronação e supinação, são reproduzidos apenas nas próteses mioelétricas. O punho do antebraço natural tem uma grande mobilidade (circundação de 180 graus), porém nenhuma prótese presente no mercado atual possui essa articulação [BOWKLER & MICHAEL, 1992].

2.2.1 Componentes das próteses de membros superiores

O componente mais importante das próteses de membros superiores é a ferramenta terminal, pois tem a função de segurar objetos e transportá-los de um lugar para o outro [BOCCOLINI, 1990]. Destes componentes, o aparelho mais antigo que se tem conhecimento é o gancho. Os ganchos modernos são constituídos por duas partes, sendo uma fixa e a outra móvel que se articula com a primeira por meio de um eixo. Na parte móvel existe uma alavanca à qual se prende o cabo trator que a movimenta.

Como próteses ativas, as mãos artificiais ou mecânicas apresentam melhor cosmese que a dos ganchos, porém têm limitação muito grande de apreensão. O mecanismo das mãos artificiais ou mecânicas faz com que as polpas do dedo indicador e do dedo médios se oponham à polpa do dedo polegar, quando se quer fazer a apreensão. É, portanto uma pinça de três pontos. Quando se aciona o cabo trator, os dois dedos, indicador e médio, abaixam-se até que toquem o polegar. Em geral, as mãos são sempre de abertura voluntária, permanecendo fechadas e quando o amputado quer pegar algum objeto, é necessário que faça voluntariamente força sobre o cabo trator para, puxando-o abrir os dedos indicador e médio. Cessada a força, os dedos fecham-se passivamente sobre o objeto, por efeito da mola interna. As mãos mais sofisticadas têm mecanismo de trava para mantê-la fechada sobre o objeto apreendido, mecanismo este que deve ser acionado pela mão sadia [BOCCOLINI, 1990].

Para poder dar a orientação espacial à ferramenta terminal foram desenvolvidos os punhos. Estas unidades têm vários componentes, devendo possibilitar a pronação e a supinação e a troca

da mão por gancho. Atualmente, um dos modelos mais utilizados é o punho do tipo universal com esfera que permite a colocação da ferramenta terminal em qualquer posição desejada [HERMINI, 2000].

O cartucho ou jupa é a parte que completa a prótese de antebraço indo desde a parte amputada até a ferramenta preensora terminal. Esta parte tem como principal função conter o coto de amputação em seu interior, que deve ser bem adaptado ao cartucho para permitir todo o movimento possível e para que não haja complicações como edemas devido a um jogo ou a pressão excessiva no acoplamento, podendo gerar a gangrena da terminação da parte amputada que se acopla à prótese.

2.2.2 Algumas considerações para a confecção de uma prótese

Um dos pré-requisitos para que uma prótese mioelétrica tenha sucesso clínico é o estado do coto. É necessário determinar a presença de um potencial de ação muscular suficientemente forte, usando-se um eletromiógrafo. Os eletrodos de teste devem determinar a melhor posição tanto dos músculos extensores como flexores (pontos com sinais mais fortes), definindo o local exato para o posicionamento dos eletrodos a serem usados para detecção do sinal mioelétrico.

Para a confecção da jupa, deve-se respeitar a fisiologia do coto. O encaixe interno deve proporcionar contato total sem inibir o movimento das articulações remanescentes. É feita a medição exata do coto do paciente e depois a tomada de molde. Utiliza-se um molde de gesso positivo, que é produzido a partir de um molde negativo do coto.

Há duas formas de jupa: com envolvimento do coto e da articulação, e semi-abertos que são utilizados em casos de cotos de formas mais complexas, como máis-formações congênitas [NÄDER, 1994].

2.3 Mais recentes e avançadas próteses mioelétricas de membros superiores

2.3.1 Próteses mioelétricas de membros superiores OTTO BOCK

A prótese de mão mais conhecida e mundialmente implantada é a *mão mioelétrica Sensor* (*Otto Bock SensorHand*) (figura 2.3) [OTTOBOCKUS, 2007]. A mão mioelétrica *Sensor* possui o sensor SUVA que permite uma preensão mais segura dos objetos, principalmente os frágeis e com superfície lisa. Entretanto, é incapaz de igualar-se até mesmo a uma pequena fração de capacidades da mão humana ou oferecer uma preensão que se adapta a forma dos objetos.

Um breve sinal mioelétrico inicial paralisa o sensor de auto-resposta de preensão da mão. Um sinal mioelétrico mais longo abre a mão. Dois sistemas independentes de medição e regulagem controlam a força e a velocidade da preensão.

Um único microprocessador controla o acionamento da mão, de maneira que se o objeto preendido escorrega, sensores no polegar e na ponta dos dedos detectam mudanças no peso e no centro de gravidade do objeto e os dados são então transmitidos para o microprocessador que controla a força da preensão automaticamente.

A função preensão-flexível apresentada pelo sistema permite ao usuário usar sua mão para reposicionar um objeto sem usar os eletrodos para abrir e fechar a mão sensoriada [HERMINI, 2000].



Figura 2.3 – Mão mioelétrica Sensor [OTTOBOCKUS, 2007]

Os outros modelos de próteses mioelétricas de mão vendidas pela Otto Bock são: *mão mioelétrica Transcarpal* (figura 2.4a), *mão mioelétrica High Speed* (figura 2.4b), *mão Mioelétrica DMC* (figura 2.4c), *mão mioelétrica Infantil 2000* (figura 2.4d), *mão mioelétrica Digital Twin* (figura 2.4e).

A mão mioelétrica High Speed é o avanço da mão mioelétrica Sensor, possui maior velocidade (300 mm/s), melhor resposta devido ao processamento do sinal mioelétrico, motor de alto desempenho e mecânica reforçada. A mão mioelétrica Transcarpal permite a protetização de cotos longos, desarticulação de punho e amputações parciais de mão. A mão Mioelétrica DMC possui dois sensores independentes que controlam a velocidade e a força de apreensão da mão. A mão mioelétrica Digital Twin possui dois tipos de controle – o sistema digital e o duplo canal. A mão mioelétrica Infantil 2000 é indicada para todos os níveis de amputações, com rotação passiva e contato elétrico de fricção constante para crianças de 3 a 6 anos [OTTOBOCKUS, 2007].

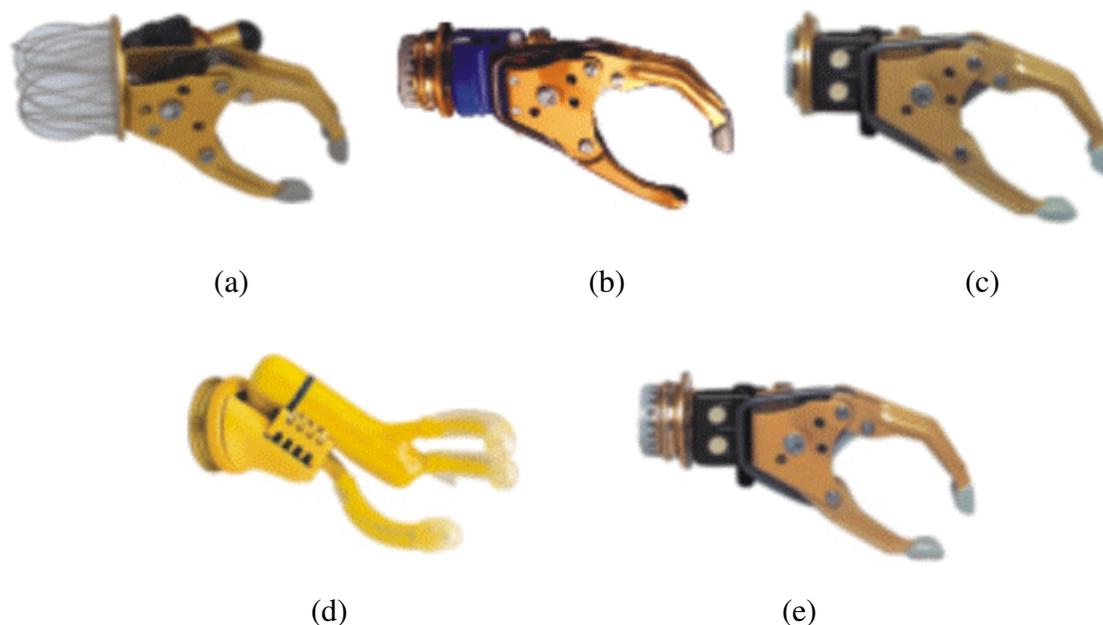


Figura 2.4 – Próteses mioelétricas de mão da Otto Bock: (a) Mão Mioelétrica Transcarpal; (b) Mão Mioelétrica High Speed; (c) Mão Mioelétrica DMC; (d) Mioelétrica Infantil 2000; (e) Mioelétrica Digital Twin [OTTOBOCKUS, 2007]

2.3.2 Próteses de membros superiores Motion Control

Em 2004, a Motion Control incorporou tecnologia de microprocessador à *Utah Arm 3*. Dois microcontroladores foram programados para o cotovelo e a mão, permitindo desta forma entradas separadas e, por conseguinte, controle simultâneo de ambos e ajustes para atingir a máxima performance. O usuário pode operar o cotovelo e a mão ao mesmo tempo rápido ou lentamente em qualquer posição, isso fornece uma resposta mais natural com menos esforço que o tradicional movimento tradicional on/off. Em adição, a U3 usa uma interface computacional que simplifica a fina sintonização dos controles do cotovelo e mão [UTAH, 2007].

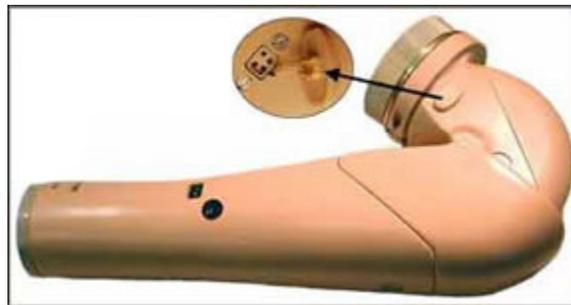


Figura 2.5 – Utah Arm 3 [UTAH, 2007]

Muitos veteranos da guerra do Iraque têm sido equipados da Utah Arm 3 no Walter Arm Medical Center e no Brooke Army Medical Center [UTAH, 2007].



Figura 2.6 – Motion Control Hand com flexão do punho

A *Motion Control Hand* possui uma opção de ferramenta terminal elétrica (ETD – Electric Terminal Device) com flexão do punho com quatro posições: a 0°, 30°, 45° e - 30° (figura 2.6 e figura 2.7).

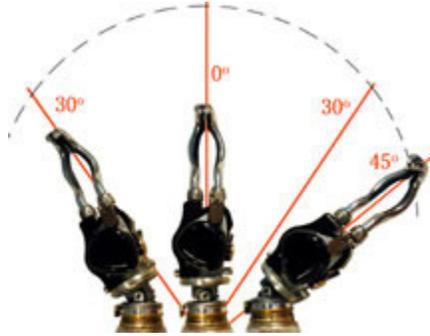


Figura 2.7 – Flexão do punho da Montion Control Arm

2.3.3 Próteses mioelétricas de membros superiores VASI

As mãos elétricas da VASI (Variety Ability Systems Inc.) são disponíveis em quatro tamanhos, destinadas às crianças de zero a 11 anos e adultos pequenos. As mãos são controladas através de um módulo de ponte eletrônica programável que serve para os quatro tamanhos. O SPM (single programmable microcomputer) pode usar os sinais mioelétricos processados como mecanismo de controle e ser configurado usando um software adequado e um computador [VASI, 2007].

As mãos têm uma força de apreensão forte, mas seus dedos de plástico forte não realçam a função de mão. Em contrapartida, os comprimentos das mãos são relativamente pequenos e podem operar numa ampla série de voltagens de bateria variando de 4,8 a 7,2 V.

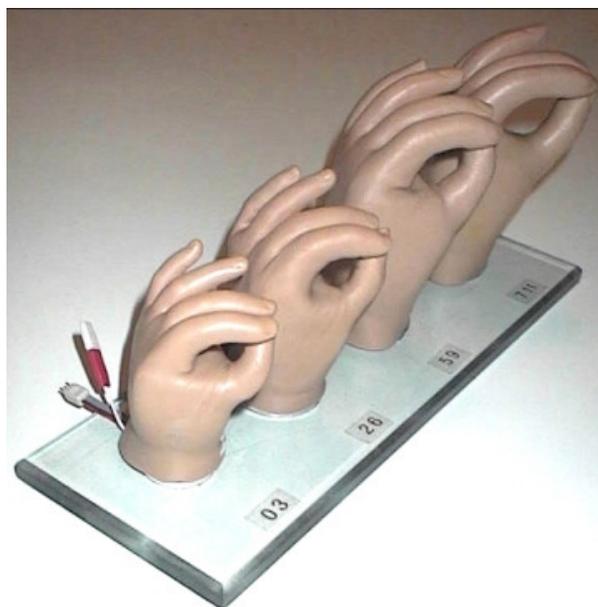


Figura 2.8 – Mãos elétricas VASI

2.3.4 Próteses mioelétricas de membros superiores RSL Steeper

As mãos *MultiControl Plus Myoelectric* da RSL Steeper são disponíveis em cinco tamanhos e incorporam um sistema gerenciador eletrônico único que com um simples interruptor de seleção permite uma rápida escolha dentre uma série de 5 estratégias de controle pré-programadas [RSL STEEPER, 2007].

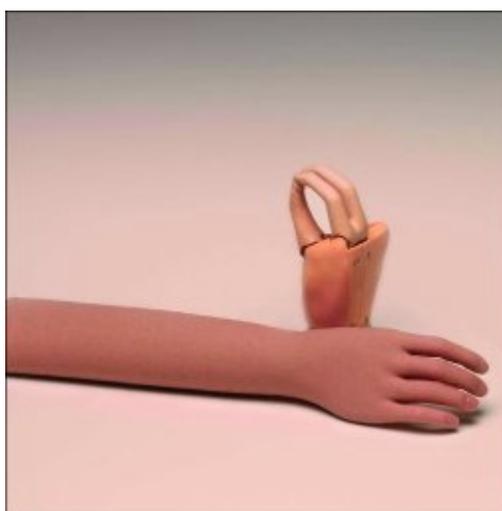


Figura 2.9 – MultiControl Plus Myoelectric Hand

2.3.5 Mão biônica Touch Bionics

A primeira mão biônica no mundo comercial e totalmente articulada nas falanges, chegou ao mercado em 2007 pela empresa escocesa Touch Bionics. A mão *i-LIMB* possui cinco motores individuais, um em cada dedo, permitindo ao usuário mover os dedos de maneira independente. Esta prótese age e parece com a mão humana e representa um grande avanço em próteses mioelétricas. Em medicina, o termo biônico significa a troca ou o realce de órgãos ou outras partes do corpo por recursos mecânicos.



Figura 2.10 – Mão biônica i-LIMB

A mão i-LIMB é controlada por um sistema de controle único e altamente intuitivo que usa o tradicional sistema mioelétrico de duas entradas para abrir e fechar a mão e os dedos. Os dedos são removíveis, facilitando a manutenção, e podem ser vendidos separadamente. Os sinais mioelétricos são capturados através de eletrodos de superfície localizados sobre a pele do paciente. A mão é coberta por um material flexível chamado cosmesis e que tem aparência bem próxima à pele humana.

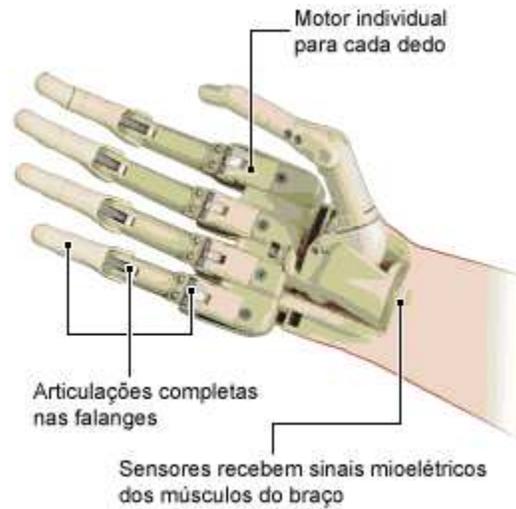


Figura 2.11 – Detalhes da mão biônica i-LIMB

A mão i-LIMB foi desenvolvida para ter a escolha dos três tipos de preensão mais usadas pelo ser humano: a preensão forte dos dedos articulados, a preensão precisa do polegar contra os dedos indicador e médio e a preensão do polegar contra a falange próxima do dedo indicador (por exemplo, para girar uma chave). Isso só é possível, pois não há nenhuma ligação física entre os dedos e o polegar [TOUCH BIONICS, 2007].

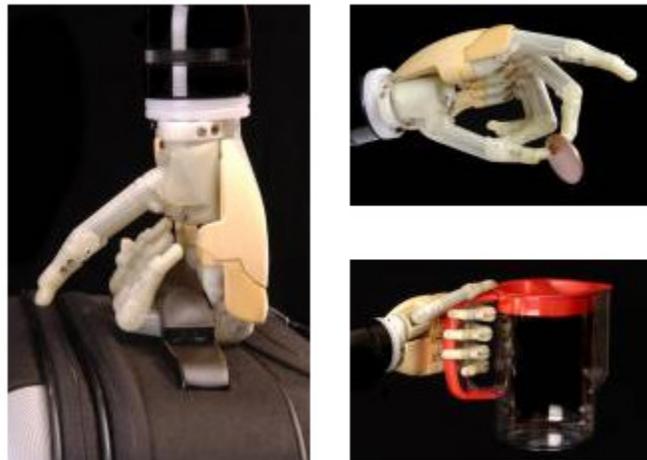


Figura 2.12 – Tipos de preensão da i-LIMB

2.3.6 Controladores mioelétricos OPRA/TECH

A OPRA/TECH ENGINEERING desenvolveu um controlador processador mioelétrico que é um dos menores e mais sensíveis circuitos mioelétricos disponíveis no mercado, sendo que com o controlador mioelétrico desenvolvido torna possível a aplicação de controle multiplexado que permite ao usuário controlar uma ou duas funções a partir de um único sinal de controle, a partir do potencial muscular EMG.

O desenvolvimento do Processador Controlador Mioelétrico Multiplexado (PCMM) permite o controle de um cotovelo elétrico, pulso, e mão a partir de dois pontos de um músculo, que é uma vantagem significativa aos amputados de alto-nível de amputação do membro superior, principalmente.

Para ser usado com o PCMM, também foi desenvolvido um Analisador de Potencial Muscular EMG e de um sistema controlador e monitorador elaborado para aumentar o EMG muscular através de treinamento, aplicando conceitos de biorealimentação [HERMINI, 2000].

2.4 Sinal mioelétrico

A palavra “mioelétrico” engloba “*mio*” que vem do grego *mys* e significa músculo, e “*elétrico*” pertencente a *eletricidade*. A partir disso, pode-se definir sinal mioelétrico de maneira bem simples como a atividade elétrica produzida por uma contração muscular [MUZUMDAR, 2004]. No entanto, a origem e a natureza do sinal mioelétrico não são simples e serão descritas mais detalhadamente.

2.4.1 Breve histórico do sinal mioelétrico

A comunidade científica foi descobrindo ao longo dos séculos que o corpo humano é mais complexo do que se imaginava. O anatomista e biólogo alemão Jan Swammerdam (1637-1680) descobriu que um pequeno golpe na inervação do gastrocnêmio de sapos gerava uma contração.

Existe alguma evidência de que ele tenha realizado experimentos com estimulação elétrica 134 anos antes de Luigi Galvani.

Francesco Redi, em 1666, percebeu que a origem do choque elétrico das enguias era de origem muscular.

Em 1791, Luidgi Galvani (1737-1798), que é considerado o *Pai da Eletromiografia*, dissecava rãs em uma mesa enquanto conduzia experimentos com eletricidade estática. Um de seus assistentes tocou em um nervo ciático de uma rã com um escalpelo metálico, o que produziu uma reação muscular na região tocada sempre que faíscas eram produzidas em uma máquina eletrostática. Tal observação fez com que Galvani investigasse a relação entre a eletricidade e a animação (ou vida). Por isso, é atribuída a Galvani a descoberta da bioeletricidade.

Carlos Mateucci com um galvanômetro demonstrou a evidência de atividade elétrica durante a contração muscular dos sapos em 1838.

Já em 1849, Frenchman Dubois-Reymond conseguiu, através de um experimento prático, detectar a presença de um sinal elétrico no exato momento em que um ser humano realizava um movimento voluntário com um dos braços. Descobriu-se então, que a contração de um músculo é, na verdade, o reflexo involuntário da passagem de corrente elétrica por suas fibras musculares, e a esta corrente foi dado o nome de sinal mioelétrico.

Em 1850, Guillaume Duchenne (1806-1875) aplicou a estimulação elétrica ao músculo esquelético intacto com finalidade terapêutica e mapeou sistematicamente a função do nervo facial.

No século XX as pesquisas se intensificaram no estudo da morfologia dos sinais mioelétricos. Tais pesquisas levaram ao surgimento da eletromiografia (EMG), onde através de um tubo de raios catódicos e eletrodos específicos, os sinais mioelétricos são captados do corpo de um paciente e apresentados na tela de um osciloscópio. Hebert S. Gasser (1888-1963) e Joseph Erlanger (1874-1965) iniciaram em 1925 os primeiros estudos sobre o sinal mioelétrico.

Receberam o Nobel em Medicina por realizarem importantes trabalhos sobre fibras nervosas em 1944.

Herbert Jasper (1906-1999) construiu o primeiro eletromiógrafo e criou o eletrodo de agulha unipolar. Em 1939 no Reino Unido Denny Brown e Pennybacker utilizaram um eletromiógrafo para uso clínico.

Desde então, a eletromiografia, que é o estudo de forma gráfica das funções musculares através da captação do sinal mioelétrico, passou a ser amplamente utilizada para o estudo dos biopotenciais do corpo humano. Essa técnica se tornou fundamental não só para o entendimento do nosso sistema locomotor, mas também para o desenvolvimento de ferramentas de controle artificial dos movimentos musculares, estimulação elétrica funcional além de reabilitação de pacientes com deficiência motora.

Em 1962 John V. Basmajian copilou a informação conhecida até então sobre eletromiografia. Criou os eletrodos intramusculares de fio que são mais confortáveis que os de agulha e podem ser utilizados por um período de tempo de coleta maior. O livro *Muscles Alive* tornou-se uma ferramenta valiosa no estudo da eletromiografia, incluindo suas atualizações. Fundou a International Society of Electrophysiological Kinesiology, ISEK, em 1965, onde trabalhou pela criação da padronização do uso e relato da eletromiografia.

Carlo J. De Luca é provavelmente a personalidade mais influente na história recente de eletromiografia. Luca chamou a atenção para as falhas de compreensão do sinal eletromiográfico e as limitações do mesmo.

2.4.2 Potencial de ação

Potencial de ação é uma onda de descarga elétrica que percorre a membrana celular. Potenciais de ação transportam rapidamente informações entre e dentro dos tecidos. Eles podem ser gerados por muitos tipos de células, mas são utilizados mais intensamente pelo sistema

nervoso, para comunicação entre neurônios e para transmitir informação dos neurônios para outro tecido do organismo, como os músculos.

As fibras musculares e os nervos axônios compartilham várias características similares. Do ponto de vista elétrico, ambos podem ser considerados como estruturas tubulares constituídas por uma membrana seletiva permeável. Esta membrana separa o fluído intracelular com o fluído extracelular. A concentração de íons dentro e fora da fibra é diferente. Os três íons mais importantes são:

Potássio: mais dentro do que fora (35:1)

Sódio: menos dentro do que fora (1:10)

Cloro: menos dentro do que fora (1:12) [MUZUMDAR, 2004]

Há uma tendência geral do potássio de dentro da fibra difundir para fora, e do sódio e do cloro de difundir para dentro da fibra.

A voltagem total que aparece através da membrana da fibra é designada *potencial transmembrânico*. Sua magnitude é diretamente relacionada à distribuição iônica natural em cada lado da membrana. Em geral, os íons de sódio são obstruídos por difusão devido à natureza seletiva da membrana. Íons de cloro são excluídos por difusão devido à presença de anions dentro da membrana. Isso deixa apenas o potássio para considerar. O potencial desenvolvido devido ao gradiente da concentração de potássio pode ser expressado pela equação de Nernst:

$$V_m = \frac{RT}{F} \times \log_{10} \left(\frac{K_{in}^+}{K_{ext}^+} \right) \approx 90mV \quad 2.1$$

A equação 2.1 mostra que o interior da fibra muscular é aproximadamente -90 mV com relação ao exterior. Medidas reais mostram que esse valor é um pouco menor, aproximadamente 80 mV. Isto é resultado da pequena quantidade de sódio escapado, da presença de proteínas ionizadas internas e do efeito da bomba sódio-potássio. Este potencial é designado por *potencial*

de repouso de membrana (E_0). Deve-se observar que o potencial transmembrânico dos axônios é um pouco menor que o das fibras musculares. Potenciais de repouso típicos são -70 mV, com um ponto limiar de -55 mV. Isto se deve às fracas diferenças nas concentrações iônicas [MUZUMDAR, 2004].

Quando o potencial através da membrana, E , está menos eletronegativo do que o valor de repouso, ou seja, $E > E_0$, dizemos que a membrana está despolarizada. Quando está mais eletronegativo, $E < E_0$, dizemos que está hiperpolarizada.

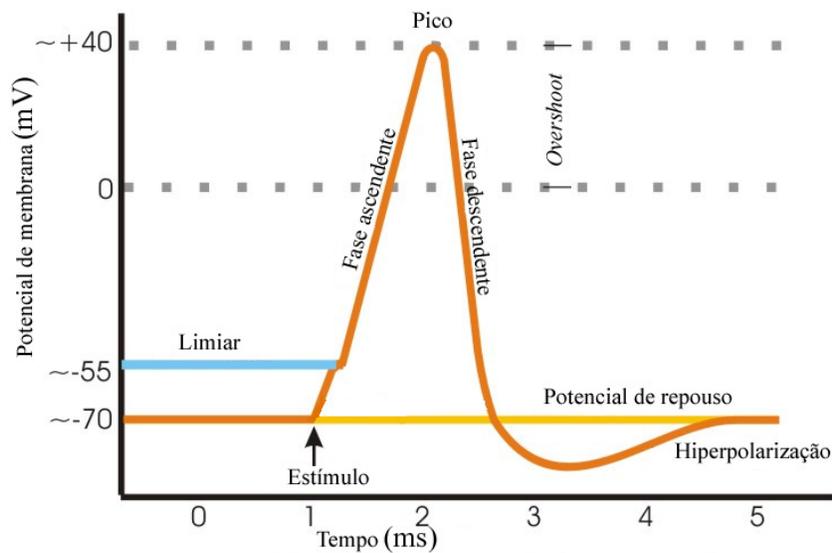


Figura 2.13 – Potencial de ação

Potenciais de ação são disparados quando uma despolarização inicial atinge o potencial limiar excitatório, que geralmente gira em torno de 15 mV acima do potencial de repouso de membrana da célula e ocorre quando a entrada de íons de sódio na célula excede a saída de íons de potássio. O influxo líquido de cargas positivas devido aos íons de sódio causa a despolarização da membrana, levando à abertura de mais canais de sódio dependentes de voltagem. Por esses canais passa uma grande corrente de entrada de sódio, que causa maior despolarização, criando um ciclo de realimentação positiva que leva o potencial de membrana a um nível bastante despolarizado. O potencial limiar pode ser alcançado ao alterar-se o balanço entre as correntes de sódio e potássio.

Em neurônios, despolarizações tipicamente se originam nos dendritos pós-sinápticos e potenciais de ação, nos cones de implantação, embora teoricamente um potencial de ação pode ter início em qualquer lugar de uma fibra nervosa.

2.4.3 MUAP

A soma algébrica dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora é chamado de potencial de ação da unidade motora (MUAP – Motor Unit Action Potential) [Basajian & Deluca, 1985].

Embora o potencial de ação de cada fibra é idêntico por natureza, por causa da distribuição espacial das extremidades do neurônio motor, a aparência do MUAP resultante é diferente daquele do potencial de ação individual. Separação longitudinal das extremidades do neurônio motor fornece um MUAP com duração entre 4-8 ms, enquanto que potencial de ação da fibra é entre 1-2 ms.

Assim como as fibras musculares de uma unidade motora são distribuídas pelo músculo, as unidades motoras também são distribuídas pelo músculo de modo randômico. A atividade elétrica observada que acompanha uma contração é a somatória espacial sobre todas as unidades motoras ativas. Isso é o que é conhecido como sinal mioelétrico: uma somatória espacial de MUAPs.

Um MUAP possui as seguintes características: banda de frequência entre 5 Hz e 10 KHz; período de 2 a 10ms; amplitude de 100 μ V a 2 mV [SANVIDOTTI, 2006].

Quando há a necessidade de uma contração muscular por um período maior que 10 ms, as unidades motoras são acionadas de forma repetitiva. Essa seqüência de disparos de potenciais de ação da unidade motora é chamada de MUAPT (Motor Unit Action Potential Train ou trem de potencial de ação da unidade motora).

2.4.4 Natureza e características do sinal mioelétrico

A origem do sinal mioelétrico é dentro da estrutura muscular, pode ser detectado abaixo da superfície da pele usando eletrodos de agulha (internos) ou mesmo usando eletrodos de superfície.

Como visto anteriormente, a fibra muscular possui uma membrana semipermeável que permite a passagem de alguns íons mais rapidamente que outros, resultando numa condição de repouso em que a região intracelular é cerca de -70 mV em respeito ao fluido extracelular (figura 2.14) [SCOTT, 1984].

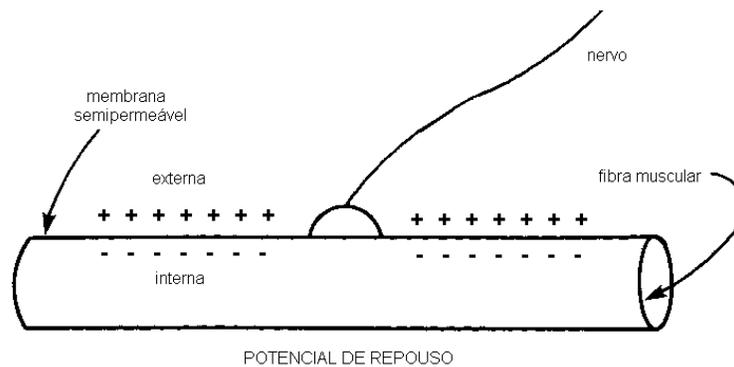


Figura 2.14 – Polarização da célula

Quando a fibra é estimulada, no ponto da estimulação a membrana torna-se altamente permeável e íons (primeiramente Na^+) movem-se para dentro da célula. Este processo de despolarização reverte o potencial elétrico ao redor da membrana, e propaga-se ao longo da célula causando a despolarização da membrana adjacente. É seguido de um processo de repolarização, no qual o potencial de repouso é restabelecido.

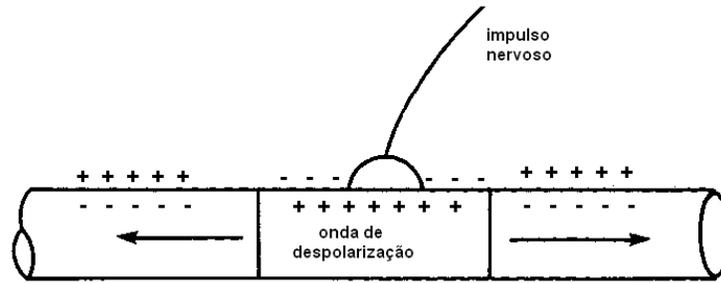


Figura 2.15 – Despolarização da célula

Colocando-se um par de eletrodos bem próximos à fibra, no fluido extracelular, o sinal elétrico desenvolvido pode ser ilustrado pela figura 2.16.

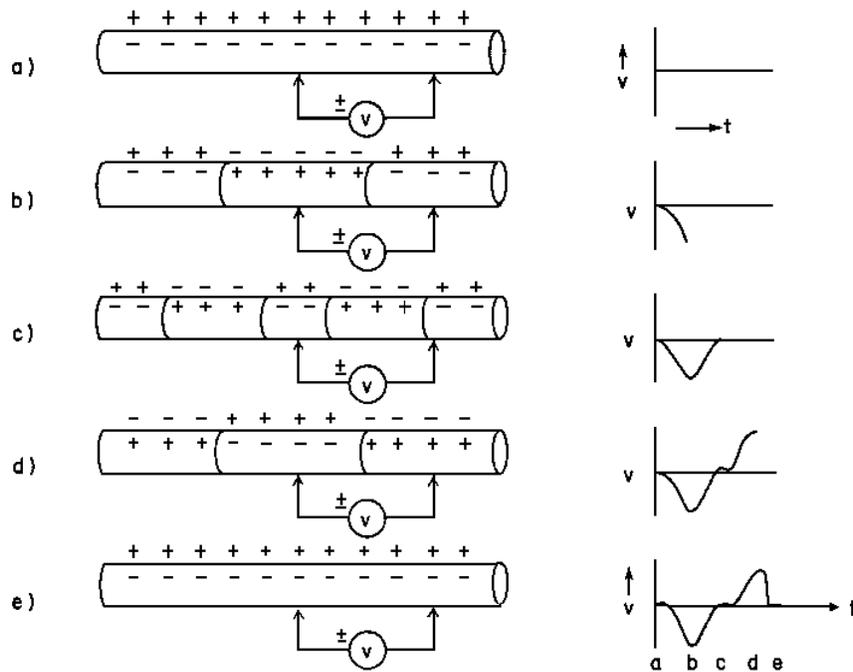


Figura 2.16 – Geração do potencial de ação

Este processo ocorre quase simultaneamente em todas as fibras que constituem a unidade motora. Colocando novamente um par de eletrodos, agora na superfície da pele, pode ser observado um sinal similar, ou seja, o sinal mioelétrico.

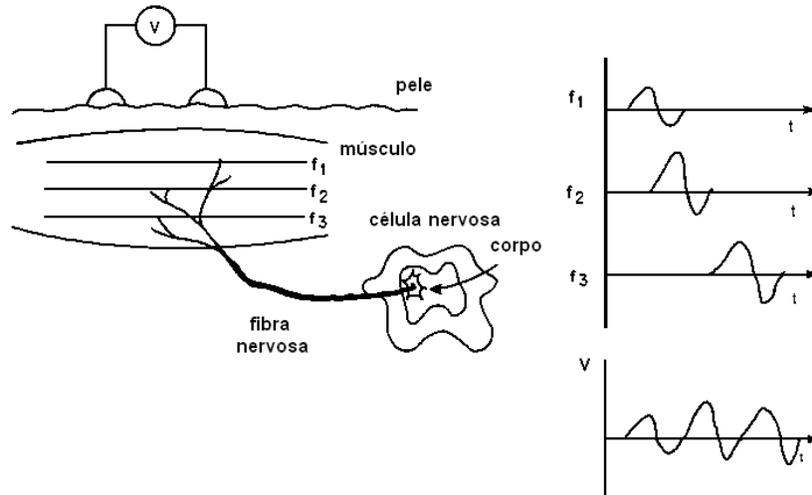


Figura 2.17 – Sinal mioelétrico

O sinal mioelétrico foi descrito como um processo estocástico por ser composto de diferentes MUAPs, pela irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e por ter mais de um músculo envolvido [DE LUCA, 1988].

Conforme a força da contração aumenta, mais unidades motoras são envolvidas e o sinal elétrico observado consiste de sobreposição de potenciais das unidades motoras. A progressão de uma a várias unidades é evidente no sinal mioelétrico observado com o aumento no tamanho e quantidade de picos (figura 2.18).

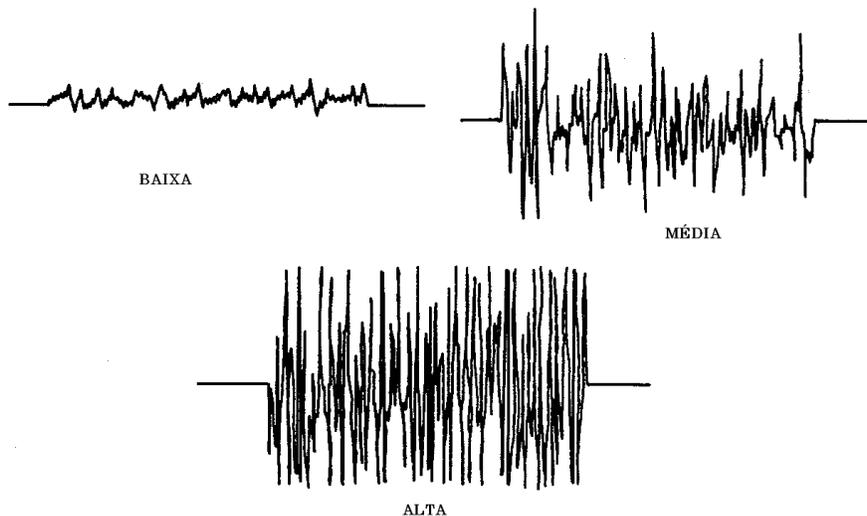


Figura 2.18 – Sinal mioelétrico de vários níveis de contração

A amplitude do sinal mioelétrico pode ser representada por uma função de distribuição Gaussiana. O sinal tem amplitude que varia de 0 a 10 μV (pico a pico). A energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência entre 0 e 500 Hz, possuindo uma alta concentração na faixa de 50 a 150 Hz (figura 2.19). Sinais úteis são aqueles cuja energia está acima do nível do ruído elétrico que predomina na faixa de 50 e 60 Hz [DE LUCA, 1997].

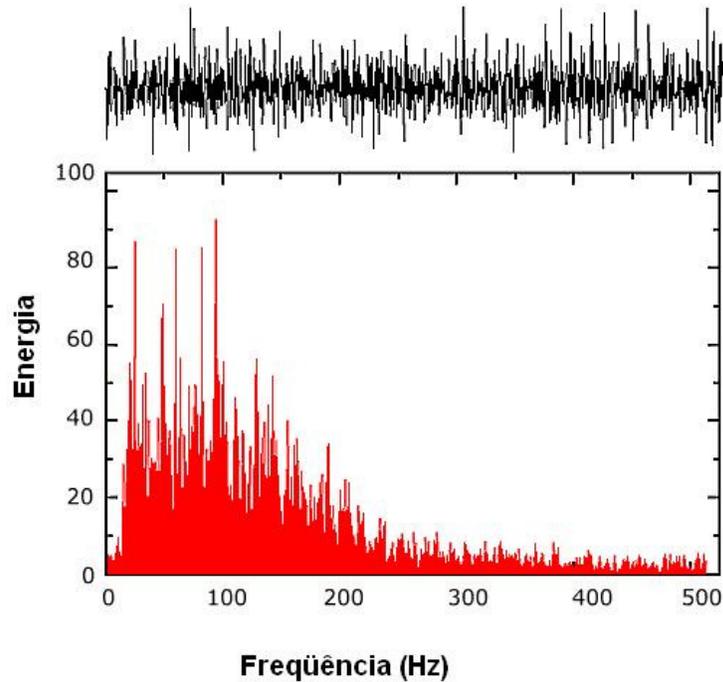


Figura 2.19 – Espectro de frequência de um sinal mioelétrico

Na tarefa da coleta de sinais mioelétricos, há o problema da perturbação externa devido a vários elementos do meio e a conseqüente geração de ruído elétrico. As fontes perturbadoras podem ser:

- ruídos inerentes dos componentes eletrônicos nos equipamentos de detecção e de gravação, variando de zero a vários milhares de Hz;
- ruído ambiente, originado de fontes de radiação eletromagnética, com um predomínio de 50 ou 60 Hz. Esse sinal pode ter uma amplitude de uma a três vezes maior que o sinal eletromiográfico;

- artefatos de movimento entre a superfície de detecção do eletrodo e a pele ou do movimento dos cabos conectando o eletrodo ao amplificador. Ambos podem ser reduzidos por um desenho adequado do circuito eletrônico.

Os componentes de frequência entre 0 e 20 Hz são particularmente instáveis. Por isso, é aconselhável considerá-los como ruídos não desejáveis e eliminá-los do sinal.

Por todos esses motivos, usa-se filtros passa-alta e passa-baixa, de modo que os ruídos são filtrados (inclusive as frequências baixas que são instáveis) e o sinal no circuito possua alta concentração.

Capítulo 3

Tecnologias Envolvidas com as Próteses Mioelétricas

Introdução

A mão humana é uma ferramenta capaz de executar inúmeras ações graças à sua principal função de apreensão. Sua riqueza funcional lhe proporciona uma superabundância de possibilidades nas posições, nos movimentos e nas ações; por isso, a mão representa a “extremidade realizadora” do membro superior (Anexo II). Porém, a mão não é apenas um órgão de execução, mas também um receptor funcional extremamente sensível e preciso [KAPANDJI, 2000].

A sensibilidade da mão humana é de grande importância em sua função. A fisiologia da sensação normal é complexa em sua natureza e inclui alguns tipos de sistemas receptores na percepção do toque, pressão, vibração, temperatura e dor [LUNDBORG et al, 1998].

3.1 Eletrodos

Muitos órgãos no corpo humano, como o coração, cérebro, músculos e olhos, manifestam seus biopotenciais através de atividades elétricas, como as seguir:

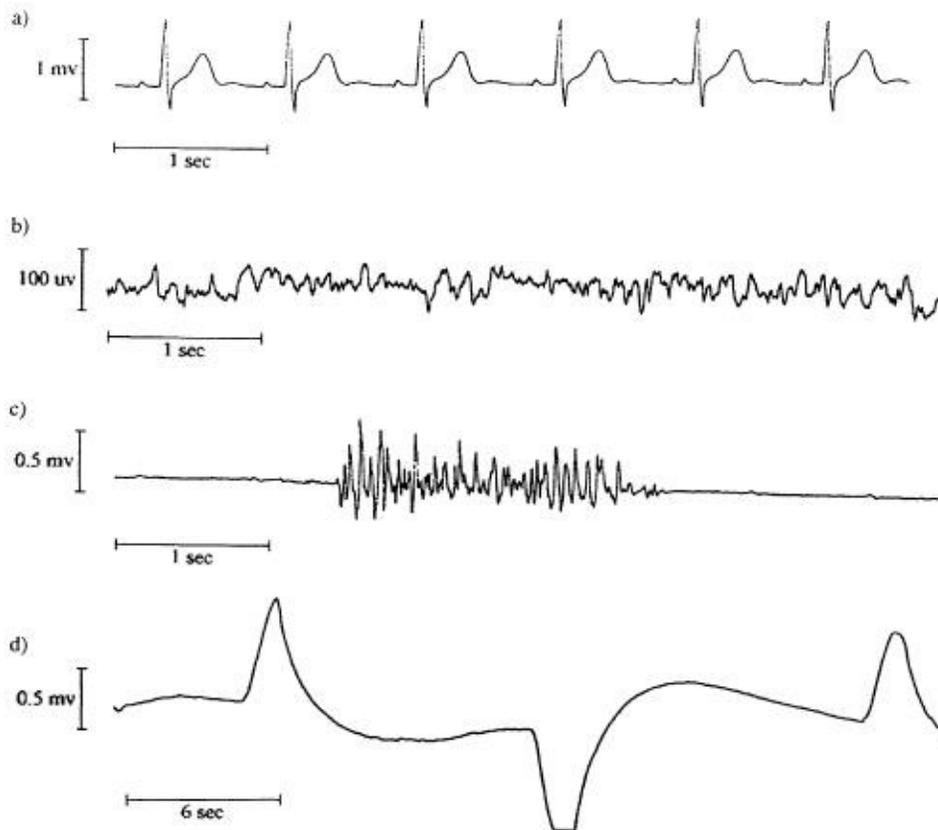


Figura 3.1 – Formas de ondas de diferentes biopotenciais:

- (a) ECG, ritmo de batimento normal; (b) EEG, paciente normal com os olhos abertos; (c) EMG, flexão dos músculos bíceps; (d) EOG, movimento dos olhos da esquerda para a direita [THAKOR, 1984]

O coração produz um sinal chamado de eletrocardiograma ou ECG (figura 3.1a). O cérebro produz um sinal chamado um eletroencefalograma ou EEG (figura 3.1b). A atividade de músculos, como contração e relaxamento, produz um eletromiograma ou EMG (figura 3.1c). Movimento do olho resulta em um sinal chamado um eletrooculograma ou EOG (figura 3.1d), e a retina dentro dos olhos produz o eletroretinograma ou ERG.

Cada biopotencial apresenta suas características próprias. Estes biopotenciais podem ser detectados através de eletrodos. Há diversos eletrodos. A tabela 3.1 abaixo contém alguns exemplos de eletrodos e suas aplicações clínicas.

Fonte	Eletrodos	Aplicações clínicas
ECG	Ag-AgCl	Diagnose de isquemia, arritmia, defeitos de condução.
EEG	Banhado a Au ou Ag-AgCl reutilizável	Estudos de sono, descoberta de ataque epilético, cartografia cortical.
EMG	Au ou C puro, agulha de aço-inox	Funções musculares, neuromuscular, próteses.
EOG	Ag-AgCl	Posição dos olhos, estado do sono, reflexo do vestibulo ocular.

Tabela 3.1 – Eletrodos e suas aplicações clínicas

3.1.1 Preparação da pele

Os potenciais que existem na superfície da pele, atribuídos aos potenciais das membranas de células das camadas da epiderme, podem resultar em um potencial de corrente contínua grande. Qualquer perturbação da pele, seja através de movimento, de toque ou de deformação, pode fazer este potencial mudar e resultar em artefatos de movimento.

Glândulas de suor na epiderme também podem contribuir extensões variadas de resistência de pele e potencial de pele. Tais potenciais e artefatos podem ser reduzidos fazendo uma preparação da epiderme. Uma abrasão moderada através de lixa ou equivalente pode reduzir a resistência da pele e o potencial da pele significativamente e, assim, pode reduzir o artefato.

Uma outra forma menos traumática, porém menos efetiva, é usar uma haste-flexível com álcool ou solução de limpeza de pele para limpar a superfície da pele, removendo possíveis suor, óleos e células epidérmicas estragadas ou mortas [SANVIDOTTI, 2006].

Às vezes, em medidas de EEG onde os sinais registrados são muito baixos e o nível de ruído deverá ser muito menor, a resistência de pele deve ser abaixada significativamente, para baixo de 2 K Ω . Uma redução do movimento ou atividade do músculo enquanto a medição é realizada também ajuda a diminuir possível ruído [THAKOR, 1984].

3.1.2 Interface eletrodo-eletrólito

O fluxo de corrente através da interface eletrodo-eletrólito, mostrado na Figura 3.2, consiste de elétrons movendo-se na direção oposta da corrente no eletrodo, ou seja, cátions (C^+) movendo-se na mesma direção da corrente e ânions (A^-) movendo-se no sentido oposto à corrente no eletrólito.

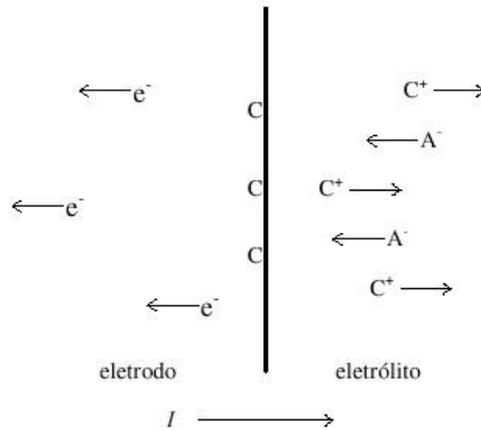


Figura 3.2 – Interface eletrodo-eletrólito

Não deve haver elétrons livres no eletrólito e não devem existir cátions e ânions livres no eletrodo para que cargas possam atravessar a interface. As reações químicas que ocorrem na interface são dadas pelas equações (3.1) e (3.2).



onde n é a valência de C .



onde m é a valência de A .

O eletrodo é feito de alguns átomos do mesmo material, e que esse material na interface do eletrodo pode ser oxidado para formar cátions e um ou mais elétrons livres. O cátion é carregado no eletrólito e os elétrons serão transportados pelo eletrodo.

Um ânion que vem da interface eletrodo-eletrólito pode ser oxidado em um átomo neutro “roubando” um ou mais elétrons livres do eletrodo. Ambas reações podem ser revertidas com um processo de redução (sentido da reação da direita para a esquerda).

Quando nenhuma corrente passa na interface eletrodo-eletrólito, essas reações ainda ocorrem, mas a frequência de reações de oxidação é igual à frequência de reações de redução. Assim, a rede de transferência de cargas, através da interface, é zero. Quando corrente flui do eletrodo para o eletrólito as reações de oxidação são dominantes. Quando corrente flui do eletrólito para o eletrodo as reações de redução são dominantes.

3.1.3 Interface eletrodo-pele e Artefato de movimento

Quando biopotenciais são gerados, interfaces adicionais devem ser consideradas, como a interface eletrodo-pele. A pele humana possui várias camadas (figura 3.3).

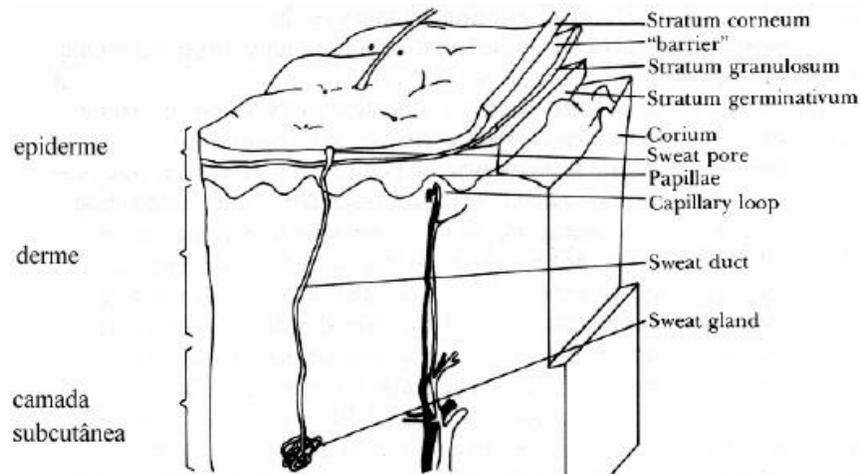


Figura 3.3 – Camadas da pele

A primeira camada da pele é a epiderme, a segunda denomina-se derme e a terceira é a camada subcutânea. O “stratum corneum”, parte da epiderme composta de material morto, possui diferentes características elétricas, e é uma membrana semipermeável a íons. O efeito dessa camada pode ser minimizado removendo-a inteira ou parcialmente através de abrasivos.

3.1.4 Eletrodos ativos e passivos

Os sinais mioelétricos de superfície são manifestações elétricas da ativação neuromuscular associada à contração muscular, e provaram ser uma entrada de controle efetivo para controle de próteses mioelétricas. Estes sinais são detectados geralmente por eletrodos de superfície, devido às suas características não-invasoras.

Tipicamente, há duas categorias de eletrodos de superfície: ativo ou passivo.

Os eletrodos passivos consistem de discos de prata que aderem à pele. Aplicando um gel condutivo entre a pele e o disco, os eletrodos passivos podem ser mais bem grudados ao músculo. Entretanto, se gasta muito tempo com a preparação da pele e, às vezes, sensações desconfortáveis e irritação da pele são causadas devido à abrasão preparatória inadequada. O uso de eletrodos passivos e amplificadores com ganho ajustável é muito comum em laboratórios para o desenvolvimento de novas estratégias de controle, pois os eletrodos passivos são menos caros que os ativos.

Os eletrodos ativos, que combinam pratos de metal e um pré-amplificador num suporte plástico, podem prover amplificação e filtro passa-faixa para assegurar que os sinais EMG sejam menos afetados por interferências elétricas ao redor. Eletrodos passivos com cola fixadora são usados na maioria das aplicações clínicas de controle de mão mioelétrica devido à carência da necessidade de preparação da pele [CHIOU et al, 2004].

Resultados experimentais de estudos realizados por Chiou et al na Universidade Nacional de Taiwan [CHIOU et al, 2004] mostraram que não existem diferenças significativas na classificação de modelo do sinal EMG quando usado eletrodos ativos e passivos.

3.1.5 Tipos de eletrodos

Algumas considerações práticas determinaram a alta qualidade dos eletrodos. O desenho deve ser otimizado a fim de reduzir custo e facilitar a manufatura, além de que o material

escolhido deve propiciar longo tempo de uso e segurança. Estas características fazem dos eletrodos de prata ou de ouro serem reutilizáveis, disponíveis e mais baratos.

A seguir são descritos alguns tipos de eletrodos [KIMURA, 1989].

3.1.5.1 Eletrodos de placas de metal

São os eletrodos mais usados. O eletrodo é um condutor metálico que entra em contato com a pele através de um gel eletrolítico. Para evitar reações químicas com o gel ou com a pele, os metais mais usados são: aço inoxidável, platina, prata e ouro. São utilizados em ECG, EMG, EEG. Podemos subdividir esta classe nos seguintes tipos:

Eletrodos de membros - São eletrodos cuja superfície de contato é cilíndrica para moldar-se aos membros (figura 3.4). São utilizados na detecção do ECG, colocados nos dois braços e nas duas pernas (Derivações I, II, III, AvR, AvL, AvF). A parte interna do eletrodo é coberta por uma camada de gel e, em seguida, o eletrodo é fixado ao paciente. A fixação do eletrodo é feita através de uma tira de borracha que passa pelo orifício na parte superior do eletrodo. O outro orifício encontrado na parte superior do eletrodo serve para ser conectados os fios que irão para o eletrocardiógrafo.



Figura 3.4 – Eletrodo de membros

Eletrodos de disco de metal - São usados para monitoração cardíaca (ECG) de longa duração. Usa-se um disco de prata (Ag) com ou sem depósito de cloreto de prata (AgCl) na região de contato. Para EMG e EEG são usados em tamanho menor e feitos de aço inoxidável, platina ou ouro, de modo a minimizar a ocorrência de reações químicas com o suor ou com o gel.



Figura 3.5 – Eletrodo de disco de metal

O gel normalmente está num bloco de espuma ou diretamente aplicado em um alojamento do eletrodo. O eletrodo é fixado por meio de uma fita adesiva antialérgica. O eletrodo é conectado normalmente a um equipamento externo de instrumentação, através de um cabo.

3.1.5.2 Eletrodos de ouro

São banhados a ouro e geralmente usados em aquisição de EEG. O corpo do eletrodo é amoldado para ter um alojamento para a colocação do gel eletrolítico (figura 3.6). Estes pequenos eletrodos são projetados de forma que possam ser presos com firmeza ao couro cabeludo. Os eletrodos são fixos em áreas livres de cabelo por uso de um forte adesivo ou são presos firmemente com bandagens elásticas ou malha de arame. Também podem ser usados eletrodos semelhantes para aquisição de EMG, especialmente quando é esperado muito movimento.

No entanto, os eletrodos de ouro possuem algumas desvantagens em relação aos de prata-cloreto de prata são mais caros, apresentam potenciais de junção mais altos e maior suscetibilidade a artefatos de movimento.

Por outro lado, os eletrodos de ouro mantêm baixa impedância, são inertes e reutilizáveis. Para aquisições de curto prazo é uma boa opção, contanto que um gel altamente condutivo seja aplicado e os eletrodos sejam fixos com firmeza.



Figura 3.6 – Eletrodo de ouro

3.1.5.3 Eletrodos descartáveis

Dentre os macro-eletrodos, este é o mais usado atualmente. É idêntico ao eletrodo anterior. É basicamente formado pelas seguintes camadas: Ag (AgCl) + gel + adesivo.

A fixação é feita através de adesivo que faz parte do conjunto do eletrodo. Desse modo o trabalho é bem facilitado porque não é mais necessário que seja passada uma camada de gel. Esses eletrodos só são usados uma vez, dado que foi feito um contato direto com o paciente e não há como fazer uma limpeza da superfície de contato por causa do adesivo, que fica inutilizado.

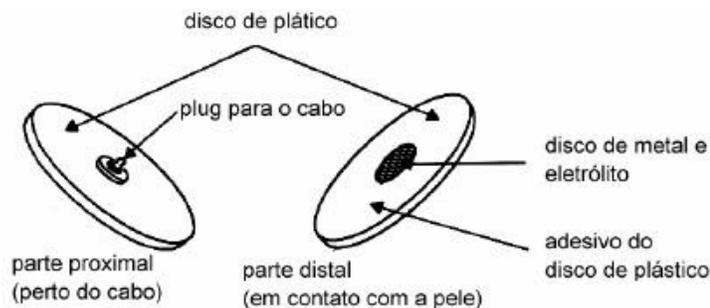


Figura 3.7 – Eletrodos descartáveis

3.1.5.4 Eletrodos flexíveis

Desenvolvidos por Neuman (1973) têm a facilidade de moldar-se aos contornos do corpo evitando o artefato de movimento. São usados principalmente na monitoração de crianças e prematuros evitando ulceração na região de contato, o que ocorria no caso de eletrodos rígidos.

O eletrodo utiliza uma camada de filme de Mylar com espessura de 10mm e uma fina camada de Ag-AgCl depositada através de um processo eletrolítico, tendo ainda como vantagem ser transparente ao raio X, evitando a retirada e recolocação deste quando for necessário se fazer uma radiografia.

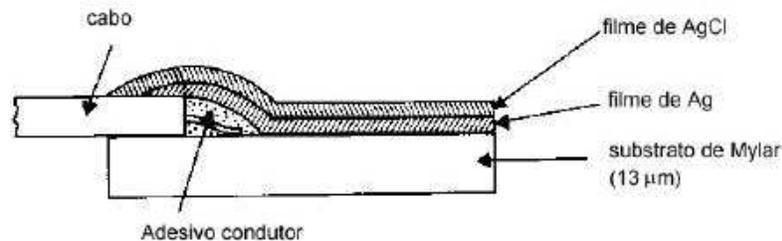


Figura 3.8 – Eletrodos flexíveis

3.1.5.5 Eletrodos internos

São eletrodos que penetram na região de medição e se caracterizam por não possuir a interface pele-eletrólito, há apenas a interface eletrodo-eletrólito, não há utilização de gel eletrolítico que é substituído pelo fluido extracelular. Há vários tipos de eletrodos e para cada propósito é feito um tipo diferente. São usados normalmente para EMG ou para monitorar ECG durante uma cirurgia.

Ele consiste em agulha, geralmente de aço-inoxidável, isolada e só com a ponta exposta. Este tipo de eletrodo é usado no EMG e no ECG; nesse último os eletrodos são colocados nos membros. Ele é feito colocando um fio fino no centro de uma agulha, e o restante na ponta da agulha que é preenchida com um material isolante. A ponta do conjunto é cortada obliquamente, servindo como eletrodo ativo. A agulha é conectada ao terra de um cabo coaxial e, deste modo, a blindagem chega até a ponta da agulha. Eles são usados para medidas precisas, mas sua rigidez e tamanho impedem o seu uso para implantação por tempo prolongado.



Figura 3.9 - Eletrodos internos

3.1.6 “Mioeletrodos” comerciais

A maioria dos fabricantes acondiciona o amplificador diferencial e os eletrodos juntos num único pacote compacto. Estes são referidos muitas vezes como “mioeletrodos”. Este é realmente um “apelido”, pois o eletrodo é simplesmente o pequeno disco condutor que faz contato com a superfície da pele. O papel do verdadeiro eletrodo é converter a atividade iônica gerada pelo músculo contraído em corrente elétrica ajustada para amplificação por meios eletrônicos. Portanto, quando fabricantes de componentes mioelétricos falam sobre ‘eletrodos’, eles estão realmente falando sobre a combinação eletrodo – amplificador. Em alguns casos, esse ainda inclui o circuito de processamento.



(a) Liberating Technologies (b) Otto Bock Orthopedic. (c) RSL Steeper

Figura 3.10 – Mioeletrodos comerciais

Como se pode ver na figura 3.10, embora o tamanho do pacote seja similar, há uma grande diferença no espaçamento e no tamanho dos reais eletrodos metálicos empregados nos módulos de eletrodo comerciais. No dispositivo da Liberating Technologies que é usado para controlar o cotovelo Boston, não há nenhum eletrodo de referência, apenas dois pequenos eletrodos de sinal.

A conexão de referência tem que ser feita separadamente com a adição de um eletrodo metálico localizado em outra parte do suporte.

3.2 Aquisição do sinal mioelétrico

Três eletrodos são requeridos para a aquisição dos sinais mioelétricos. Dois desses eletrodos dão presos ao bíceps e servem como entradas diferenciais para a instrumentação do amplificador, enquanto o terceiro eletrodo (terra) é arbitrariamente preso numa localização diferente do braço (tríceps) como referencial terra e é conectado ao terra do sistema.

Tanto o bíceps, quanto o tríceps constitem de “pacotes” de fibras esqueléticas. Quando as fibras entendem ao longo do comprimento do músculo, o campo potencial extracelular é evocado. O campo potencial extracelular é um sinal EMG e possui curta duração de 3-15 ms. A amplitude de sinal EMG varia de 20-200 μV , dependendo do tamanho da unidade motora e da posição do eletrodo.

O eletrodo deve ser colocado entre um ponto motor e o tendão de inserção ou entre dois pontos motores, e longitudinalmente na porção média do músculo. O eixo longitudinal do eletrodo deve ser alinhado paralelamente ao comprimento das fibras musculares, ou seja, o comprimento do eletrodo fica perpendicular ao comprimento das fibras (figura 3.11).

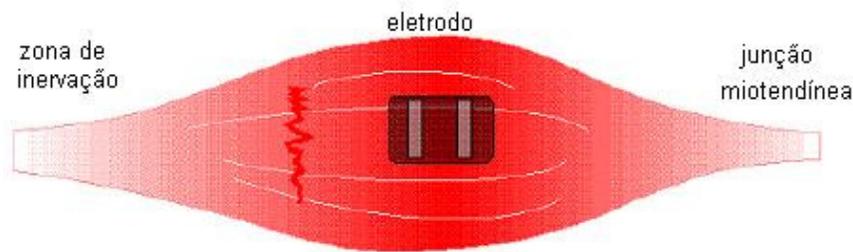


Figura 3.11 – Posição do eletrodo

A distância entre as superfícies de detecção afeta a faixa e a amplitude do sinal eletromiográfico: uma distância pequena muda a faixa para frequências mais altas e diminui a amplitude do sinal, enquanto uma distância grande necessita de eletrodos fisicamente maiores,

podendo detectar o potencial de ação de músculos adjacentes. Por essa razão, a distância entre as superfícies de detecção deve ser constante e, preferencialmente, as superfícies de detecção devem ser montadas em uma plataforma fixa. Na prática, uma distância de 1,0 cm entre as superfícies de detecção provê uma configuração que detecta uma atividade elétrica representativa do músculo durante a contração [DE LUCA, 2002].

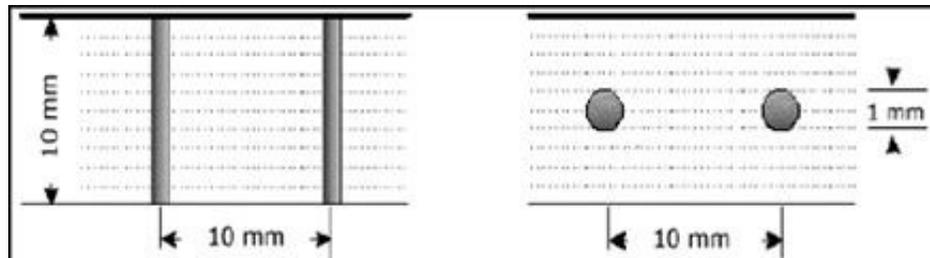


Figura 3.12 – Disposição do eletrodo [DE LUCA, 2002]

3.2.1 Circuito de aquisição do sinal mioelétrico

O sinal coletado pelos eletrodos é amplificado por um amplificador operacional de alta impedância de entrada e alta razão de rejeição em modo comum trabalhando em modo diferencial eliminando por subtração o ruído induzido proveniente de outros circuitos elétricos nas entradas do mesmo.

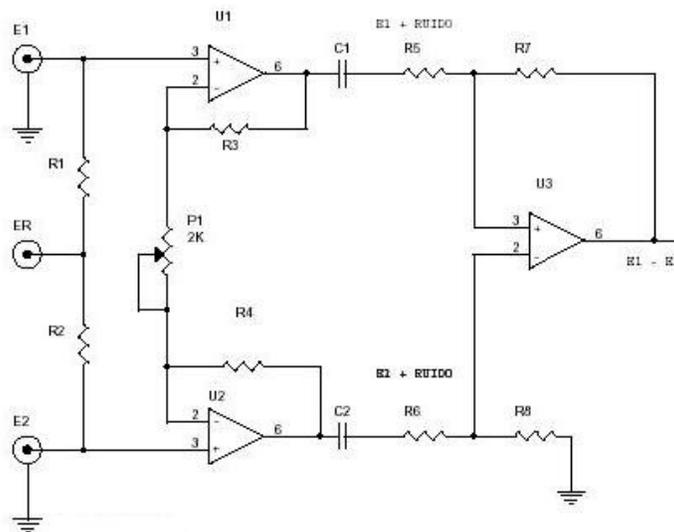


Figura 3.13 – Amplificador diferencial [SANVIDOTTI, 2006]

O sinal mioelétrico obtido apresenta redução considerável de ruído e será filtrado eletronicamente devido ao efeito diferencial do circuito. Na implementação desenvolvida foi adotado um filtro analógico da família Butterworth, composto por uma etapa de filtro passa-baixa com frequência de corte em 500 Hz e outro do tipo passa-alta com frequência de corte em 50 Hz (figura 3.14).

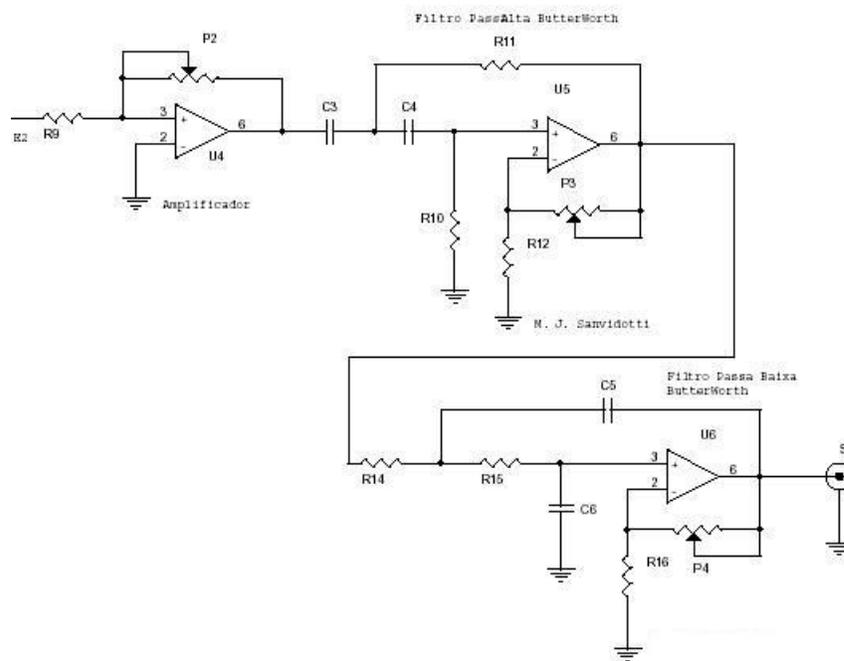


Figura 3.14 – Filtro Butterworth [SANVIDOTTI, 2006]

Para eliminar o ruído proveniente da rede elétrica vamos utilizar um filtro Notch com frequência de corte em 60 Hz.

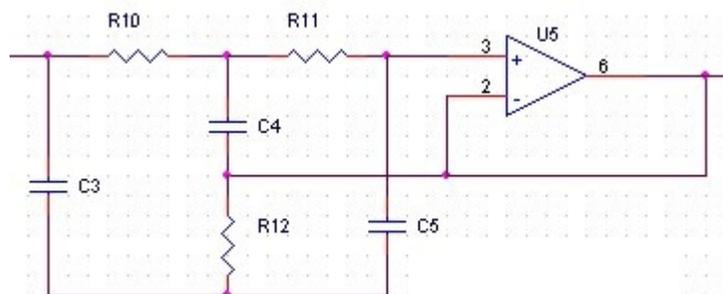


Figura 3.15 – Circuito eletrônico do filtro Notch [SANVIDOTTI, 2006]

A etapa de potência (figura 3.16), constituída por um retificador de onda completa, amplificador comparador “Schmitt Trigger” e um foto acoplador conectado a um microcontrolador que, quando recebe um sinal, posiciona o motor e sem sinal retorna o motor para a posição inicial através de uma ponte H.

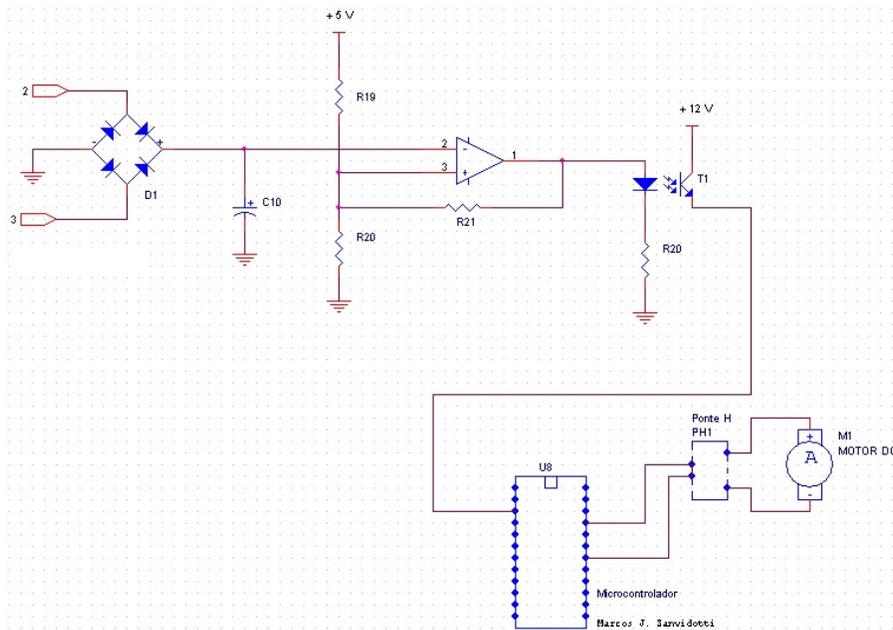


Figura 3.16 – Circuito eletrônico da etapa de potência [SANVIDOTTI, 2006]

3.3 Sensorização

Um dos principais problemas apresentados pelas mãos artificiais disponíveis no mercado é que a maioria delas não tem sensibilidade à prensão de objetos. Portanto, é de extrema importância o desenvolvimento de próteses dotadas de sensorização de pressão na prensão e de sensorização de temperatura para que a luva de silicone que envolve a prótese, que dá uma aparência antropomórfica, não seja danificada ou que o usuário da prótese não venha a se queimar e/ou machucar.

3.3.1 Sensorização de pressão na preensão

O controle da preensão de uma prótese de mão pode ser feito usando extensômetros ou Strain Gauges, que fornecem a um sistema de controle em malha fechada a medida das deformações de um objeto causadas por esforços feitos, tais como tração, compressão, torção ou flexão. No entanto, é sensível aos efeitos térmicos [ISMAIL, 2003].

SMD (Surface Mount Device ou Dispositivos Montados em Superfície) é uma nova tecnologia, que além de reduzir o espaço ocupado pelos tradicionais componentes, apresenta menor suscetibilidade a interferências eletromagnéticas e de rádio frequência podendo ser inserido muito próximo às fontes de sinal.

Os SMD possuem elemento sensor piezo-resistivo que converte a pressão aplicada em sinal elétrico. Este sinal elétrico é amplificado, linearizado e disponibilizado como sinal padronizado por uma eletrônica de alta confiabilidade.

Mesmo na tarefa de dimensionamento de atuadores artificiais, a partir da análise dos músculos naturais, o esforço exercido pelo sistema muscular de um membro em uma determinada atividade pode ser medido aplicando-se a mesma técnica, através do acoplamento destes sensores em pontos estratégicos, sendo possível a partir disso, obter informações relativas à força e ao momento efetuado pelos diversos grupos musculares do membro.

Para essa análise se faz necessário o desenvolvimento de circuitos elétricos para medições extensimétricas estáticas, dinâmicas e estático-dinâmicas. Nessas implementações, é importante que sejam considerados: a linearidade dos extensímetros, os possíveis efeitos das resistências parasitas nos cabos de ligação e a disposição dos extensímetros sobre o corpo de prova com a finalidade de medição de esforços de tração ou compressão, flexão, corte e torção, obtendo as expressões das relações sinal medido e sinal de alimentação.

3.3.2 Sensorização de temperatura

É importante o uso de sensorização de temperatura em uma prótese mioelétrica de uso clínico, pois o usuário precisa de uma resposta antes de pegar e colocar em contato com outra parte do corpo algum objeto que possa machucá-lo, ingerir algum alimento muito quente, e também para não danificar a luva cosmética que envolve a prótese mecânica.

Para fornecer ao sistema informações referentes à temperatura, são aplicados termistores de alta precisão (figura 3.17) que fornecem a medida instantânea da temperatura sob a forma de sinais analógicos para a rede de comunicação.

Os termistores disponíveis atualmente, em geral, apresentam precisão, segurança e durabilidade, sendo esses elementos indispensáveis em aplicações nas áreas médicas, podendo ser dimensionados para que apresentem características elétricas e físicas compatíveis com o sistema eletro-eletrônico do sistema de controle. Esses transdutores têm em média uma precisão de $\pm 0,1$ °C entre 0 °C e 70 °C $\pm 0,3$ °C até -55 °C e $\pm 0,15$ °C até 100 °C, constante de tempo (K_t) de 2 a 10 segundos.

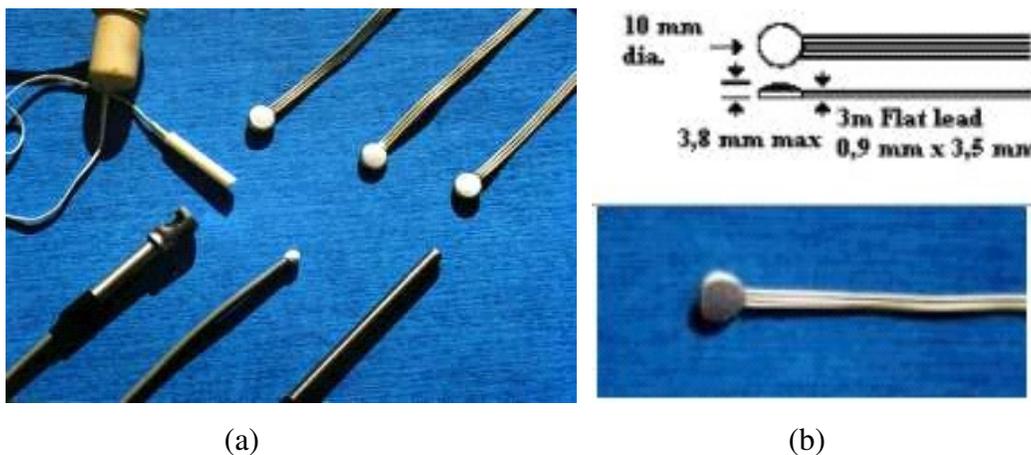


Figura 3.17 – Termosensores: (a) Modelos de termistores; (b) Dimensões de termistores utilizados em próteses antropomórficas

3.4 Sistemas de acionamento de próteses

O sistema de acionamento de próteses deve ser feito através de atuadores que tem funcionamento análogo aos atuadores naturais, os músculos. Devem ser lineares, devem apresentar velocidade de resposta, contração e dilatação equivalentes aos músculos, conservando a segurança do usuário [GALHANO, CARVALHO & TENREIRO, 1991] [GALHANO, CARVALHO & TENREIRO, 1992].

Atualmente, existem muitas filosofias de acionamento linear. Pode-se destacar: ligas metálicas que tem resposta à variação de temperatura, alterando suas propriedades de dimensão e rigidez [GILBERTSON, 1994]; atuadores lineares eletromagnéticos [TENREIRO, 1993]; atuadores lineares pneumáticos (músculos a ar); fibras de polyacrilonitril que tem dilatação proporcional a variação do pH; fibras de polímeros (polypyrrole polythiophene e polyaniline) com reações químicas reversíveis de redução e oxidação.

3.5 Microcontroladores

O funcionamento de uma prótese mioelétrica emprega um microcontrolador que atua nos comandos eletrônicos, recebendo os sinais mioelétricos humanos, captados por eletrodos de superfície [BARBOSA et al, 2006].

O microcontrolador interpreta os sinais recebidos e aciona o servomotor responsável pelo movimento da prótese. Ele também interpreta os sinais recebidos dos sensores de pressão e temperatura.

DSPs (Digital Signal Processor) são microprocessadores especializados para o processamento digital de sinal em tempo real ou em off-line. A grande característica do uso do DSP é o cancelamento de ruído, no qual um dispositivo capta o ruído ambiente e gera um anti-ruído, com ondas simétricas. Outra vantagem é a alta velocidade de repetir uma instrução complexa, medida em mips (million instruction per second), fazendo com que as Transformadas Rápidas de Fourier sejam rapidamente resolvidas, permitindo a implementação de filtros digitais.

Um DSP pode ser programado em assembly ou em alguma linguagem de alto nível. No entanto, cada família de DSP tem seu próprio assembly e suas próprias ferramentas de desenvolvimento. Pode-se utilizar as ferramentas Matlab/Simulink e LabView para a criação de diagramas de blocos e criação de projetos em DSP, desde que um compilador adequado seja utilizado em conjunto.

O início dessa tecnologia ocorreu no final dos anos 1970 quando a Intel e a AMI apresentaram dispositivos para processar sinais, porém sem muito êxito comercial. A Intel lançou o 2920 em 1978, um processador de sinais analógicos que tinha um ADC/DCA on-chip. Em 1979, a AMI lançou o S2811, um microprocessador periférico.

Ainda em 1979, os laboratórios Bell lança o microprocessador Mac 4 – primeiro hip a processar sinais digitalmente. Os primeiros DSPs completos foram apresentados na *IEEE International Solid-State Circuits Conference* em 1980 – o NEC μ PD7720 e o AT&T DSP1. Em 1983, a Texas Instruments apresentou o TMS32010 que obteve grande sucesso. O desenvolvimento da ferramenta RTDX (Real Time Data Exchange) foi uma grande inovação para a aplicação em tempo real.

Atualmente, os quatro fabricantes mais importantes são a Texas Instruments (TMS320C24x, TMS320C28x, TMS320C33, TMS320C54x, TMS320C55x, TMS320C62x, TMS320C64x, TMS320DM64x, TMS320C67x), a Analog Devices, a Motorola (56000) e a Altera Devices (DSP EP2S60).

3.6 Projeto mecânico de prótese assistido por computador

3.6.1 CAD

CAD (Computer Aided Design ou Projeto Assistido por Computador) é o nome dado a sistemas computacionais utilizados para facilitar o projeto e desenho técnicos em diversas áreas

para o estudo de estilo e conceito de um produto. Estes sistemas consistem numa série de ferramentas para construção de entidades geométricas planas ou tridimensionais.

Uma divisão básica entre os softwares CAD é feita com base na capacidade do programa em desenhar em duas dimensões (2D) ou criar modelos tridimensionais (3D), sendo estes últimos subdivididos ainda em relação a tecnologia que usam como modelador 3D. Existem basicamente dois tipos de modelagem 3D: por polígonos e por NURBS. Nos softwares pode haver intercâmbio entre o modelo 3D e o desenho 2D.

A Engenharia Reversa é o processo de digitalização das superfícies complexas, tratamento dimensional de geometria técnicas, e geração do modelo virtual em CAD.

O principal software CAD para indústrias pequenas, arquitectos e treinamento é o AutoCAD, produzido pela empresa Autodesk. Para grandes indústrias e projetos mais complexos, alguns softwares mais usados são o SolidWorks, o Catia, o Pro-Engineer, o Inventor e o Microstation.

3.6.2 CAE

CAE (Computer Aided Engineering ou Engenharia Assistida por Computador) é uma ferramenta de análise e avaliação de projetos da engenharia que usa técnicas computacionais para calcular a operacionalização e a funcionalidade de um produto, e parâmetros da manufatura muito complexos para métodos clássicos. O CAE é uma importante ferramenta para reduzir os custos de um projeto e minimizar o tempo do lançamento de um produto.

Os sistemas CAE mais usados atualmente são os baseados no Método dos Elementos Finitos (FEM – Finite Elements Method). É uma ferramenta de simulação da resposta da estrutura à cargas conhecidas. Este método consiste na divisão de um corpo contínuo em um número discreto de partes ou elementos. Cada elemento é conectado por nós e governado por uma equação. A integração do comportamento de cada elemento resulta na resposta do todo.

Pode-se dividir o sistema em três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento. No pré-processamento, há a definição de geometria, nós e elementos, e a especificação de materiais, carregamento e condições de contorno. Na solução, desenvolve-se a formulação das equações, a solução destas equações, e o cálculo dos resultados nos nós e elementos. Então, realiza-se a análise dos resultados de forma que pode haver modificações, atualizações e re-análise do modelo dos resultados.

Aplicável na solução de problemas de engenharia para: análise estrutural (definição da geometria, dados do material, cargas envolvidas, restrições, tipos de elemento); análise de frequência natural; análise de transferência térmica; análise de injeção de plástico.

3.6.3 CAM

CAM (Computer Aided Manufacturing ou Manufatura Assistida por Computador) refere-se a qualquer processo auxiliado por microcontrolador ou controlador numérico. Os sistemas CAM trabalham tendo como base modelos matemáticos provenientes do sistema CAD. Através desses modelos os sistemas geram um arquivo de caminho de ferramenta.

É possível transferir todas as coordenadas para as máquinas efetuarem as usinagens de uma peça através dos sistemas de CAM. Quanto maior a precisão do desenho gerado no CAD, maior será a precisão dos caminhos de ferramenta gerados pelo CAM e, conseqüentemente, maior será a qualidade da peça.

Um dos principais sistemas CAM é a Prototipagem Rápida (RP – Rapid Prototyping). A prototipagem rápida consiste na geração de um protótipo para testes funcionais e/ou dimensionais, baseadas em camadas (layers). A prototipagem rápida pode ser utilizada para o desenvolvimento de próteses personalizadas.

Há várias formas de processo, podendo-se destacar:

- Sinterização seletiva a laser (Selective Laser Sintering, SLS) – É a sinterização localizada de um pó pela ação de um sistema de laser de CO₂, contido numa máquina específica. Existem, atualmente, dois sistemas de sinterização disponíveis: o DTM, americano, e o EOS, antigo sistema alemão, hoje incorporado pela 3D System. O sistema funciona com o laser percorrendo ou escaneando a superfície da camada de pó depositada e regularizada pelo sub-sistema de alimentação, aquecendo as partículas e aglutinando-as, até formar uma camada sólida. Uma vez solidificada a primeira camada, os espelhos apontam novamente o laser para um ponto específico, a plataforma se movimenta para baixo e o sub-sistema adiciona nova camada de pó e assim, sucessivamente, até a solidificação da última camada.
- Estereolitografia (SLA) - É a mais antiga e mais importante técnica de prototipagem. Tem como base, a polimerização de uma resina foto-sensível (ex. acrílica, epóxi), composta por monômeros, fotoiniciadores e aditivos através de um feixe de luz ultravioleta. A cuba da máquina é preenchida com resina, na qual há uma plataforma que pode se movimentar para cima e para baixo. O microcomputador envia para a plataforma a primeira camada do modelo virtual. O controle numérico da máquina posiciona essa plataforma na superfície da resina e os espelhos galvanométricos direcionam o feixe de laser para a porção de resina correspondente a essa primeira camada. Esta camada, quando atingida pelo laser, faz com que os fotoiniciadores desencadeiem uma reação localizada que promove a formação de uma cadeia polimérica entre as moléculas do monômero dispersas na resina, ocorrendo a solidificação. Após a conclusão desse primeiro passo, a plataforma desce imergindo a primeira camada solidificada na resina líquida para que nova camada seja polimerizada sobre a primeira, e assim sucessivamente até a conclusão do modelo. A estereolitografia supera as demais técnicas pela transparência, maior precisão e melhor acabamento do modelo.
- Multi-Jet Modeling (MJM) – O mecanismo básico é um cabeçote, que se movimenta numa direção X, e uma plataforma, que se movimenta nas direções Y e Z, conforme o tamanho do objeto. O material termoplástico aquecido é expelido pelo cabeçote, através de 96 orifícios, que se abrem e se fecham enquanto ele executa um movimento repetitivo

de vai-e-vem na direção X. Simultaneamente a plataforma se movimenta na direção Z, para criar uma nova camada. No caso de objetos maiores do que o cabeçote, a plataforma se movimenta também na direção Y, para permitir a construção do modelo. Essa técnica é muito empregada para obtenção de modelos pelo processo da cera perdida.

- Impressão tridimensional (3D Printing) – A máquina se constitui de um reservatório para um pó cerâmico ou polimérico; uma plataforma que se movimenta no sentido horizontal descendente, à medida que o pó é solidificado; um rolo para reposição e regularização da camada de pó a ser aglutinado e um cabeçote, abastecido com o aglutinante. O rolo avança e deposita uniformemente uma camada do pó; o cabeçote se movimenta nas direções X-Y e derrama um jato de fluido sobre o pó, aglutinando-o; a plataforma desce e a outra camada de pó depositada recebe novo jato de fluido. Esta segunda camada se aglutina e se adere à camada anterior e assim, sucessivamente. Depois de concluído, o modelo é aspirado para eliminação de pó não aglutinado em sua superfície.
- Modelagem por deposição fundida (FDM) – Baseia-se na deposição, sobre uma plataforma, de camadas resultantes do aquecimento e amolecimento de filamentos (arames) do material plástico destinado à confecção do modelo. Simultaneamente, outros fios amolecidos vão formando suportes para as superfícies livremente suspensas do modelo, a fim de que elas possam ser construídas. A máquina para a FDM possui uma plataforma, revestida de uma espuma densa e flexível que se movimenta no sentido vertical (eixo Z) e um cabeçote provido de dois bicos extrusores de arames aquecidos: um para alimentar as camadas do modelo e outro para a construção automática dos suportes. Esses arames ficam estocados dentro da máquina, em ambiente a vácuo aquecido, pois a umidade do material dentro do bico extrusor poderia causar formação de bolhas, que impediria a continuidade de sua deposição pelo bico. Os bicos extrusores que, na verdade, funcionam como uma resistência são alimentados por esses filamentos através de duas guias giratórias ligadas a um motor, as quais vão transferindo para eles os arames estocados no rolo. O software da FDM é um misto CAD / CAM e não é integrado à máquina. Esta é conectada ao computador, com o sistema CAM, que monitora constantemente os comandos de construção. Para cada camada geram-se coordenadas ou

caminhos pelos quais o bico extrusor vai depositando os fios fundidos. Ao final de cada camada a plataforma desce e o cabeçote inicia a deposição de mais material para a outra camada, repetindo a operação até a conclusão do modelo.

Na área médica, o protótipo pode ser utilizado para treinamentos, avaliação da situação clínica do paciente e criação de implantes personalizados, que significa cirurgias em menos tempo, mais baratas e menos traumáticas para o paciente.

As desvantagens são que a prototipagem não é viável para aplicações em larga escala; alguns requisitos podem ser difíceis ou mesmo impossíveis de implementar num protótipo.

Capítulo 4

Métodos e Procedimentos Experimentais

Introdução

A elaboração de sistemas articulares artificiais deve ser feita por analogia comparativa ao modelo antropomórfico natural, considerando aspectos relacionados à estrutura, transmissão, acionamento e controle.

Para tal, o trabalho é dividido em duas partes: eletrônica (captação e processamento do sinal mioelétrico, acionamento do atuador) e mecânica (construção da ferramenta terminal).

4.1 Circuito eletrônico dedicado à coleta e tratamento de sinais mioelétricos

Baseado nos trabalhos de pesquisa desenvolvidos por Sanvidotti [SANVIDOTTI, 2006], e pelo Instituto de Tecnologia de Kuang-Wu e pela Universidade Nacional de Taiwan, ambos em Taiwan, o qual foi publicado na IEEE Transactions on Education [PAN et al, 2004], foi elaborado um circuito para aquisição e tratamento de sinais mioelétricos obtidos a partir de eletrodos cutâneos dispostos em regiões musculares superficiais antagônicas.

Para melhor compreensão do processo de coleta e tratamento dos sinais mioelétricos é mostrado na figura 4.1 um diagrama de blocos desde a aquisição do sinal mioelétrico até o controle do servomotor.

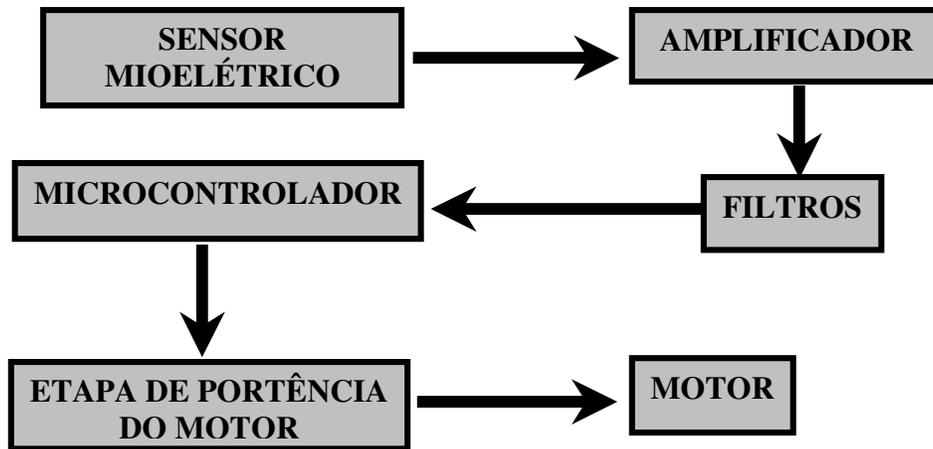


Figura 4.1 – Diagrama de integração do controle mioelétrico de motor CC

Para captação dos sinais mioelétricos na superfície cutânea, foram usados eletrodos de superfície de cobre com dimensões e posicionamento conforme descrito na seção 3.1.7 do Capítulo 3. Dois eletrodos de 1 cm de comprimento cada, com distância de 1 cm entre eles, foram dispostos em um suporte acrílico (figura no anexo III). Estes dois eletrodos foram fixados na musculatura do bíceps de um voluntário, após a pele ter sido limpada com álcool e preparada com uma solução de gel condutor. Um terceiro eletrodo de cobre com comprimento de 1 cm foi fixado na musculatura antagonista, ou seja, no tríceps, e aterrado.

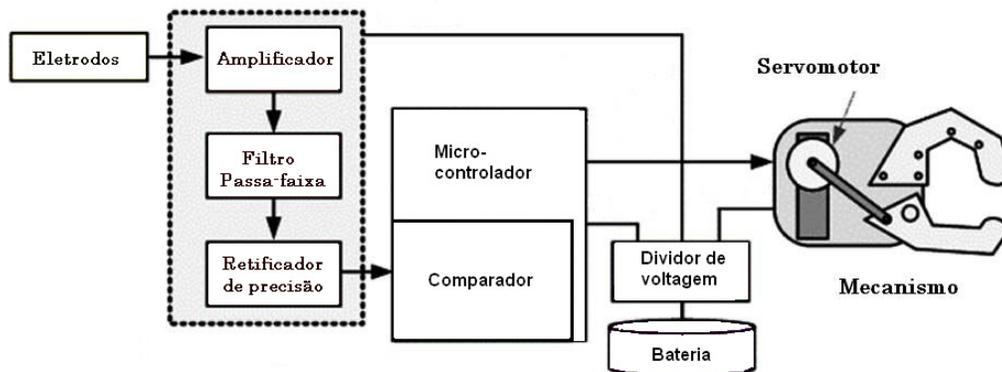


Figura 4.2 – Esquema do tratamento dos sinais mioelétricos

O circuito elétrico desenvolvido foi montado inicialmente em um protoboard, como representado na figura 4.3. Os dois eletrodos fixados no bíceps representam as entradas EMG I e EMG II, e o terceiro eletrodo fixado no tríceps representa o GND.

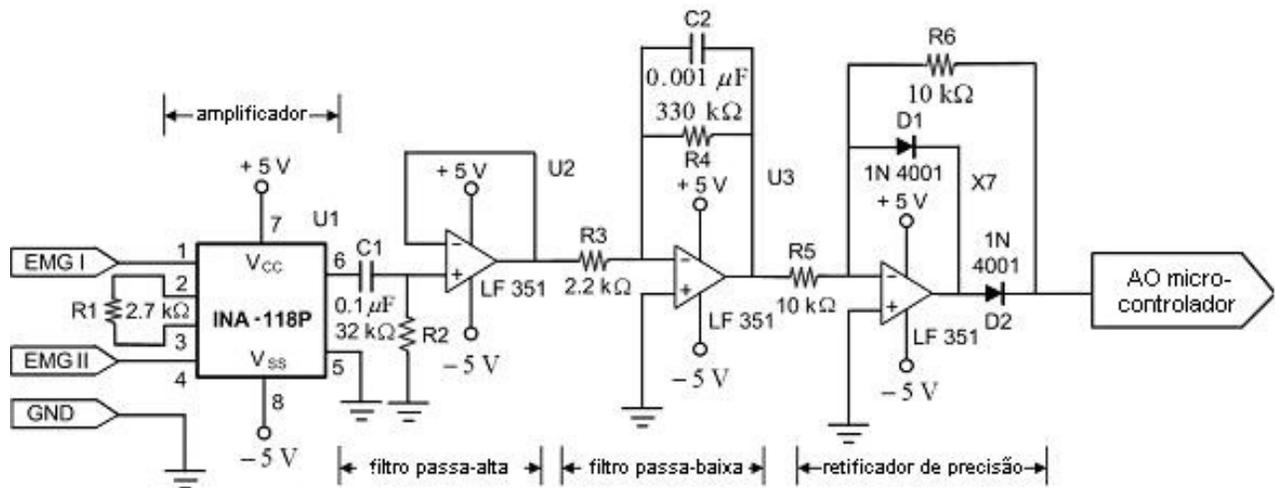


Figura 4.3 – Circuito para medida e processamento do sinal mioelétrico

Foi adotado um filtro do tipo passa faixa (um passa-alta e outro do tipo passa-baixa) para aumentar a razão sinal-ruído e rejeitar outros sinais fisiológicos, por exemplo, o eletrocardiograma (ECG) e o potencial de ação do axônio (AAP) (figura 4.4). O amplificador INA-118 é usado como um amplificador diferencial de primeiro estágio com ganho de 20. Este amplificador exibe uma alta razão de rejeição comum-modo e efetivamente reduz o ruído. Um filtro passa faixa com ganho de 150, consistindo de um filtro passa-alta e outro passa-baixa, foi designado com o LF351. A frequência de corte do filtro passa-baixa é de 500 Hz enquanto a do filtro passa-alta é de 50 Hz. Desta forma, o ganho total da combinação do instrumento de amplificação e o filtro passa faixa é $20 \times 150 = 3000$. Este ganho é alto suficiente para amplificar o sinal mioelétrico obtido.

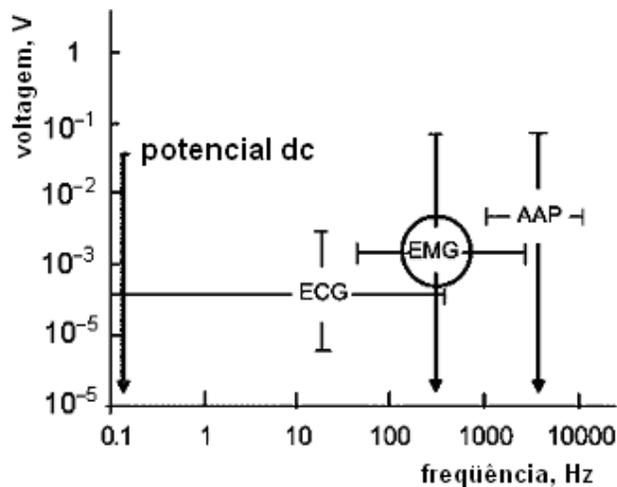


Figura 4.4 – Características típicas do sinal EMG

Os componentes eletrônicos foram montados em protoboard e alimentados por uma fonte de voltagem de ± 5 V, distante do protoboard para evitar ruídos inerentes da fonte de voltagem.

Para que haja a compatibilização do sinal com o acionador, houve a necessidade da elaboração de uma etapa de potência, constituída por um retificador. As formas de ondas típicas dos sinais mioelétricos na saída do retificador, que é o último estágio do circuito de processamento do sinal, são representadas na figura 4.5. Cada pico na figura representa um evento de acionamento muscular. Quando o músculo é ativado tem-se 1 V e quando o músculo não é ativado tem-se 0 V, de maneira que essas saídas 0 e 1 serão usadas para programar o microcontrolador que acionará o mecanismo da ferramenta terminal.

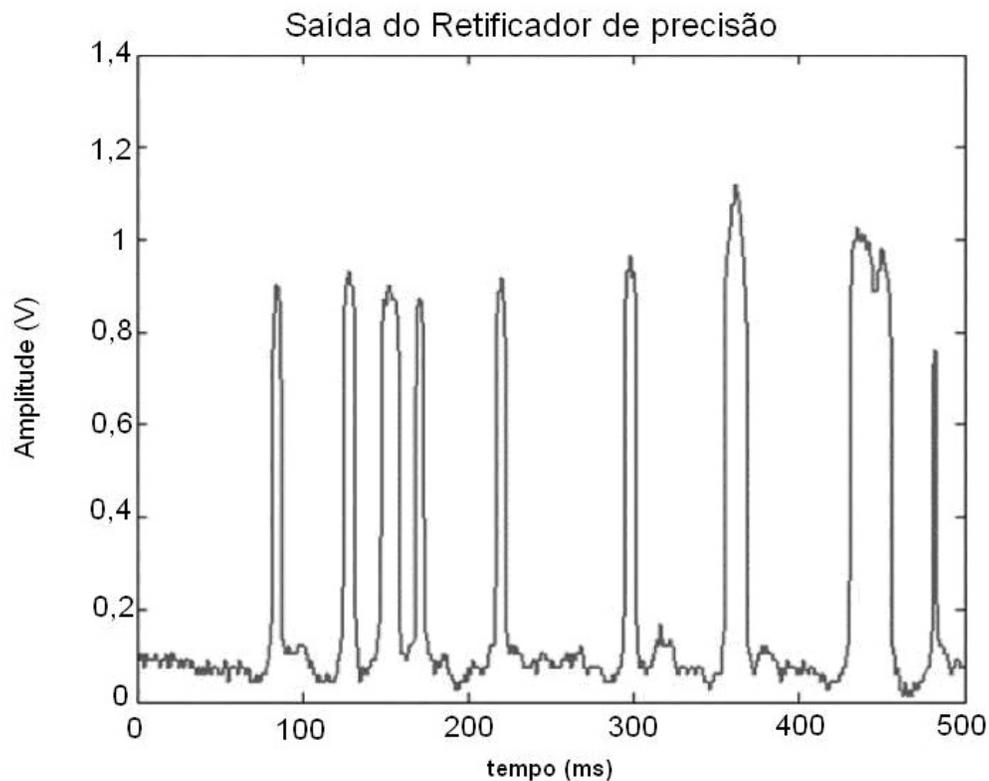


Figura 4.5 – Forma de onda do sinal EMG na saída do retificador

4.2 Sistema mecânico

O braço humano pode ser modelado com base nas estruturas anatômicas como mostra a figura 4.8. Os numerais arábicos representam as estruturas ósseas e os numerais romanos representam as juntas. Se denotarmos o número de partes móveis por f e o número de momentos com n graus de liberdade por P_n , então o número total de graus de liberdade de um mecanismo unido tridimensional é dado por:

$$N = 6f - \sum_{n=1}^5 nP_n \quad (4.1)$$

onde $n = 1, 2, \dots, 5$.

Para o modelo da figura 4.8, $f = 19$, $P_2 = 1$, $P_3 = 2$, $P_4 = 6$, e $P_5 = 11$, dando $N = 27$. Para este número de graus de liberdade um total de 50 músculos é usado em conexão com as juntas. O número total de graus de liberdade para uma mão, definida como mostra a figura 4.6, é 22 com $f = 16$, $P_4 = 6$, e $P_5 = 10$ [KATO & SADAMOTO, 1987].

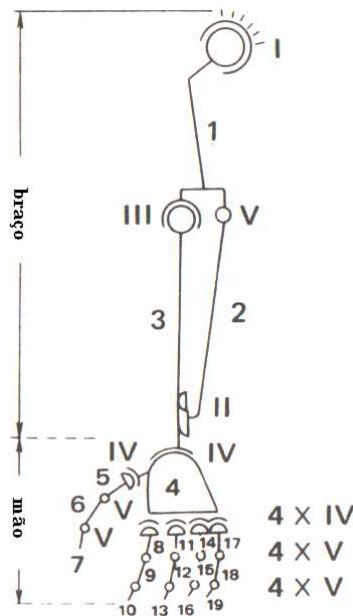


Figura 4.6 – Modelo estrutural do membro superior humano

O resultado computacional acima indica que para produzir um braço artificial são necessários 27 atuadores, cada um deles tem 1 grau de liberdade. Além disso, a mão tem a maior

concentração de graus de liberdade e necessita de 22 atuadores. No presente, é praticamente impossível em termos de dimensões, peso e controle construir uma mão artificial com tantos graus de liberdade. Usualmente, por focalização nas funções, os graus de liberdade concentrados na mão podem ser simplificados.

Considerando a independência dos dedos, estudos da frequência de uso dos dedos baseados em observações do comportamento diário, revelam que movimento independente dos cinco dedos não é necessário. O polegar, dedo indicador e dedo médio são praticamente equivalentes, enquanto que os outros dois dedos fazem 50% a menos que os três primeiros [KATO & SADAMOTO, 1987].

4.2.1 Sistema de garra com dois eixos

No desenvolvimento do sistema mecânico utilizando apenas um micro moto-reductor responsável pela movimentação de três dedos, os movimentos do sistema mecânico mesclam os movimentos de pinça e cilíndrico da mão humana.

Foram estudadas algumas maneiras para acionar uma garra que é composta de dois eixos. Um eixo com dedo duplo, que correspondem aos dedos indicador e médio da mão humana, e o outro eixo com um dedo unitário, que corresponde ao polegar da mão humana. O polegar representa quase todas as funções da mão, graças à sua propriedade de oposição em relação aos outros dedos, e junto com o indicador e médio constituem as preensões tridigitais e bidigitais, as mais frequentes e as mais precisas.

No primeiro modelo, o elemento gerador do movimento angular dos dedos é um conjunto composto por um disco com um rasgo excêntrico e pelo suporte do dedo com um pino em uma das extremidades. O pino do dedo será montado dentro do rasgo excêntrico do disco. O movimento angular será o resultado do deslocamento do pino dentro do rasgo excêntrico com a rotação do disco. O movimento de “abre e fecha” ocorrerá com a inversão do movimento do disco.

Pode-se utilizar um único disco com dois rasgos contrapostos de modo que a abertura e o fechamento ocorrerão simultaneamente nos dois dedos. O movimento de rotação do disco será obtido através de um conjunto de engrenagens montadas entre o eixo do motor e o eixo do disco ranhurado.

O segundo conjunto realizado apresenta como solução para o movimento angular (abertura e fechamento dos dedos) a utilização de fios tensores presos na extremidade dos dedos, os quais são tracionados por um fuso roscado apoiado em mancais de deslizamento e com duas guias laterais.

O movimento de abertura e fechamento é obtido pela inversão de rotação do fuso. Para o movimento de abertura (retorno do dedo à posição inicial) há a necessidade de uma mola contraposta ao fio de tração.

Um terceiro modelo foi estudado. O movimento de abre e fecha é realizado por um par de engrenagens cônicas num ângulo convenientemente projetado para conseguir dar preensão aos objetos. O acionamento é feito por um motor de corrente contínua com reversibilidade.

4.2.2 Descrição do desenvolvimento do primeiro protótipo

Para a prototipagem do sistema mecânico da prótese mioelétrica foi gerado um modelo virtual em software dedicado a CAD-CAE-CAM (figura 4.7), o qual todo o conjunto foi prototipado concomitantemente na forma final do conjunto.

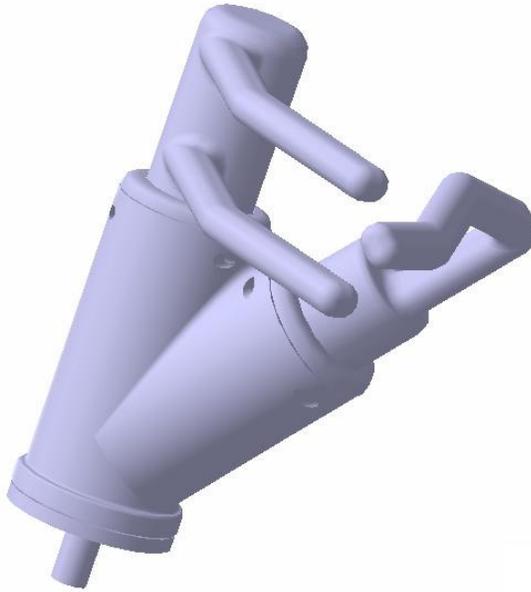


Figura 4.7 – Criação do modelo prototipado

O processo de prototipagem rápida utilizado foi a sinterização seletiva a laser (Selective Laser Sintering). Como o próprio nome sugere, é a sinterização localizada de um pó pela ação de um sistema de laser de CO₂, contido numa máquina específica.

O sistema funciona com o laser percorrendo ou escaneando a superfície da camada de pó depositada e regularizada pelo sub-sistema de alimentação, aquecendo as partículas e aglutinando-as, até formar uma camada sólida. Uma vez solidificada a primeira camada, os espelhos apontam novamente o laser para um ponto específico, a plataforma se movimenta para baixo e o sub-sistema adiciona nova camada de pó e assim, sucessivamente, até a solidificação da última camada.

À ferramenta terminal prototipada foi conectado um servomotor de corrente contínua de 12 V. Ao alimentar o motor com uma determinada voltagem inferior a 12 V, a garra é acionada e abre. Ao inverter a polaridade, o motor gira no sentido contrário resultando no fechamento da garra. Quanto menor a voltagem aplicada, menor é a velocidade dos movimentos de abre e fecha da garra.

Este modelo apresenta dificuldades no posicionamento da ferramenta terminal e a preensão não é muito segura, além da aparência não ser antropomórfica.

4.2.3 Descrição do desenvolvimento do segundo protótipo

Um segundo modelo da ferramenta terminal foi elaborado e um novo protótipo foi construído. Além dos dois eixos - um eixo com dedo duplo e outro com apenas o opositor (semelhante ao protótipo 1) que realizam a tarefa de preensão, um terceiro eixo foi elaborado para resultar melhor preensão de objetos. Este terceiro eixo possui dois dedos.

O movimento dos eixos é feito através de dois pares de engrenagens, um par a 70° e outro par de dente reto. O movimento de abre e fecha dos dedos se dá pelo giro do eixo movido pelo servomotor que movimentam as engrenagens de 70° , que por sua vez, movimentam o par de engrenagens de dente reto e assim, os outros quatro dedos.

4.2.4 Descrição do desenvolvimento do terceiro protótipo

O terceiro protótipo desenvolvido é uma evolução do segundo protótipo, no qual alguns problemas do sistema mecânico e da aparência foram solucionados. Foi gerado um modelo virtual em software dedicado a CAD.

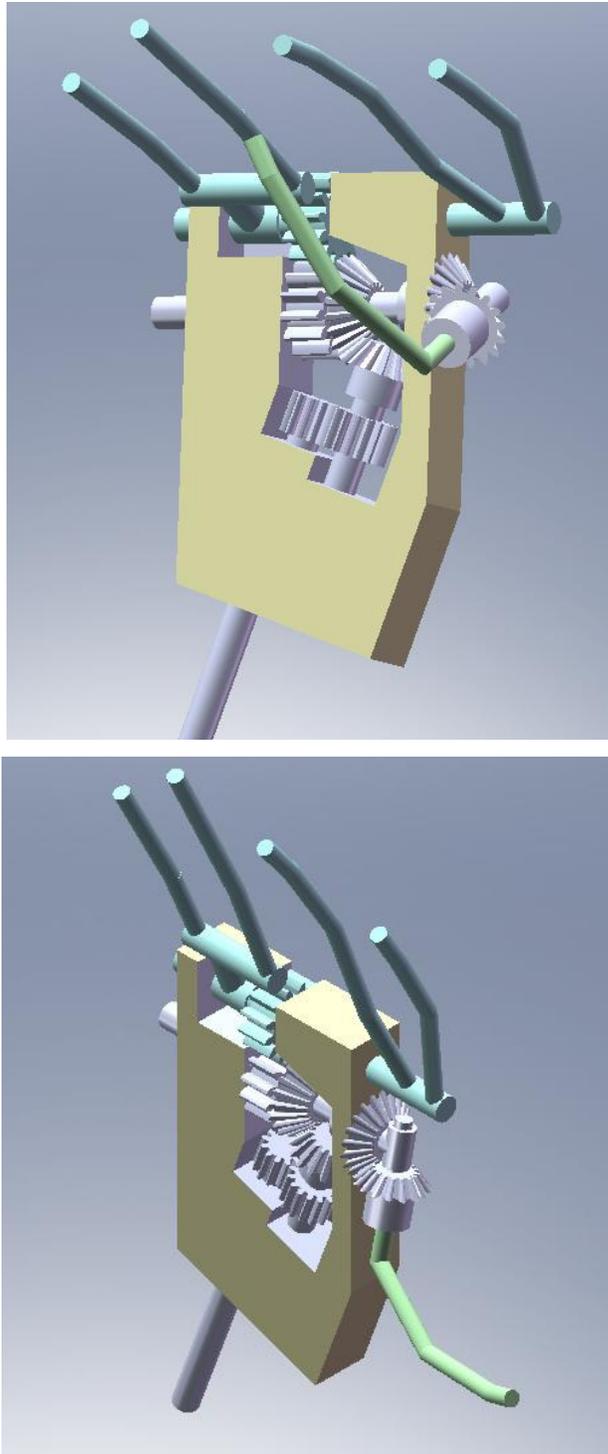


Figura 4.8 – Modelo gerado em software dedicado a CAD

O polegar ou opositor do protótipo 2, quando totalmente aberto, fica em uma posição não-natural comparado com a mão humana. Neste novo protótipo, este problema foi solucionado.

O movimento de abre e fecha dos dedos em forma de pinça é proporcionado por um jogo de engrenagens, ao todo são quatro pares. Uma derivação do movimento é transmitido através de um par de engrenagens cônicas para os dedos indicador e médio.

Do mesmo eixo de origem de acionamento dos dedos indicador e médio, obtém um movimento planetário (rotação ao mesmo tempo que fecha para completar a pinça) para o acionamento do polegar.

No final do movimento de prensão, o mesmo acionamento dos dedos provoca um movimento de rotação do punho, efeito conseguido pelo sentido de rotação do motor de acionamento e dos movimentos dos dedos. Mais detalhes do protótipo 3 são mostrados na seguinte figura 4.9.

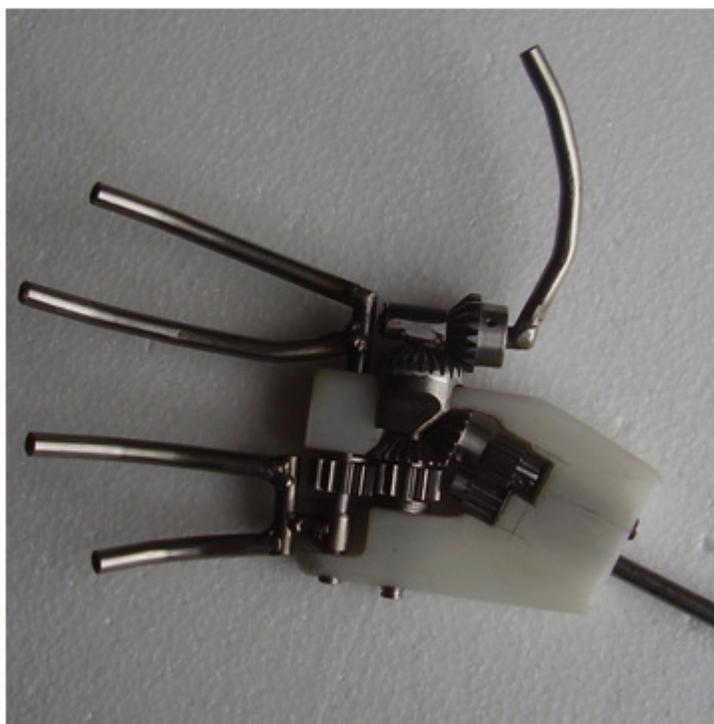


Figura 4.9 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3)

O dimensionamento das engrenagens do protótipo 3 está listado na tabela 4.1.

	Engrenagem 1	Engrenagem 2	Engrenagem 3	Engrenagem 4
Módulo	1,0	1,0	0,75	0,75
N° de dentes	16	20	12	16
Diâmetro primitivo (mm)	16,0	20,0	9,0	12,0
Ângulo primitivo	38,7°	51,3°	30,56°	39,44°
Ângulo fundo dente	33,5°	46,1°	26,32°	35,2°
Ângulo externo	43,16°	55,76°	34,19°	43,07°
Diâmetro externo (mm)	17,56	21,25	10,50	13,54
Altura do dente (mm)	1,8	1,8	1,1	1,1

Tabela 4.1 – Dimensionamento das engrenagens do protótipo 3

4.3 Conclusões parciais do Capítulo 4

Os sinais mioelétricos obtidos por meio de eletrodos de superfície e tratados em circuito eletrônico onde são amplificados, filtrados e retificados, apresentam forma de ondas de 0 e 1 V, o zero representa a ausência de sinal mioelétrico e o 1 representa a ativação muscular.

Dos três sistemas mecânicos desenvolvidos neste trabalho, aquele que apresentou melhor eficiência foi o protótipo 3, além de apresentar características mais antropomórficas que os outros dois sistemas desenvolvidos.

Ainda há necessidade de realizar um estudo dos esforços realizados pelo protótipo 3, bem como análises de torque e velocidade.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho de pesquisa, foram desenvolvidos estudos necessários para a implementação de próteses mioelétricas ativas de membros superiores, que visam reproduzir as funções do sistema natural que foi amputado.

Os sinais mioelétricos obtidos por meio de eletrodos de superfície e tratados em circuitos eletrônicos onde são amplificados, filtrados e retificados, apresentam forma de ondas de 0 e 1 V (o zero representa a ausência de sinal mioelétrico e o 1 representa a ativação muscular). Esses sinais lógicos serão usados para programação do microcontrolador em trabalhos futuros.

Um motor de corrente contínua é acionado, a partir de uma fonte de voltagem, fazendo com que o sistema mecânico possa abrir e fechar.

Dos três sistemas mecânicos desenvolvidos neste trabalho, aquele que apresentou melhor eficiência foi o protótipo 3, além de apresentar características bem mais antropomórficas. O sistema é de simples construção, utiliza apenas 4 pares de engrenagens.

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, algumas metas são traçadas para serem desenvolvidas em trabalhos futuros:

- O microcontrolador que acionará o servomotor será programado segundo o fluxograma representado na figura 5.1.

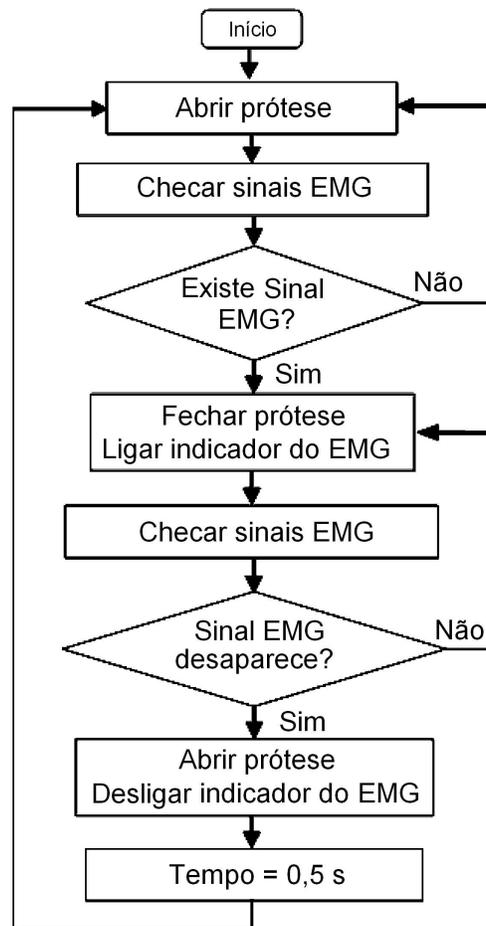


Figura 5.1 – Fluxograma de programação do microcontrolador

- Todos os sistemas implementados neste trabalho serão reunidos a futuros trabalhos, de modo que o mecanismo mecânico possa ser acionado a partir dos sinais mioelétricos obtidos na superfície da pele.

- A partir do desenho do sistema mecânico feito em Pro-E, pode-se modificar o tamanho do sistema mecânico da mão e utilizar para outras confecções usando prototipagem rápida.

- Será desenvolvido, a partir do protótipo da mão usinada, um novo mecanismo semelhante, porém usando materiais mais nobres (mais leves e resistentes) para que possa ser implementado em um paciente.

- Novos tipos de eletrodos serão testados para obtenção do sinal mioelétrico e os resultados serão comparados.

- O circuito elétrico será melhorado e miniaturizado em um circuito impresso e colocado junto ao eletrodo, para evitar o efeito fantasma pela movimentação dos fios (eletrodo ativo).

- Sensores de pressão e temperatura serão fixados na prótese e os dados serão analisados, para que o usuário da prótese possa ter uma preensão mais segura e possa sentir a temperatura do objeto.

- Utilização da lógica Fuzzy para tratamento dos sinais.

Referências Bibliográficas

- [BARBOSA et al, 2006] Barbosa, L.F.W., et al. Projeto e Construção de uma Prótese Multifuncional Microcontrolada da Mão Humana, *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São Pedro, 22-26, 2006.
- [BASTON et al, 1957] Baston, R.L. et al. Electronically controlled respirator. *Science* 26:819-821, 1957.
- [BERGER & HUPPERT, 1952] Berger, N., Huppert, C. The use of electrical and mechanical muscle forces for the control of and electrical prosthesis. *American Journal of Occupational Therapy* VI:110-114, 1952.
- [BISHOP, 1997] Bishop, R.H. *Modern Control Systems Analysis and Design – Using MATLAB and SIMULINK*. USA: Addison-Wesley Longman, 1997, 250 p.
- [BOCCOLINI, 1990] Boccoloni, F. *Reabilitação – Amputados, amputações e próteses*. São Paulo: Robe-Livraria e Editora, 1990, 250 p.
- [BOWKLER & MICHAEL, 1992] Bowkler, J.H., Michael, J.W. *Atlas of Limb Prosthetics*. St. Louis, USA: Mosby Year Book, 1992.
- [CARROZZA et al, 2004] Carrozza, M.C., Suppo, C., Sebastiani, F., Massa, B., Vecchi, F., Lazzarini, R., Cutkosky, M.R., Dario, P. The SPRING hand: development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping. *Autonom Robots* 16(2):125-141, 2004.

- [CARROZZA et al, 2006] Carrozza, M.C., Cappiello, G., Micera, S., Edin, B.B., Beccai, L., Cipriano, C. Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics* 95:629-644, 2006.
- [CHIOU et al, 2004] Chiou, YH., Luh, JJ., Chen, SC., Lai, JS., Kuo, TS. The comparison of electromyographic pattern classifications with active and passive electrodes. *Medical Engineering & Physics* 26:605-610, 2004.
- [DE LUCA, 1988] de Luca, C.J. *Electromyography – an Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York: Wiley, pp. 1111–1120, 1988.
- [DE LUCA, 1997] De Luca, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13(2):135-163, 1997.
- [DE LUCA, 2002] De Luca, C.J. *Surface Electromyography: Detection and Recording*. *DelSys*, 2002. 10 p.
- [DORCAS & SCOTT, 1966] Dorcas, D.S., Scott, R.N. A tree-state myoelectric control. *Med Bio Eng* 4:367-370, 1966.
- [GALHANO, CARVALHO & TENREIRO, 1991] Galhano, A.M.S.F., Carvalho, J.L.M., Tenreiro Machado, J.A. On the Analysis of Muscle-Actuated Manipulators. In: ICAR'91-Fifth International Conference on Advanced Robotics, Pisa, Italia. Proceedings of ICAR'91-Fifth International Conference on Advanced Robotics, 67-71, 1991.
- [GALHANO, CARVALHO & TENREIRO, 1992] Galhano, A.M.S.F.; Carvalho, J.L.M.; Tenreiro Machado, J.A. Statistical Analysis of Muscle-Actuated Manipulators. In: ICRA'92-IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nice, França. Proceedings of ICRA'92 - IEEE International Conference on Robotics and Automation, V. 4:566-571, 1992.

- [GILBERTSON, 1994] GILBERTSON, R.G. *Muscle Wires – Project Book: A Hands-on Guide to Amazing Robotic Muscles that Shorten When Elerically Powered*. USA: Mondo-Tronics, 1994, 120 p.
- [GUYTON, 1988] GUYTON, A.C. *Fisiologia Humana*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1988, 380 p.
- [HARGROVE, ENGLEHART & HUDGINS, 2007] Hargrove, L.J., Englehart, K., Hudgins, B. A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54(5):847-853, 2007.
- [HERMINI, 2000] Hermini, H.A. *Modelagem, Implementação e Controle de Sistemas Biomecânicos envolvendo Aspectos Cinemáticos*. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2000, 412 p. Tese (Doutorado)
- [ISMAIL, 2003] Ismail, K.A.R. *Técnicas de medidas e instrumentação*. Campinas: Ed. do autor, 2003, 514 p.
- [KAPANDJI, 2000] Kapandji, A.I. *Fisiologia Articular – Membro Superior*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 298 p.
- [KATO & SADAMOTO, 1987] Kato, I., Sadamoto, K. *Mechanical Hands Illustrated – Revised Edition*. USA: Hemisphere Publising Corporation, 1987, 216 p.
- [KIMURA, 1989] Kimura, J. *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1989, 616 p.
- [KOBROINSKI et al, 1961] Kobrinski, A. Y. et al. *Problems of Bioelectric Control, in Automatic and Remote Control*, (Proc. 1st IFAC Int’l. Congress, Moscow, 1960), Vol 2 619-623, London: Buterrworths, 1961.

- [LUNDBORG et al, 1998] Lundborg, G., Rosén, B., Lindström, K., Lindberg, S. Artificial sensibility based on the use of piezoresistive sensors – Preliminary observations. *Journal of Hand Surgery* 23B: 5: 620-626, 1998.
- [MUZUMDAR, 2004] Muzumdar, A. (editor) *Powered Upper Limb Prostheses – Control, Implementation and Clinical Application*. Germany: Springer, 2004, 208 p.
- [NÄDER, 1994] Näder, M. (editor), Blohmke, F. (autor) *Compêndio OTTO BOCK – Próteses para Membro Superior*. Berlim: Schiele & Schön, 1994, 95 p.
- [National Academy of Sciences, 1961] National Academy of Sciences. *The application of external power prosthetics and orthotics*. Proceedings of the 1960 Lake Arrowhead Conference, publ 874. National Academy of Sciences – National Research Council, Washington DC, 1961.
- [National Academy of Sciences, 1965] National Academy of Sciences. Proceedings of the conference on the control of external power in upper extremity rehabilitation. Warrenton, VA, National Academy of Sciences – National Research Council, Washington DC, 1965.
- [PAN et al, 2004] Pan, T.-T., Fan, P.-L., Chiang, H. K., Chang, R.-S., Jiang, J.-A. Mechatronic Experiments Course Design: A Muoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project. *IEEE Transactions on Education* 47(3): 348-355, 2004.
- [PARKER, ENGLEHART & HUDGINS, 2006] Parker, P., Englehart, K., Hudgins, B. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16:541-548, 2006.
- [PUDULSKI, 1969] Pudulski. The Boston Arm. Forum. *IEEE Spectrum* 6, 1969.
- [OTTOBOCKUS, 2007] Manufacturers of myoelectric, passive, and body-powered components. Disponível em: <http://www.ottobockus.com>>. Acesso em 15/08/2007.

[REITER, 1948] Reiter, R. Eine neue Elektrokunsthand. *Grenzgeb Med* 4:133-135, 1948.

[ROSÁRIO, 1990] Rosário, J.M. *Etude de Faisabilité d' une Commande de Type Non-Lineaire pour un Robot Manipulateurs*. Paris, France: Ecole Centrale des Arts et Manufactures, 1990, 248 p. Tese (PHD)

[RSL STEEPER, 2007] RSL Steeper, 51 Riverside, Medway City Estate, Rochester, Kent, ME2 4DP, England, UK. Disponível em: <<http://www.rslsteeper.com>>. Acessado em 20/08/2007.

[SANVIDOTTI, 2006] Sanvidotti, M.J. *Uma contribuição para a modelagem e implementação de controle mioelétrico de próteses ativas de membros superiores*. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006, 93 p. Tese (Mestrado)

[SCOTT & TUCKER, 1968] Scott, R.N., Tucker F.R. Surgical implications of myoelectric control. *Clin Orthop Relat Res* 61:248-260, 1968.

[SCOTT, 1984] Scott, R.N. *U.N.B. Monographs on Myoelectric Prostheses – An Introduction to Myoelectric Prostheses*. Fredericton (Canada): The Bio-Engineering Institute, University of New Brunswick, 1984, 17 p.

[SCOTT et al, 1985] Scott, R.N., Caldwell, R.R., Sanderson, E.R., Wedderburn, Z. *U.N.B. Monographs on Myoelectric Prostheses – Understanding and Using your Myoelectric Prostheses*. Fredericton (Canada): The Bio-Engineering Institute, University of New Brunswick, 1985, 15 p.

[SCOTT & CHILDRESS, 1989] Scott, R.N., Childress, D.S. *U.N.B. Monographs on Myoelectric Prostheses – A Bibliography on Myoelectric Control of Prostheses*. Fredericton (Canada): The Bio-Engineering Institute, University of New Brunswick, 1989, 26 p.

[SILVA, 2006] Silva, M.H.P. Apostila de Biomateriais. Disponível em: <http://mesonpi.cat.cbpf.br/e2006/posgraduacao/pdf_p3/ApostilaBiomateriaias.pdf>. Acessado em 17/11/2006.

[SOUSA, 1998] Sousa, G.C. *Estudo Eletromiográfico da ação silmutânea de músculos flexores e extensores do antebraço pronado e supinado em diferentes cargas e ângulos*. Piracicaba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, 1998, 194 p. Tese (Doutorado)

[TENREIRO, 1993] Tenreiro Machado, J.A. Manipuladores Robóticos: Aspectos Biomecânicos, Modelos e Actuadores. In: 4as Jornas Nacionais de Projecto, Planejamento e Produção Assistidos por Computador, Porto, 337-344, 1993.

[TENREIRO, 1993] Tenreiro Machado, J.A.. Variable Structure Control of Manipulators with Compliant Joints. In: ISIE'93-IEEE International Symposium on Industrial Electronics, 1993, Budapeste, Hungria. Proceedings of ISIE'93-IEEE International Symposium on Industrial Electronics, Budapeste, Hungria, 554-559, 1993.

[THAKOR, 1984] Thakor, N.V. From Holter monitors to automatic defibrillators: developments in ambulatory arrhythmia monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 31:770-778, 1984.

[TRAVIS & KENNEDY, 1949] Travis, R.C., Kennedy, J.L. Prediction and automatic control of alertness III – calibration of the alertness indicator and further results. *Journal Comp Physiology and Psychiatry* 42:45-57, 1949.

[TOUCH BIONICS, 2007] Touch EMAS Ltd., 3 Glenfinlas Street, Edinburgh EH3 6AQ, Scotland. Disponível em: <<http://www.touchbionics.com/>>. Acessado em 07/12/2007.

[UTAH, 2007] Motion Control Inc., 2401 South 1070 West, Suite B, Salt Lake City, Utah, 84119-1555, USA. Disponível em: <<http://www.utaharm.com/>>. Acessado em 16/08/2007.

[VASI, 2007] Variety Ability Systems Inc., 2 Kelvin Avenue, Unit 3, Toronto, Ontario, M4C 5C8, Canada. Disponível em: <<http://www.vasi.on.ca/>>. Acessado em 17/08/2007.

[WEINER, 1948] Weiner, N. Cybernetics, or control and communication in the animal and the machine. Wiley, New York, 1948.

Anexo I

Anatomia e fisiologia dos membros superiores

É através do conhecimento anatômico e fisiológico [KAPANDJI, 2000] do sistema articular, muscular e nervoso dos membros superiores do corpo humano que se torna possível o dimensionamento dos elementos constituintes de uma prótese, permitindo assim ao sistema artificial a reprodução de movimentos naturais, o controle do acionamento dos seus atuadores e a resposta sensorial térmica e tátil.

1. Ossos

As principais funções do osso são: suportar as partes mole do corpo; proteger órgãos vitais, como os contidos na caixa craniana, torácica e também no canal raquidiano; apoiar o músculo esquelético, transformando suas contrações em movimentos úteis; constituir um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular; regular os níveis de cálcio no sangue também chamada de *homeostasia* (função secundária importante).

O tecido ósseo é formado por *células*, que podem ser de três tipos – osteócitos, osteoblastos e osteoclastos (na realidade, são mudanças da forma de uma mesma célula em diferentes estágios), e pela *matriz óssea*, um material intercelular calcificado.

Os osteoblastos são células jovens com intensa atividade metabólica e são responsáveis pela formação da parte orgânica da matriz óssea (colágeno e proteoglicanas). Localizadas sempre nas superfícies ósseas, com formato cúbico.

Os osteócitos são células adultas que atuam na manutenção dos componentes químicos da matriz, formadas à medida que se dá a calcificação da matriz óssea e os osteoblastos diminuem sua atividade metabólica. São achatadas, existentes no interior da matriz óssea, ocupando lacunas chamadas osteoplastos das quais partem canalículos, que permitem uma comunicação entre os osteócitos e os vasos sanguíneos que os alimentam.

Os osteoclastos são células gigantes, móveis, extensamente ramificadas, com partes dilatadas que contém seis a cinquenta ou mais núcleos. São os responsáveis pela reabsorção do tecido ósseo em condições fisiológicas e patológicas.

A matriz óssea é constituída por uma parte orgânica e uma parte inorgânica. A parte orgânica consiste principalmente (95%) em fibras de colágeno unidas entre si por pequena quantidade de substância fundamental amorfa (5%). A parte inorgânica representa cerca de 50% do peso da matriz óssea e é composta principalmente por íons de cálcio e fosfato, encontrando-se também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato em pequenas quantidades. Esta matriz é permeada por uma rede de cavidades e canais onde ficam os osteócitos.

Fazendo-se um corte transversal em um osso longo típico é possível observar duas formas de osso a olho nu. Próximo da superfície externa o osso cortical ou compacto e no sentido da superfície interna o osso trabecular ou esponjoso.

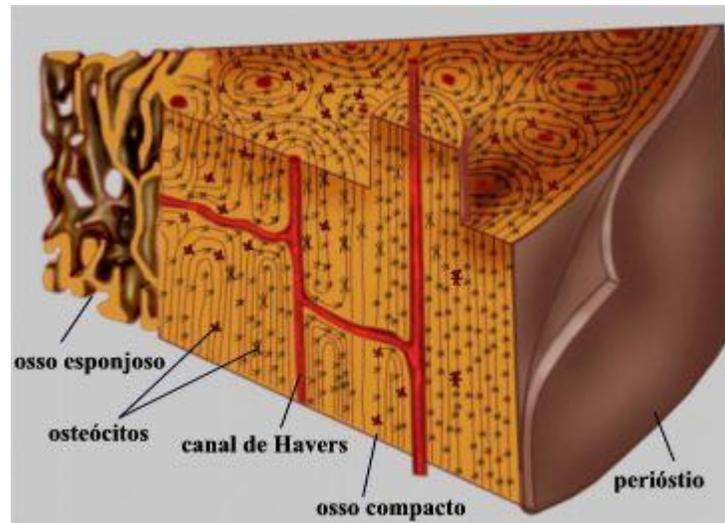


Figura A.1 – Estrutura do osso

Como o osso é uma mistura de fibras tenazes (fibrilas de colágeno do tipo I) e partículas sólidas (cristais de fosfato de cálcio), ele apresenta boa resistência tanto à cargas compressivas quanto à cargas trativas. O osso pode assumir diferentes morfologias e funções, de acordo com sua localização no esqueleto humano.

As propriedades mecânicas dos ossos podem ser dadas através de uma curva que relaciona a carga a que os ossos são submetidos e a deformação apresentada pela estrutura óssea. Quando aplicado um mínimo de aritmética desta curva de carga-deformação podemos obter a curva stress-strain. As informações obtidas pela curva stress-strain devem ser consideradas, mas não podem ser incondicionalmente generalizadas. Os ossos, como a maioria dos materiais encontrados na natureza, são anisotrópicos. Um material é anisotrópico se suas propriedades mecânicas são diferentes, quando mensuradas em diferentes direções. É importante notar que o fato de que a curva stress-strain de um material anisotrópico é determinada pelo valor do módulo de Young em uma direção, mas pode ser diferente em diferentes direções. As propriedades mecânicas dos ossos diferem de acordo com sua função, localização, morfologia e a direção da carga a que este material está sendo submetido [SILVA, 2006].

As propriedades mecânicas do osso compacto estão apresentadas na Tabela A.1.

Propriedades mecânicas	Longitudinal (L)	Transversal (T)
Lim. Res. a compressão (MPa)	70-280	53
Lim. Res. a tração (MPa)	70-160	50-53
Módulo de Young (GPa)	11-21	5-13
Microdureza (VPN)	30-60	-
Tenacidade à fratura (MPa.m)	2-5	8

Tabela A.1 – Propriedades mecânicas do osso compacto [SILVA, 2006]

Os ossos estão envolvidos por uma membrana dupla designada periósteo. Esta membrana tem uma camada externa fibrosa, muito rica em fibroblastos e fibras de colágeno, e uma camada interna osteogénica, contendo células mesenquimatosas precursoras dos osteoblastos. É a partir da camada externa do periósteo que os tendões e os músculos se fixam aos ossos.

A estrutura articular do membro superior humano é mostrado nas duas figuras seguintes. Na figura A.2, tem-se a estrutura articular da cintura escapular, e na figura A.3, tem-se a estrutura articular da mão humana.

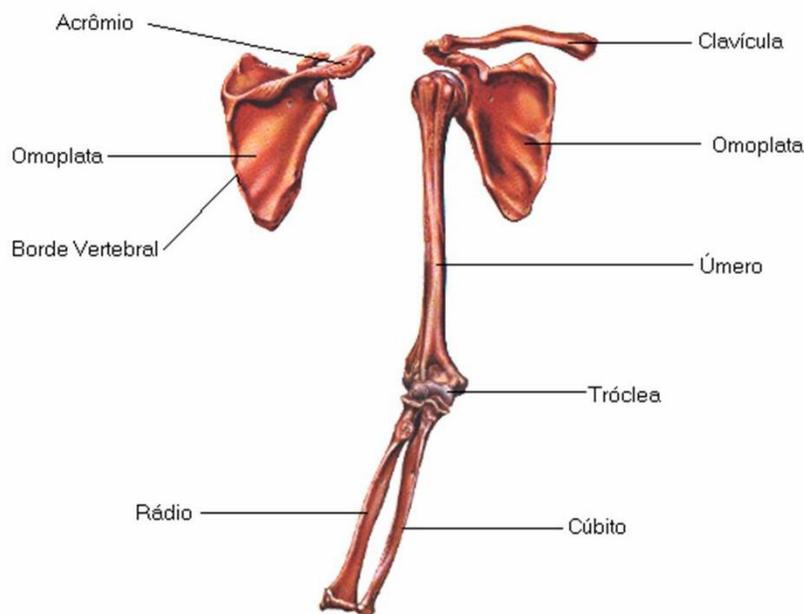


Figura A.2 – Estrutura articular da cintura escapular

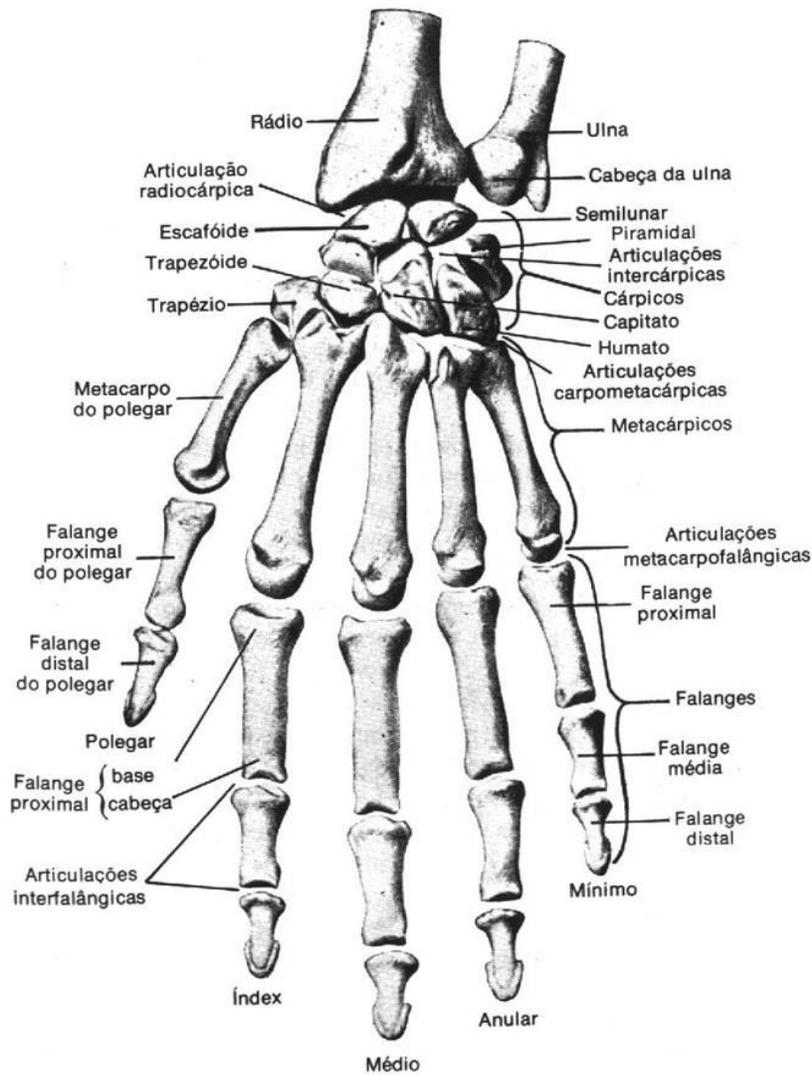


Figura A.3 – Estrutura articular da mão

2. Sistema Muscular

Os músculos são os órgãos responsáveis pela grande variedade de movimentos, entre eles o movimento dos membros superiores, membros inferiores, cabeça, pescoço e tronco. O corpo humano tem aproximadamente 212 músculos, sendo 112 na região frontal e 100 na região dorsal. Os músculos são constituídos por tecido muscular e são caracterizados pela contractilidade. Cada músculo possui o nervo motor que se divide em várias fibras para poder controlar todas as células do músculo, através da placa motora.

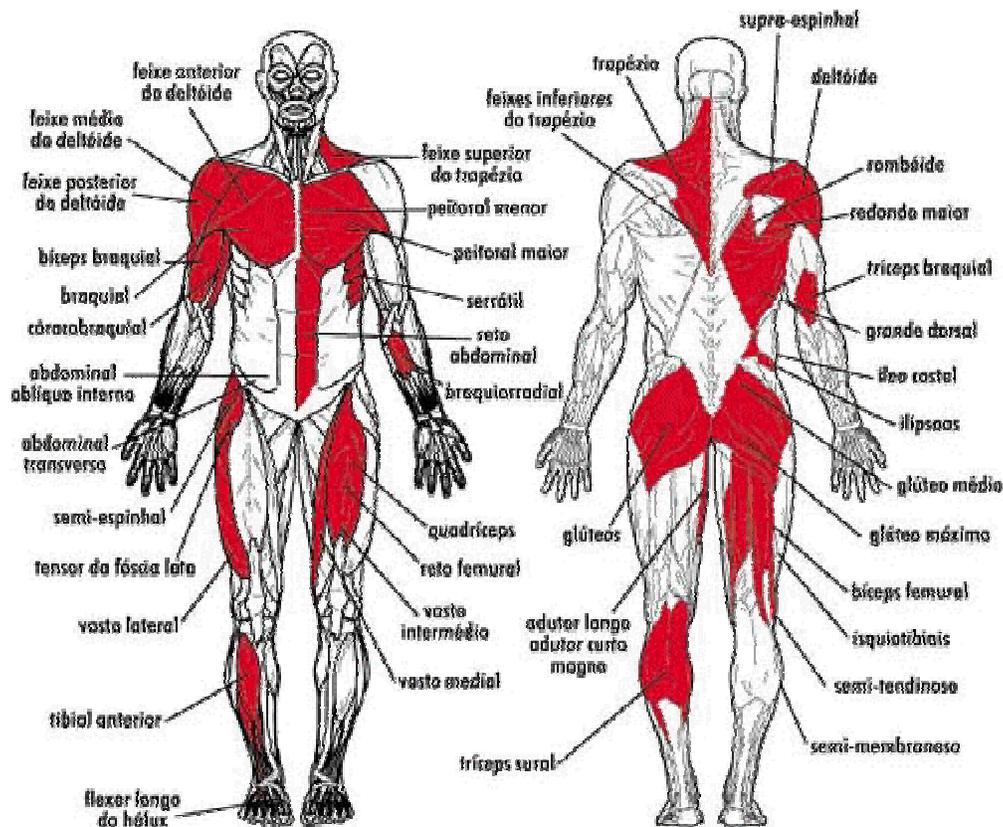


Figura A.4 – Músculos do corpo humano

A propriedade do tecido muscular de se contrair chama-se *contratilidade* e a propriedade de poder ser distendido recebe o nome de *elasticidade*.

Há três tipos de músculos dentro do corpo humano: liso, cardíaco e esquelético. Todos os três tipos musculares têm as seguintes características:

- Podem contrair-se e encurtar, tornando-se mais tensos e duros, em resposta a um estímulo vindo do sistema nervoso;
- Podem ser distendidos, aumentando o seu comprimento;
- Podem retornar à forma e ao tamanho originais.

O músculo cardíaco é o mais nobre de todos os músculos e é também chamado de *miocárdio*, que constitui a parede do coração. Tem a mesma característica do músculo esquelético se comparado histologicamente (assim como o esquelético, apresenta fibrocélulas bastante compridas), mas funcionalmente tem a mesma característica de músculo liso - possui movimentos involuntários. São mononucleadas ou binucleadas, com núcleos localizados mais para o centro da célula. Também possuem discos intercalares, que são linhas de junção entre uma célula e outra, que aparecem mais coradas que as estrias transversais. As fibras de Purkinje têm bastante importância no tecido cardíaco, pois são as células responsáveis pela distribuição do impulso elétrico que gera a contração muscular às diversas fibrocélulas cardíacas.

Os músculos lisos possuem coloração esbranquiçada e são também chamados de músculos viscerais (entram na constituição dos órgãos profundos), ou vísceras, para assegurar-lhes determinados movimentos (contrações). São involuntários e, em geral, são longos e lentos. Os músculos lisos não apresentam estrias, suas células têm o formato de fuso e constituem parede de órgãos internos, como por exemplo o estômago e o intestino.

Os músculos esqueléticos também são chamados de músculos estriados (fibrocélulas estriadas), já que apresentam estriações em suas fibras. Possuem uma coloração vermelha devido à necessidade de boa quantidade de sangue não apenas para realizar a contração, mas também para eliminar a grande quantidade de produtos metabólicos que são produzidos durante o processo de contração. São os responsáveis pelos movimentos voluntários; estes músculos se inserem sobre os ossos e sobre as cartilagens e contribuem, com a pele e o esqueleto, para formar o invólucro exterior do corpo.

2.1 Músculo esquelético

O músculo esquelético é composto por vários tipos de tecido (células musculares, tecido nervoso, sangue e vários tipos de tecido conjuntivo). Existem três camadas de tecido conjuntivo: a mais externa que envolve todo o músculo, denominada epimísio; a que envolve os feixes individuais de fibras musculares, denominada perimísio; e a que reveste cada fibra muscular de um fascículo, denominada endomísio. As fibras musculares esqueléticas são longas e cilíndricas,

e estendem-se por todo o comprimento em músculos curtos e por partes em músculos maiores. Cada fibra muscular contém vários núcleos e é composta de várias unidades pequenas denominadas miofibrilas, que por sua vez consiste em uma cadeia de sarcômeros.

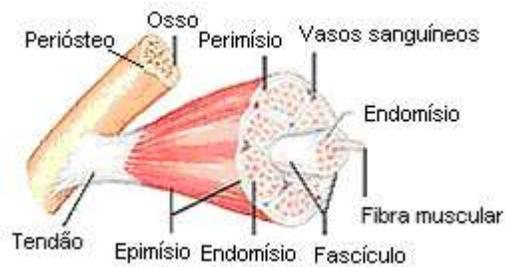


Figura A.5 – Anatomia de um músculo esquelético

As miofibrilas correm longitudinalmente à fibra muscular. Observadas ao microscópio óptico, aparecem estriações transversais pela alternância de faixas claras e escuras. As bandas claras e escuras são referidas como bandas I (isotrópicas) e A (anisotrópicas), respectivamente. No centro da banda I aparece uma linha transversal escura, a linha Z. A banda A apresenta uma zona mais clara no seu centro, a zona H, que é visualizada quando o músculo se encontra relaxado. No centro do sarcômero encontra-se uma estrutura densa que denominada linha M, local onde delgados filamentos transversais parecem se interconectar com os filamentos espessos.

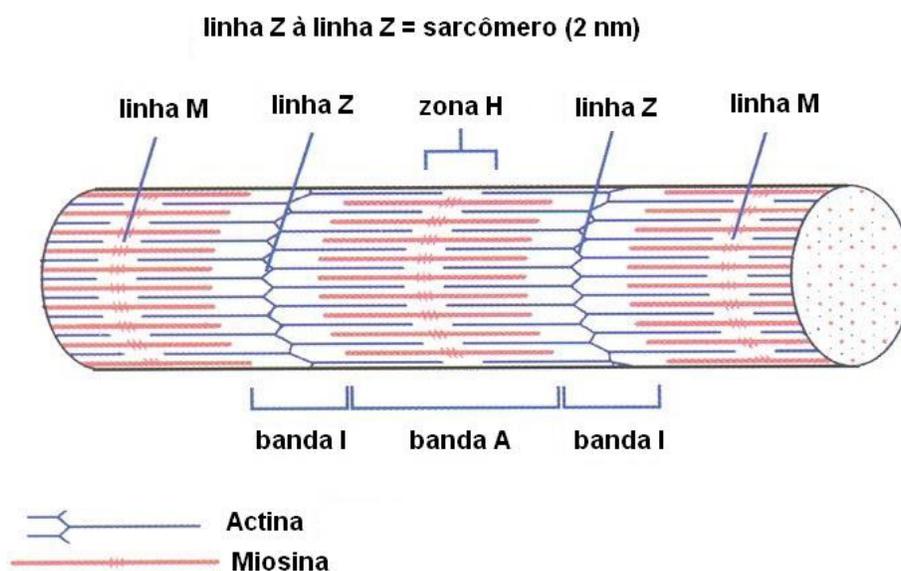


Figura A.6 – Bandas e linhas da miofibrila

A banda A é formada por filamentos de miosina, enquanto as bandas I contêm um conjunto complexo de três proteínas – actina, troponina e tropomiosina, estas duas últimas em pequenas quantidades.

Deve haver uma ligação para que os músculos esqueléticos possam mover ossos, de maneira que quando o músculo contraia, o movimento seja produzido. Em geral, há dois tipos de mecanismos de ligação, nomeados direto e indireto.

Nas ligações diretas, o epimísio é fundido à camada externa ou *periósteo* de um osso ou à *pericôndrio* de uma cartilagem. Nas ligações indiretas, o tecido conectivo dos músculos estende além do músculo como um tendão ou uma aponeurose. O tendão ou aponeurose ancora o músculo ao tecido conectivo. Dos dois métodos, as ligações indiretas são as mais comuns no corpo por causa de sua durabilidade e tamanho pequeno.

2.1.1 Conexão ao sistema nervoso central e Unidade motora

Várias fibras musculares são conectadas ou enervadas de um único axônio, o qual o corpo celular termina com a medula espinhal do sistema nervoso central. A junção entre o axônio e a fibra muscular é denominada junção neuromuscular. Como regra, cada fibra muscular tem apenas uma junção neuromuscular localizada próxima ao meio.

A compilação de um neurônio motor, seu axônio, as junções neuromusculares e as fibras musculares enervadas por esse neurônio é denominada *unidade motora*. Quando um axônio é ativado, todas as fibras musculares associadas com aquela unidade motora contraem. Em músculos de fino controle, por exemplo, o movimento da pálpebra, há em torno de 1–10 fibras por unidade motora. Entretanto, para movimentos grossos como a extensão do joelho, o número pode ser superior a 1000 por unidade motora [MUZUMDAR, 2004].

O número de unidade motora recrutada indica o controle da força realizada, enquanto que a taxa de enervação indica a força que um determinado músculo pode executar. A taxa de

enervação varia com o tipo de músculo. Alguns exemplos são indicados na tabela A.2 [GUYTON, 1988].

Músculos	Taxa de enervação
Extra-oculares	10
Mão	100
Gastrocnêmico (músculo da perna)	2000

Tabela A.2 – Taxa de enervação

2.1.2 Contração muscular

A contração muscular corresponde a um encurtamento das fibras musculares como resposta normal a um estímulo nervoso e é consequência de uma série de eventos. O fenômeno da contração é explicado pelo **modelo dos filamentos deslizantes**.

Cada fibra muscular apenas apresenta dois estados: totalmente relaxada ou totalmente contraída. Conjuntos de cerca de 100 a 2000 fibras musculares são controladas por um único neurônio motor.

1) O impulso nervoso alcança a célula muscular por meio de uma sinapse neuro-muscular ou placa motora. Há liberação de acetilcolina (mediadores químicos) nas placas motoras que excitam as células musculares estriadas.

2) O mediador químico atinge o sarcolema (membrana plasmática da célula muscular). Uma vez a célula muscular tenha sido excitada, um potencial de ação é desencadeado na célula muscular.

3) Esse potencial de ação propaga-se por todo o sarcolema e também pelo retículo sarcoplasmático (RS), nome do retículo endoplasmático das células musculares. Com o estímulo, as membranas do RS tornam-se permeáveis aos íons cálcio. Anteriormente armazenados nas

cisternas do RS, os íons cálcio penetram nos sarcômeros e colocam-se em contato com as moléculas de actina e de miosina.

4) Na presença de cálcio, as moléculas de miosina adquirem atividade catalítica (atividade ATPásica) e começam a degradar moléculas de ATP, convertendo-as em ADP.

5) Com a energia liberada pela hidrólise do ATP, as moléculas de miosina deslizam-se sobre as de actina, encurtando os sarcômeros. Com o encurtamento dos sarcômeros, as miofibrilas encurtam como um todo, diminuindo o comprimento da célula inteira.

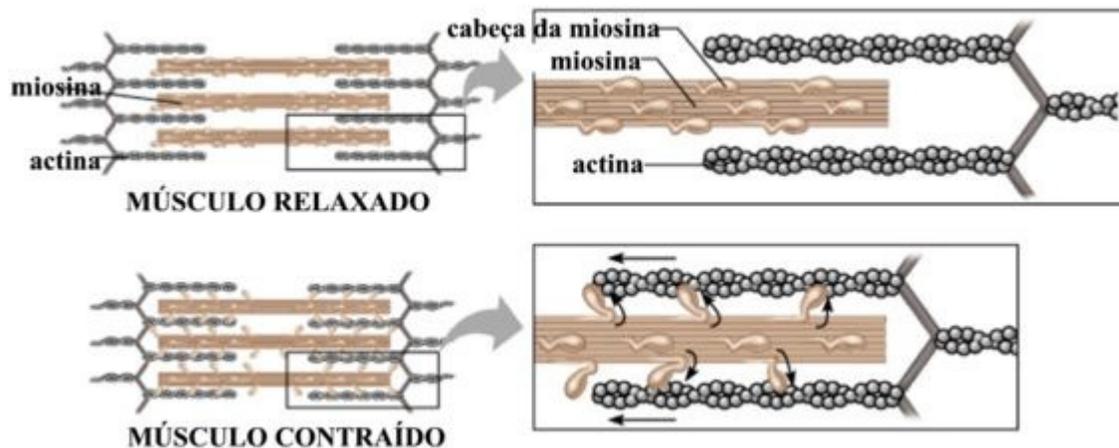


Figura A.7 – Mecanismo da contração muscular pelo modelo dos filamentos deslizantes

A relaxação é feita mais rapidamente, quando as ATPases da membrana do retículo sarcoplasmático iniciam o bombear de cálcio de volta para o interior.

Muitos músculos, principalmente os estriados, podem contrair-se muito rapidamente e continuar a fazê-lo durante um certo tempo. Assim, o oxigênio e os nutrientes são rapidamente consumidos, e se não forem repostos, o músculo entra em respiração anaeróbia, acumula-se ácido láctico e surge a sensação de fadiga e de dor.

O breve período de tempo (entre 1 e 2 ms) que é necessário para restabelecer o potencial de repouso no sarcolema designa-se período refratário. No entanto, o processo de contração demora

cerca de 50 a 100 ms, muito mais demorado. Por este motivo é possível que o músculo seja mantido num estado de contração permanente por estimulação nervosa sucessiva, nunca relaxando.

As contrações musculares podem ser divididas em:

- Contração reflexa – ato involuntário de movimento muscular de músculos somáticos voluntários;
- Contração tônica – mantida até mesmo quando o músculo está relaxado. Esta contração auxilia a manutenção da postura, por exemplo do pescoço e do tônus dos dedos;
- Contração isotônica – refere-se a uma contração em que um músculo encurta enquanto exerce uma força constante que corresponde à carga que está sendo erguida pelo músculo. Divide-se em *concêntrica e excêntrica*. Na concêntrica a contração vence a resistência e há o encurtamento muscular e na excêntrica a resistência vence a contração havendo o alongamento muscular;
- Contração isométrica - refere-se a uma contração em que o comprimento externo do músculo não se altera, pois a força gerada pelo músculo é insuficiente para mover a carga à qual está fixado.

2.2 Músculos do membro superior

Os oito músculos principais que atuam sobre a articulação do cotovelo e radioulnar são o bíceps braquial, o braquial, o braquiorradial, o pronador redondo, o pronador quadrado, o tríceps braquial, o ancônio e o supinador.

Os seis principais músculos que atuam na articulação do punho são o flexor radial do carpo, o extensor radial longo do carpo, o palmar longo, o extensor radial curto do carpo, o flexor ulnar do carpo e o extensor ulnar do carpo.

No antebraço existem três músculos que atuam sobre os quatro dedos ao mesmo tempo, sendo que, dois são flexores e um é extensor. Eles são denominados flexor superficial dos dedos, flexor profundo dos dedos e extensor dos dedos.

Cada um desses músculos possui quatro tendões, que vão aos quatro dedos da mão, iniciando no quarto inferior do antebraço sendo cada tendão acionado por grupos separados de fibras musculares, tornando possível flexionar e estender os dedos, separadamente ou em conjunto. A grande diferença observada na capacidade de diferentes indivíduos para realizar esses movimentos obedece a diferenças na coordenação conseqüente a vários tipos de treinamento e não às diferenças estruturais dos músculos. Dois músculos extrínsecos menores atuam, seletivamente, sobre os dedos que são o extensor do índice e o extensor do dedo mínimo.

Existem três grupos de pequenos músculos, situados na mão, que contribuem na flexão e na extensão dos dedos e, também, na adução e abdução dos mesmos. Esses músculos, em número de onze, são quatro lumbricais, quatro interósseos dorsais e três interósseos palmares.

Os lumbricais estão situados na palma da mão e, os interósseos, entre os ossos metacárpicos. Todos atuam na flexão das falanges proximais e na extensão das falanges médias e distais. Além disso, existem três músculos que atuam somente no dedo mínimo, contribuindo, com sua ação, em algumas das características incomuns da mão, estes músculos são o abductor do dedo mínimo, o flexor curto do dedo mínimo e o oponente do dedo mínimo.

Dos oito músculos que movem o polegar, quatro estão localizados no antebraço, e quatro, na eminência tenar. Alguns desses músculos correspondem aos músculos que atuam sobre os dedos. Estes músculos são o extensor longo do polegar, o flexor curto do polegar, o extensor curto do polegar, o oponente do polegar, o abductor longo do polegar, o abductor curto do polegar, o flexor longo do polegar e o adutor do polegar.

3. Sistema nervoso

O sistema nervoso é aquele que sente, pensa e controla nosso organismo. Para realizar estas funções, ele reúne as informações sensoriais vindas de todas as partes do corpo oriundas de miríades de terminações neuronais sensoriais especializadas da pele, dos tecidos profundos e dos olhos, dos ouvidos, do aparelho de equilíbrio e de outros sensores e as transmite pelos nervos, pela medula espinhal e para o encéfalo.

A mais importante função do sistema nervoso é controlar as atividades do corpo através do controle da contração dos músculos esqueléticos em todo o corpo, da contração dos músculos lisos nos órgãos internos, da secreção das glândulas endócrinas e exócrinas em muitas regiões do corpo. Em conjunto, essas atividades forma as funções motoras do sistema nervoso, e a parte deste sistema nervoso que está diretamente relacionado com a transmissão de sinais para os músculos e para as glândulas é o sistema motor.

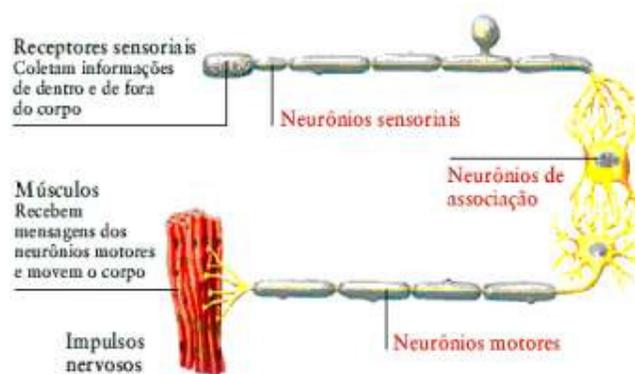


Figura A.8 – Esquema básico do acionamento nervoso

Cada nível específico do sistema nervoso desempenha seu próprio papel no controle dos movimentos corporais, ficando a medula espinhal e as regiões basais do encéfalo encarregadas, principalmente, das respostas automáticas do corpo aos estímulos sensoriais, enquanto as regiões mais elevadas ficam com a execução de movimentos deliberados, controlados pelos processos do pensamento do cérebro.

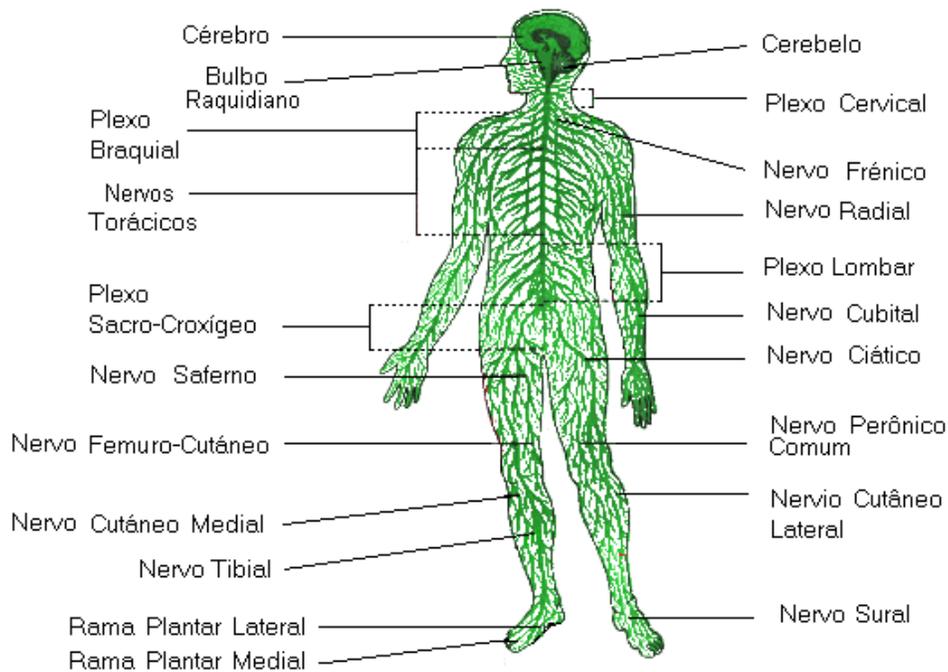


Figura A.9 – Divisões do sistema nervoso

3.1 Principais nervos dos membros superiores

Os principais nervos dos membros superiores são:

- Nervos do braço. Os principais nervos que estendem pelo ombro até o braço são o radial, o medial e o ulnar. Eles inervam os músculos que flexionam ou estendem o braço, o antebraço, o pulso e os dedos da mão. Além disso, levam à medula espinhal impulsos nervosos dos sensores da pele dos membros superiores.
- Nervos do antebraço. Os nervos que se estendem pelo braço - radial, medial, e ulnar - prosseguem pelo antebraço e vão até a mão. Eles controlam os músculos do antebraço e da mão, e recebem sensações captadas pelos terminais nervosos da pele, transmitindo ao cérebro os correspondentes impulsos nervosos.

- Nervos da mão. Os nervos que se estendem pela mão servem aos músculos que flexionam e estendem os dedos. Além disso, levam à medula impulsos nervosos originários de receptores sensoriais das mãos.

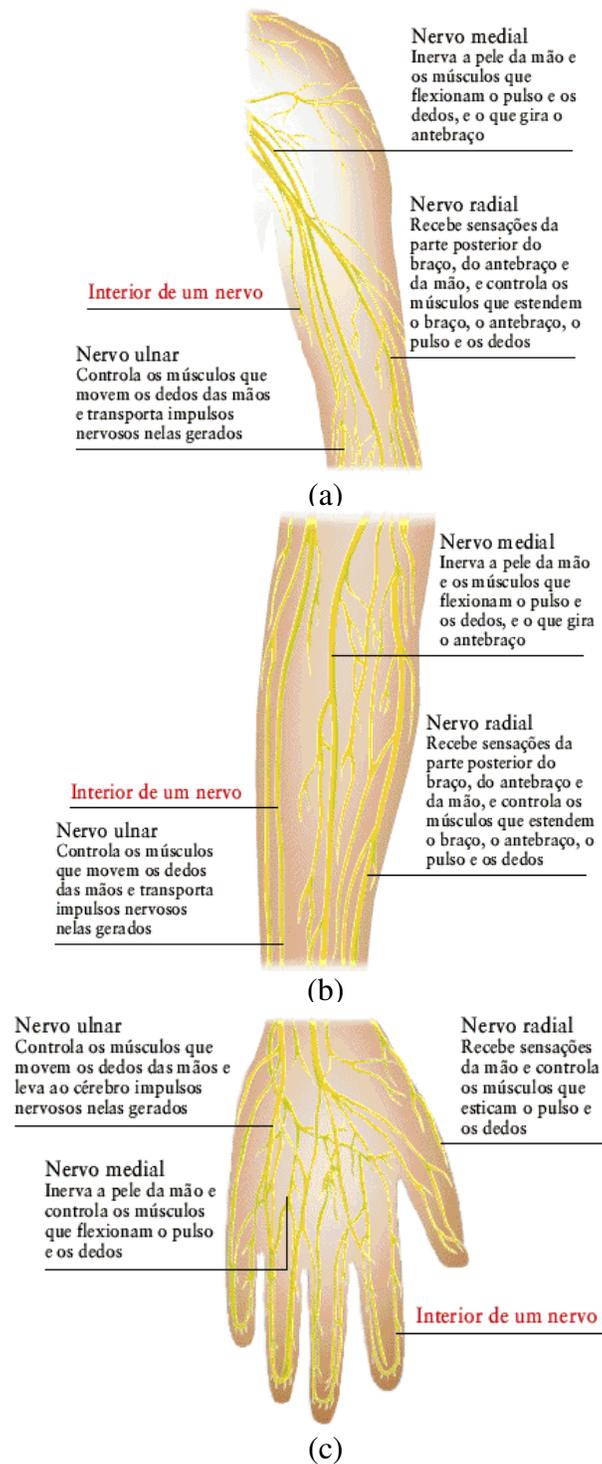


Figura A.10 – Nervos (a) do braço; (b) do antebraço; (c) da mão

3.2 Principais neurônios constituintes do sistema nervoso

Os principais neurônios que constituem o sistema nervoso são:

- Neurônios de Associação. Constituem 99% das células nervosas do corpo. Presentes no sistema nervoso central, eles funcionam como elos entre neurônios motores e sensoriais, durante a recepção, transmissão e processamento dos impulsos nervosos em todo o corpo e coordenam as respostas do cérebro às informações por ele recebidas.
- Neurônios motores. Levam impulsos nervosos do sistema nervoso central até órgãos como os músculos, que reagem a um movimento. O corpo da célula de um neurônio fica dentro do sistema nervoso central e seu prolongamento, ou axônio, estende-se ao longo do comprimento do nervo.
- Neurônios Sensoriais. Transportam mensagens de todos os receptores sensoriais do corpo até o sistema nervoso central, no cérebro e na medula espinhal. Estas mensagens, chamada impulsos nervosos, referem-se a sensações de todo o tipo, como a dor percebida na pele ou a luz percebida nos olhos.

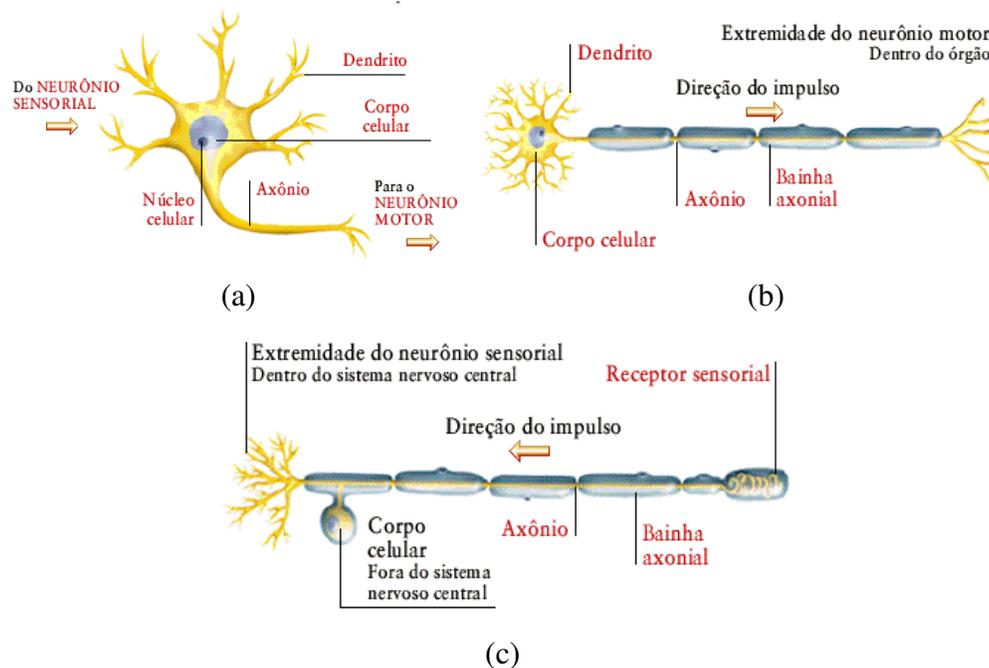


Figura A.11 – Tipos de neurônios: (a) de associação; (b) motor; (c) sensorial

3.3 Características do neurônio

A célula nervosa, também conhecida por neurônio é composta por três partes: corpo celular ou soma, dendritos e axônio.

O corpo celular contém o núcleo celular, o citoplasma e os neurônios motores que comandam diretamente a contração de fibras musculares, o soma se localiza no centro da célula. Os dendritos é a parte receptora da célula nervosa; são prolongamentos filamentosos arranjados em árvores dendritais oferecendo uma área de contato para receber a informação através das sinapses. O axônio tem projeção filamental de diâmetro uniforme que possui um comprimento de algumas centenas de micron até a alguns metros. Sua função é transmitir informação na forma de pulsos elétricos.

3.4 Reflexo

Um reflexo é uma resposta motora por meio de um arco reflexo que ocorre após um estímulo sensorial. Arco reflexo é formado por um receptor, uma via de condução nervosa e um efetor; é o caminho percorrido pelos impulsos nervosos que saem do sensor de dor, passam pela medula espinhal e voltam a um determinado músculo durante um reflexo (figura A.12). Cada reflexo tem um arco peculiar.

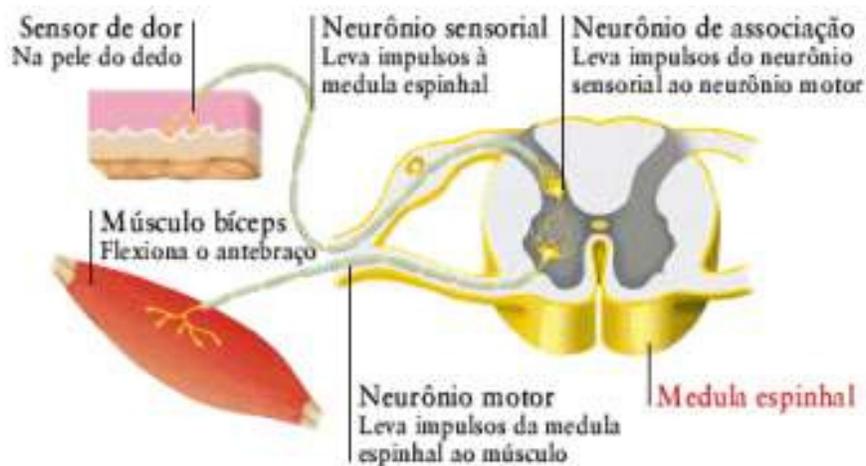


Figura A.12 – Rota dos impulsos nervosos num reflexo

O receptor é qualquer tipo de terminação neural sensorial que seja capaz de detectar qualquer das sensações corporais usuais, como a do tato, de pressão, a olfativa, a visual, etc. Uma vez que a sensação é detectada, um sinal é transmitido pela via de condução nervosa formada por único neurônio ou por número variável de neurônios interligados em série e/ou em paralelo. O efetor é um músculo esquelético ou um dos órgãos internos, como coração, intestino ou uma glândula que possa ser controlada por nervos.

Através da figura A.13 pode-se exemplificar como um reflexo simples pode ocorrer. Neste caso, vamos admitir que uma das terminações nervosas livres da pele é estimulada por um estímulo doloroso e que o sinal de dor seja transmitido para a medula espinhal. Ao chegar à medula, esse sinal vai excitar outros neurônios que, eventualmente, enviam sinais de volta aos músculos adequados para provocar a retirada da parte do corpo que entrou em contato com o estímulo doloroso. Isso é chamado simplesmente reflexo de defesa (ou de flexão). Este processamento é efetuado na medula espinhal e não pelas partes conscientes do encéfalo.



Figura A.13 – Mecanismo funcional do reflexo nervoso

Um reflexo bem mais complexo seria aquele em que muitos sinais sensoriais passariam para o sistema nervoso, vindo dos olhos, dos ouvidos, da pele, e de outras regiões do sistema nervoso sensorial. Após alguns segundos de integração, um sinal automático é transmitido de volta para os músculos. Esse difere apenas do reflexo de defesa por envolver elementos sensoriais em muito maior número, bem como de elementos integradores e motores além de depender de memórias armazenadas a partir de aprendizados prévios [HERMINI, 2000].

Anexo II

Arquitetura da Mão – Tipos de Preensão

Como disse Aristóteles, a mão do homem é “o instrumento dos instrumentos”. Isso porque a mão humana é uma ferramenta maravilhosa, capaz de executar inúmeras ações graças à sua função principal: a preensão (ato de agarrar, segurar). Está dotada de uma grande riqueza funcional que lhe proporciona uma abundância de possibilidades nas posições, nos movimentos e nas ações devido à posição peculiar que apresenta o polegar de poder opor-se a todos os outros dedos. Ao mesmo tempo, a ausência de especialização da mão do homem é um fator de adaptabilidade e de criatividade.

Do ponto de vista fisiológico, a mão representa a “*extremidade realizadora*” do membro superior que constitui o seu suporte e lhe permite adotar a posição mais favorável para uma ação determinada. Porém, a mão não é unicamente um órgão de execução, também é um receptor funcional extremamente sensível e preciso, cujos dados são imprescindíveis para a sua própria ação.

A topografia funcional da mão humana permite dividir a mão em três partes dependendo da sua utilização [KAPANDJI, 2000]:

I. Polegar – representa por si mesmo quase todas as funções da mão, graças à sua propriedade de oposição em relação aos outros dedos.

II. Dedo indicador e médio – constituem junto com o polegar as preensões tridigitais e bidigitais, que são as mais freqüentes e as mais precisas, e as pinças do polegar com os dedos.

III. Anular e dedo mínimo – são indispensáveis para as preensões palmares com o resto da mão, porque bloqueiam as preensões dos cabos das ferramentas pelo lado ulnar, mantendo assim a firmeza do punho.

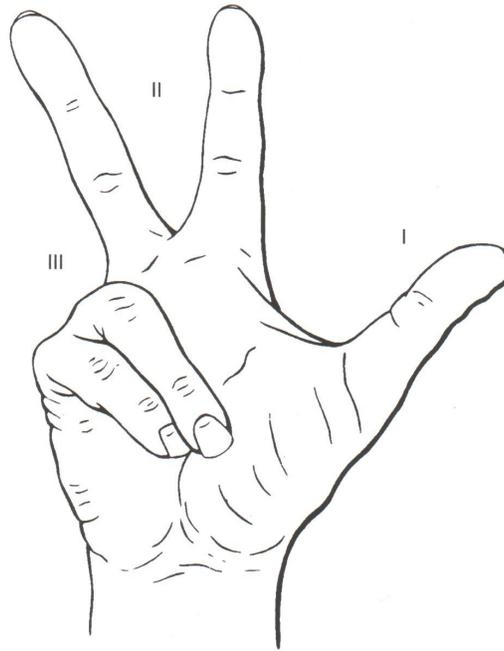


Figura A.14 – Topografia da mão

Do ponto de vista mecânico, a oposição do polegar é um movimento complexo que associa três componentes em diversos graus: a anteposição, a flexão e a pronação da coluna ósteo-articular do polegar. A oposição é indispensável para pegar um objeto.

A complexa organização anatômica e funcional da mão converge na preensão. Os vários tipos de preensão se classificam em três grandes grupos: as preensões propriamente ditas, as preensões com a gravidade e as preensões com ação. Isto não resume todas as possibilidades de ação da mão; além da preensão, também pode realizar: percussões, contato e expressão gestual.

1. Preensões propriamente ditas – se classificam em três grupos, todas têm um ponto em comum: não necessitam da participação da gravidade.

1.1. Preensões digitais – se dividem por sua vez em dois subgrupos:

1.1.1. Preensões bidigitais – clássica pinça polegar-digital, geralmente polegar-dedo indicador. São três tipos:

1.1.1.1. *preensão por oposição terminal ou terminal polpa* – é a mais fina e precisa, permite segurar um objeto de pequeno calibre.

1.1.1.2. *preensão por oposição subterminal ou da polpa* – é a mais comum, permite segurar objetos relativamente mais grossos (lápiz ou papel, por exemplo).

1.1.1.3. *preensão por oposição subterminal-lateral ou pulpolateral* – pode substituir as anteriores (1.1.1.1 e 1.1.1.2) no caso de amputação das duas últimas falanges do dedo indicador.

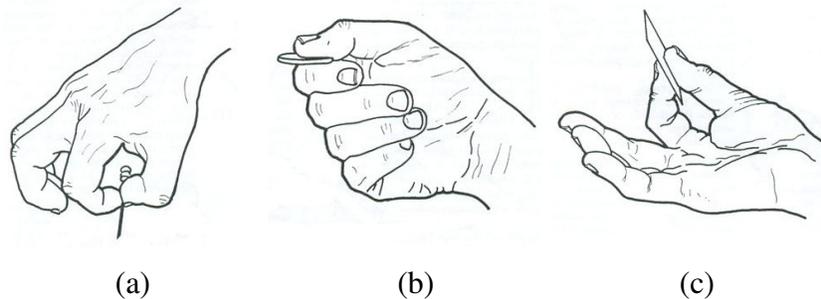


Figura A.15 – Preensões bidigitais: (a) por oposição terminal ou terminal polpa; (b) por oposição subterminal ou da polpa; (c) por oposição subterminal-lateral ou pulpolateral

Há ainda nas preensões digitais, a *preensão interdigital lateral-lateral*, que não constitui uma pinça polegar-digital, mas entre o dedo indicador e o médio geralmente.



Figura A.16 – Preensão interdigital lateral-lateral

1.1.2. Preensões pluridigitais – provocam a participação, além do polegar, dos outros dois, três ou quatro dedos. Permitem uma preensão muito mais firme que a bidigital que persiste como preensão de precisão.

1.1.2.1. preensões tridigitais – envolvem o polegar, dedo indicador e o médio, são as que se utilizam com maior frequência.

1.1.2.2. preensões tetradigitais – usado quando o objeto é grande e deve ser segurado com maior firmeza. Podem ser: tetradigital da polpa, tetradigital da polpa-lateral e tetradigital da polpa do polegar-tridigital.

1.1.2.3. preensões pentadigitais – utilizam todos os dedos.

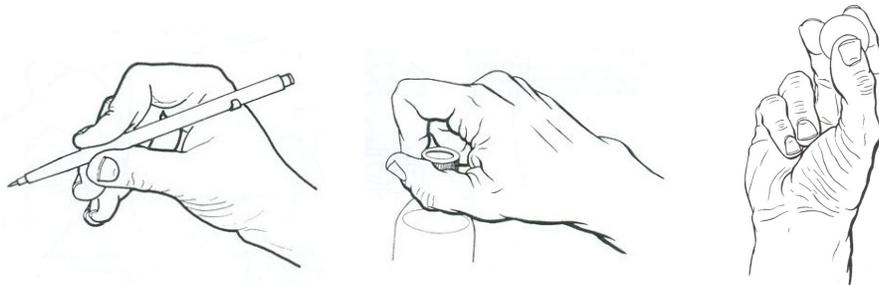


Figura A.17 – Preensões tridigitais

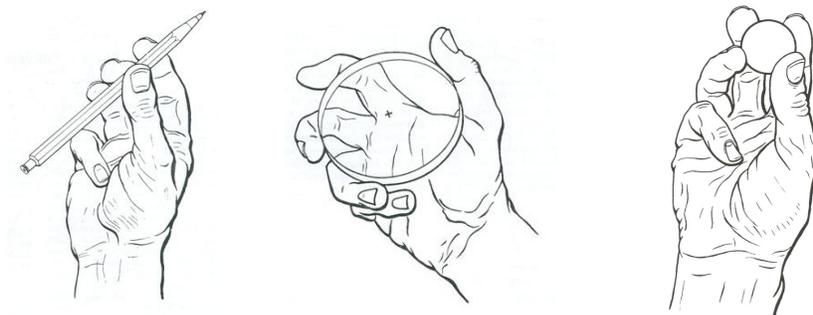


Figura A.18 – Preensões tetradigitais

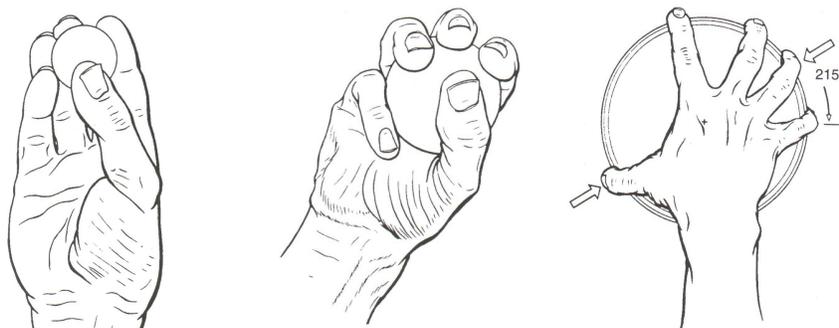


Figura A.19 – Preensões pentadigitais

1.2. Preensões palmares – participam tanto os dedos quanto a palma da mão. São de dois tipos, dependendo da utilização ou não do polegar.

1.2.1. Preensão digital-palmar – realiza a oponência da palma da mão com os últimos quatro dedos. É um tipo de preensão acessória, mas utilizada com frequência quando acionamos uma alavanca ou seguramos um volante. O objeto, de escasso diâmetro (de 3 a 4 cm), está segurado entre os dedos flexionados e a palma da mão, o polegar não participa: a preensão até certo ponto, só é firme no sentido distal; o objeto pode deslizar com facilidade em direção ao punho, porque a preensão não está bloqueada. Além disso, podemos constatar que o eixo da preensão é perpendicular ao eixo da mão e não segue a direção oblíqua do sulco palmar. Esta preensão digital-palmar também pode ser utilizada para se pegar um objeto mais volumoso, um copo, por exemplo, mas quanto mais importante seja o diâmetro do objeto, menos firme possui a preensão.

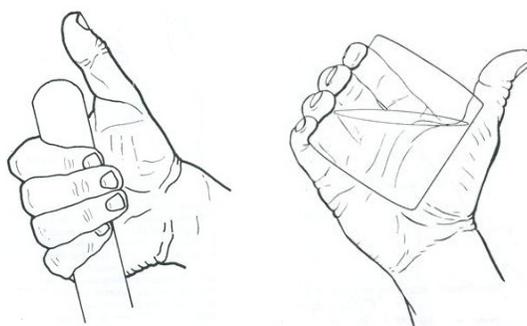


Figura A.20 – Preensão digital-palmar

1.2.2 - Preensão palmar com toda mão ou toda a palma – é a preensão de força para os objetos pesados e relativamente volumosos. A mão literalmente se fecha ao redor de objetos cilíndricos. O volume do objeto que seguramos condiciona a força da preensão: é perfeita quando o polegar pode entrar em contato (ou quase) com o dedo indicador. De fato, o polegar constitui o único elemento que realiza a oposição com relação à força dos outros quatro dedos, e sua eficácia é maior quanto mais flexionado esteja. O diâmetro dos cabos das ferramentas depende desta constatação.

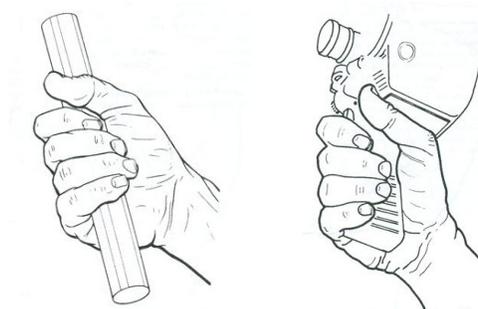


Figura A.21 – Preensão palmar com toda a mão ou toda a palma

- **preensão palmar cilíndrica** – para objetos de diâmetro grande, a preensão é menos firme quanto maior seja o diâmetro.



Figura A.22 – Preensão palmar cilíndrica

- **preensão palmar esférica** – pode envolver três, quatro ou cinco dedos.

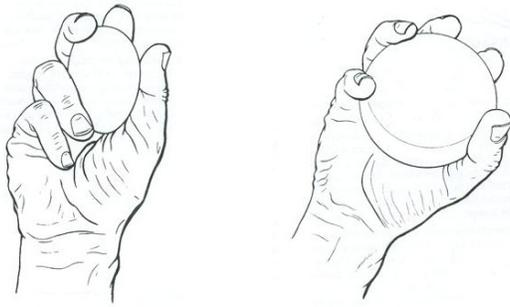


Figura A.23 – Preensão palmar esférica

1.3. Preensões centradas – realizam, de fato, uma simetria em torno do eixo longitudinal que, em geral, se confunde com o eixo do antebraço. Isto é evidente no caso da batuta do maestro cuja função é prolongar a mão e representa uma extrapolação do dedo indicador com relação à sua função de assinalar. Isto é indispensável do ponto de vista mecânico na preensão da chave de fenda que se confunde com o eixo de pronação-supinação no ato de parafusar ou desparafusar. Também está bastante claro na preensão de um garfo ou de uma faca que tem o objetivo de prolongar a mão distalmente.

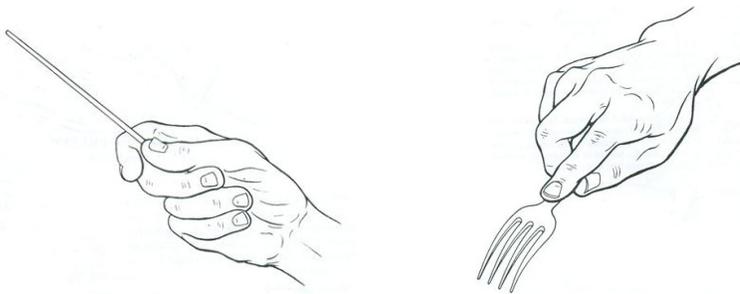


Figura A.24 – Preensões centradas

2. Preensões com gravidade – a mão serve de suporte, como quando seguramos uma travessa, o que supõe que podemos aplanar, com a palma da mão horizontal, orientada para cima.



Figura A.25 – Preensão com gravidade: mão como suporte

Graças a gravidade, a mão também pode comportar-se como uma colher que contém grãos ou líquidos.



Figura A.26 – Preensão com gravidade: mão como colher

As preensões em forma de gancho com um ou vários dedos, como quando se transporta um balde ou uma mala ou inclusive no caso de se agarrar nas pontas de uma parede rochosa, também utilizam a ação de gravidade.

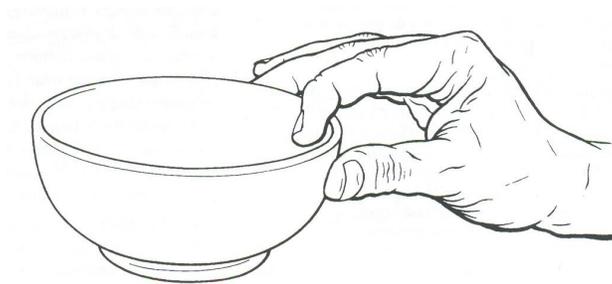


Figura A.27 – Preensão com gravidade: em forma de gancho

3. Preensões com ação – ou preensão ativa, é a preensão em que a mão também é capaz de atuar pegando algo. Algumas dessas ações são elementares como, por exemplo: lançar um pião, ou lançar uma bolinha de gude.



Figura A.28 – Preensões com ação

Existem ainda outras ações mais complexas, nas quais a mão realiza uma ação reflexa sobre si mesma. Neste caso, o objeto que seguramos por uma parte da mão sofre uma ação que provem de outra parte. Podemos mencionar como exemplos: a ação de acender um isqueiro; a ação de apertar a tampa de um frasco de aerosol; a ação de cortar com tesoura; a ação de comer com pauzinhos chineses; a ação de fazer nó só com uma mão; a mão esquerda de um violinista.

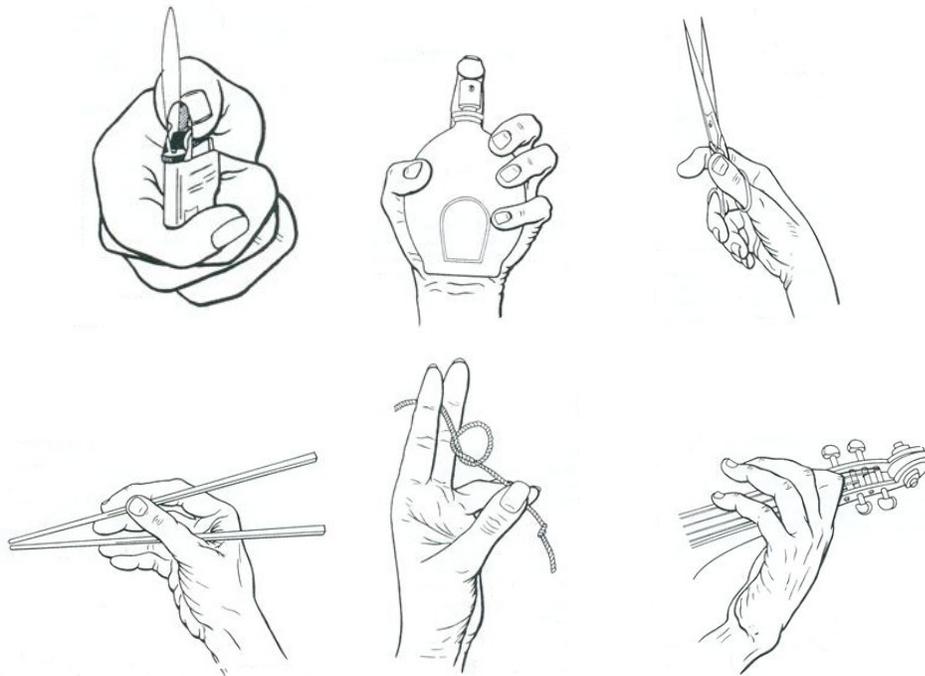


Figura A.29 – Exemplos de ações mais complexas

Anexo III

Figuras dos resultados experimentais

Neste anexo, estão listadas as figuras dos resultados experimentais obtidos durante este trabalho de pesquisa.

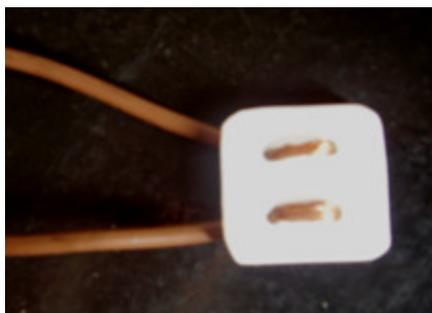


Figura A.30 – Disposição dos eletrodos de superfície usados na aquisição do sinal



Figura A.31 – Modelo com rasgo excêntrico



Figura A.32 – Modelo com fuso roscado

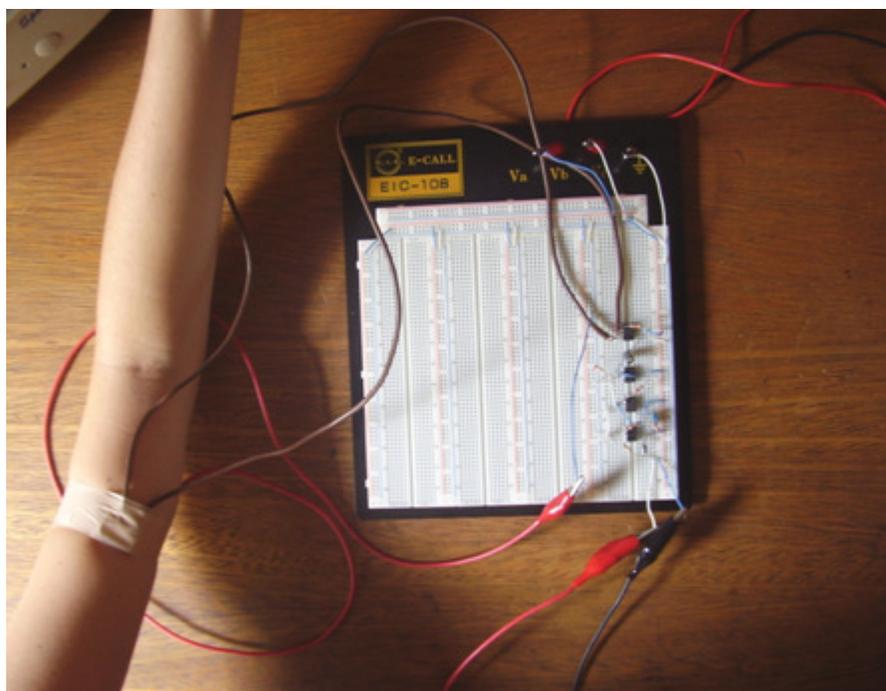


Figura A.33 – Aquisição e tratamento do sinal mioelétrico

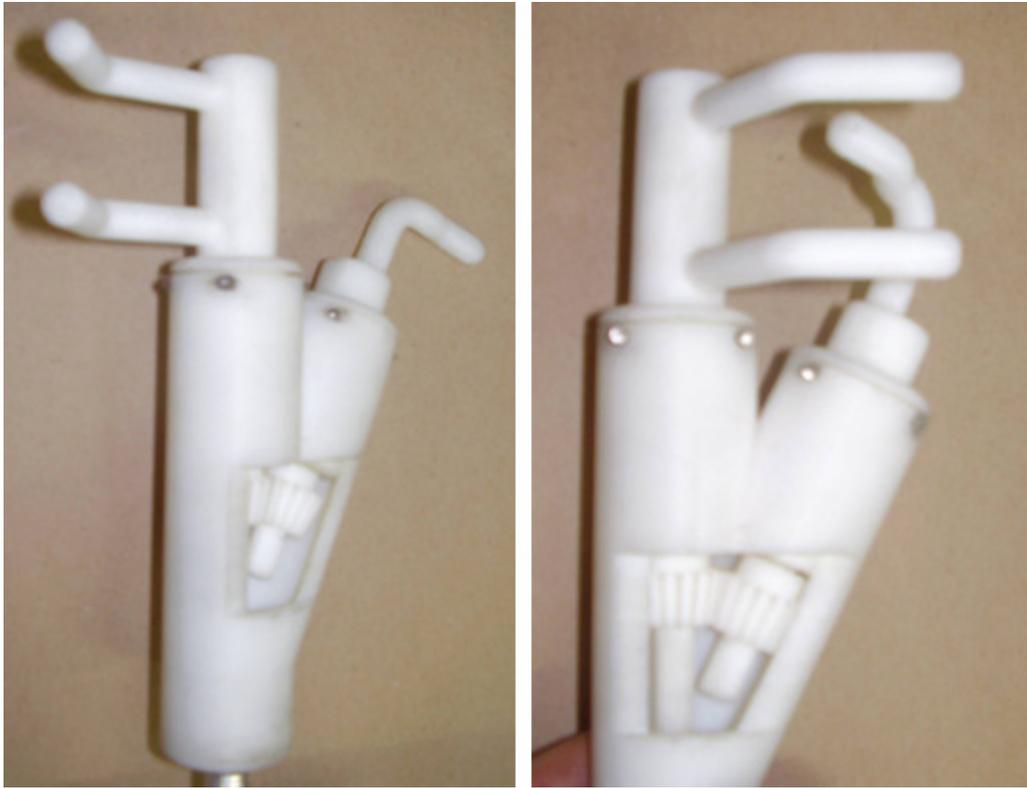


Figura A.34 – Ferramenta terminal prototipada (protótipo 1)

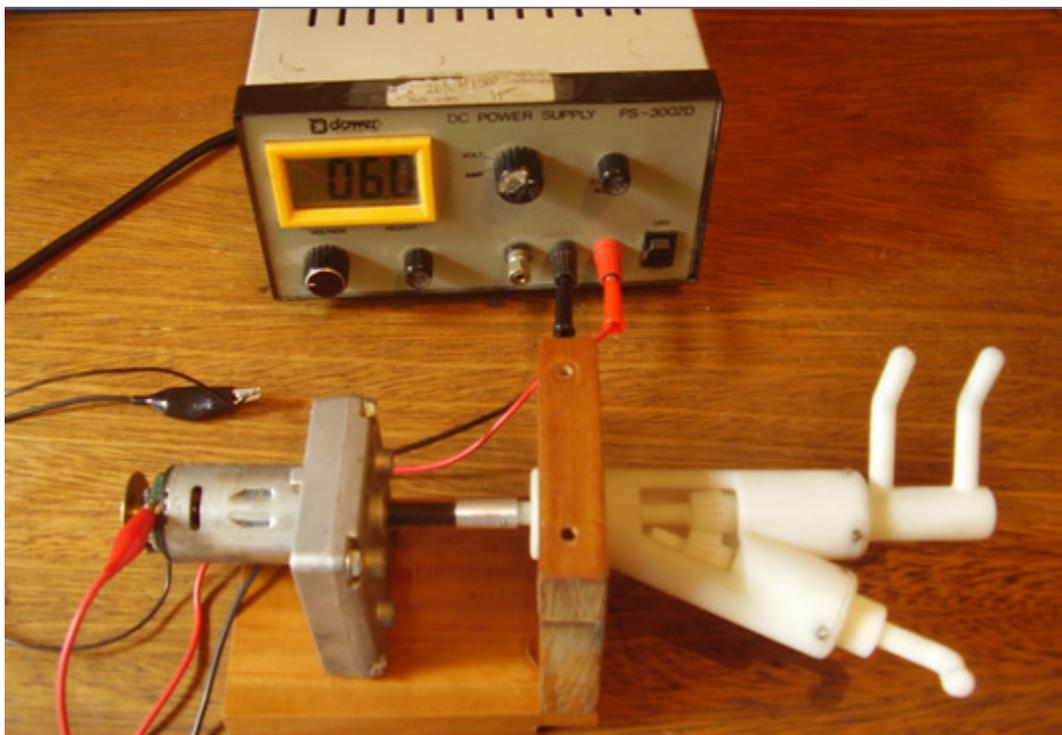


Figura A.35 – Garra prototipada conectada ao servomotor

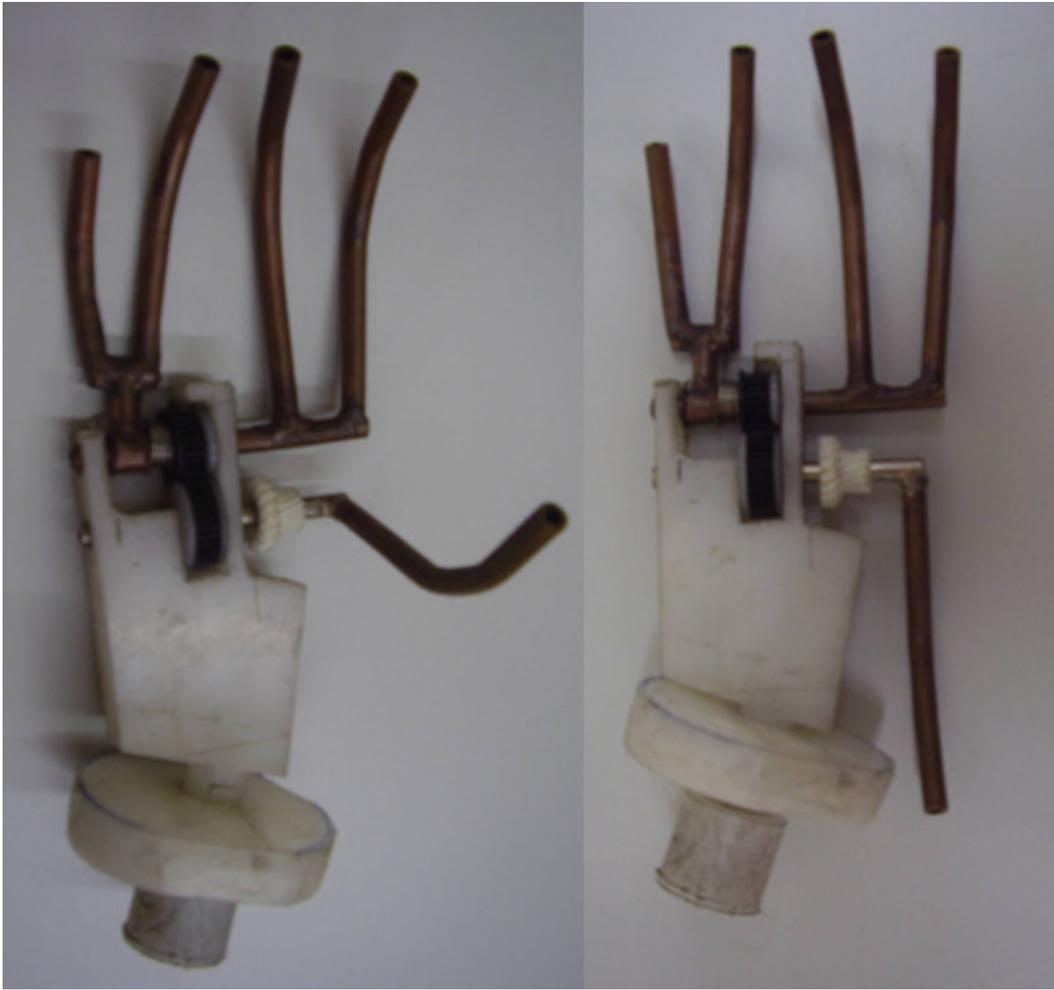


Figura A.36 – Detalhes do protótipo 2



Figura A.37 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3)