

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA  
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA TÉRMICA E FLUIDOS**

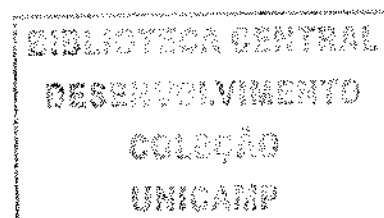
# Uma Contribuição para a Modelagem e Implementação de Controle Mioelétrico de Próteses Ativas de Membros Superiores

Autor: **Marcos José Sanvidotti**  
Orientador: **Helder Aníbal Hermini**

Curso: Engenharia Mecânica  
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

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, 2006  
S.P. – Brasil



UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	
	UNICAMP
	Sa59c
	EX
FONTE BCI	10224
PROC.	16.8.00123.06
	<input type="checkbox"/> C <input checked="" type="checkbox"/> D
PREÇO	11,00
DATA	05/10/06
Nº CPD	

sub ID. 388922

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

Sa59c Sanvidotti, Marcos José  
Uma contribuição para a modelagem e implementação de controle mioelétrico de próteses ativas de membros superiores / Marcos José Sanvidotti. --Campinas, SP: [s.n.], 2006.

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

1. Prótese. 2. Biomecânica. 3. Engenharia biomédica. 4. Robótica. I. Hermini, Helder Anibal. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Titulo em Inglês: A contribution for the modelling and implementation of mioelectric control of limp active prostheses

Palavras-chave em Inglês: Mioelectric control, Biocybernetic, Biomedical engineering

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Paulo Gardel Kurka, José Roberto Castilho Piqueira

Data da defesa: 22/02/2006

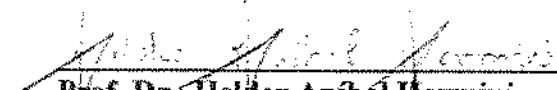
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**  
**COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA TÉRMICA E FLUIDOS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADEMICO**

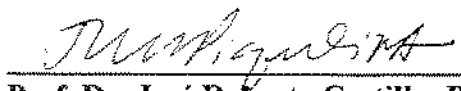
**Uma Contribuição para a Modelagem e  
Implementação de Controle Mioelétrico de  
Próteses Ativas de Membros Superiores**

Autor: Marcos José Sanvidotti

Orientador: Helder Anibal Hermini

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Helder Anibal Hermini**  
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Engenharia Mecânica**  
**Departamento de Projeto Mecânico**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Paulo Gardel Kurka**  
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Engenharia Mecânica**  
**Departamento de Projeto Mecânico**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. José Roberto Castilho Piqueira**  
**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**Escola Politécnica**  
**Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle**

Campinas, 22 de Fevereiro de 2006

2006-03-04



## **Dedicatória:**

Dedico este trabalho à:

A minha querida esposa Fátima A. S. Sanvidotti.

A minha filha Beatriz S. Sanvidotti.

Aos meus Pais



## **Agradecimentos**

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

A minha esposa Fátima A. S. Sanvidotti e a minha filha Beatriz S. Sanvidotti.

Aos meus pais pelo incentivo em todos os momentos da minha vida.

Ao meu orientador e amigo, que me mostrou os caminhos a serem seguidos.

Aos meus amigos Dagoberto Gregório, Vicente O. Gomes Jr. e Thais Fillipo que me ajudaram na conclusão deste trabalho.

Aos amigos que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.





*"O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano."*  
*Isaac Newton*



## Resumo

SANVIDOTTI, Marcos José , *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. Dissertação (Mestrado)

Neste trabalho tivemos a oportunidade de estudar e entender a origem e a obtenção do sinal mioelétrico de um grupo muscular.

Estudar alguns modelos de próteses, dos modelos mais antigos até as mais novas gerações com sensores e células de carga.

Conhecer os diversos tipos de eletrodos utilizados e os biosinais mais comuns utilizados na área medica para diagnósticos.

Os tipos de circuitos amplificadores e de filtros ativos envolvidos no processamento do sinal coletado.

A aplicação de um sistema microprocessado para acionamento de motores de corrente continua aplicados na ativação de abertura e fechamento das próteses mioelétricas funcionais.

### *Palavras Chave*

Controle Mioelétrico, Biocibernética, Engenharia Biomédica, Biosinais.



## **Abstract**

SANVIDOTTI, Marcos José , A Contribution for the Modelling and Implementation of Mioelectric Control of Uper Limb Active Prostheses, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. 93 p. Dissertação (Mestrado)

*In this work we had the opportunity to study and to understand the origin and the obtaining of the mioelectric sign of a muscular group.*

*To study some models of prostheses, of the oldest models to the newest generations with sensor and load cells.*

*To know the several types of used electrodes and the most common bio signal used in the area practices medicine for diagnoses.*

*The types of amplifying circuits and of active filters involved in the processing of the collected sign.*

*The application of a microprocessed system for drive of chain engines continues applied in the activation of opening and closing of the functional mioelectric prostheses.*

### *Key Words*

Mioelectric Control, Biocybernetic, Biomedical Engineering



## Índice

Lista de Figuras	ii
Lista de Tabelas	v
Nomenclatura	vi
1 Introdução	1
2 Revisão da Literatura	3
3 Modelagem Teórica	65
4 Análise Experimental	74
5 Modelamento mecânico	77
6 Resultados e Discussões	86
7 Conclusões e Sugestões para próximos trabalhos	88
Referências Bibliográficas	89





## Lista de Figuras

FIGURA 2.1 Evolução das próteses de membros inferiores	4
FIGURA 2.2 Evolução das próteses de membros superiores	5
FIGURA 2.3 Ferramentas terminais de apreensão	8
FIGURA 2.4 Sistema de apreensão de gancho	9
FIGURA 2.5 Mãos passivas estéticas	10
FIGURA 2.6 Mecanismo da mão APRL	10
FIGURA 2.7 Evolução da abertura da mão APRL	11
FIGURA 2.8 Punho universal de esfera com alavanca de posicionamento	12
FIGURA 2.9 Prótese de cotovelo	13
FIGURA 2.10 Cotovelo ergométrico	14
FIGURA 2.11 Cineplástia do bíceps	16
FIGURA 2.12 Sistema de prótese mioelétrica da era de 1960	17
FIGURA 2.13 Prótese mioelétrica para coto curto	18
FIGURA 2.14 Prótese de membro superior UTAH	19
FIGURA 2.15 Detalhes construtivos de mão mioelétrica	20
FIGURA 2.16 Prótese mioelétrica	21
FIGURA 2.17 Detalhes de funcionamento de próteses mioelétricas	23



FIGURA 2.18 detalhes construtivos de mão mioelétrica OTTOBOCK	24
FIGURA 2.19 Controlador proporcional DMC	26
FIGURA 2.20 Detalhes de construção e utilização dos sistema de prótese mioelétrica LIBERTY	28
FIGURA 2.21 Treinamento do sistema muscular	30
FIGURA 3.1 Termosensores	34
FIGURA 4.1 Potencial de ação	40
FIGURA 4.2 MUAP	42
FIGURA 4.3 SME	43
FIGURA 5.1 Formas de ondas ECG, EEG, EMG,EOG	46
FIGURA 5.2 Potencial de ação	47
FIGURA 5.3 Interface eletrodo – eletrólito	49
FIGURA 5.4 Camadas de pele	50
FIGURA 5.5 Eletrodo de membros	51
FIGURA 5.6 Disco de metal	52
FIGURA 5.7 Eletrodo de cloreto de prata	52
FIGURA 5.8 Eletrodo de cloreto de prata com alojamento	53
FIGURA 5.9 Eletrodo de ouro	54
FIGURA 5.10 Eletrodo de descartáveis	54
FIGURA 5.11 Eletrodo de flexíveis	55
FIGURA 5.12 Eletrodo de secos	57
FIGURA 5.13 Eletrodo de interno	59
FIGURA 5.14 Eletrodo de interno	59
FIGURA 6.1 Filtros R.L.C.	63

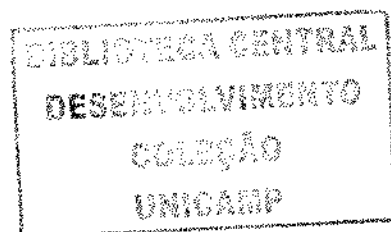


FIGURA 6.2 Filtros digitais diagrama de blocos	64
FIGURA 6.3 Filtros RC ativos	66
FIGURA 7.1 Diagrama de blocos controle mioelétrico	69
FIGURA 7.2 Amplificador diferencial	70
FIGURA 7.3 Filtro Butterworth	72
FIGURA 7.4 Filtro Notch	75
FIGURA 7.5 Etapa de potencia	76
FIGURA 7.6 Sinais obtidos por simulação	77
FIGURA 7.7 Diagrama de bode	77
FIGURA 8.1 Modelo do sistema mecânico	78
FIGURA 8.2 Modelo real da mão humana	80
FIGURA 8.3 Modelo virtual tridimensional	81
FIGURA 8.4a Modelo virtual com os dedos fechados	82
FIGURA 8.4b Modelo virtual em movimento de abertura	82
FIGURA 8.4c Modelo virtual em movimento de abertura total	82
FIGURA 8.5 Modelo prototipado	82
FIGURA 9.1 Detalhes do procedimento experimental	84



## Lista de Tabelas

Tabela 4.1 Taxa de enervação	41
Tabela 5.1 Lista de Eletrodos	48







## **Nomenclatura**

### *Abreviações*

**CC** - Corrente continua;  
**DMC** – Dinamyc mode control;  
**PCMM** – Processador controlador mioelétrico multiplexado;  
**ERG** – Eletroretinograma;  
**RC** – Resistor capacitor  
**ECG** –Eletrocardiográfico;  
**EEG** – Eletroencefalograma;  
**EOG** – Eletrooculograma;  
**EMG** – Eletromiográfico;  
**Kt** – Constante de tempo;

### *Siglas*

**EWB** – Eletrocnic work Banch



## Capítulo 1

### Introdução

A eletrofisiologia teve início no final do século XVIII com a descoberta de Galvani da eletricidade animal e tem progredido regularmente desde então. O acesso eletrofisiológico ao músculo e nervo é agora considerado indispensável na prática da Neurologia, fisioterapia e outras disciplinas clínicas relacionadas (KIMURA, J., 1989). O estudo eletrofisiológico pode ser feito com agulhas de inserção ou eletrodos de superfície. No estudo elaborado e descrito neste trabalho, são aplicados eletrodos de superfície por não serem invasivos e não provocarem desconforto ao paciente.

No procedimento descrito nos capítulos a seguir, é captado o sinal mioelétrico da musculatura flexora e extensora (músculos bíceps e tríceps braquial, respectivamente) do membro superior de um voluntário, que é amplificado, filtrado e posteriormente processado em um

energia útil do sinal é limitada a uma variação de frequência de 0 a 500 Hz, com a energia dominante estando entre 50 e 150 Hz. Os sinais úteis são aqueles com uma energia acima do nível de ruído elétrico. 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. Como fontes perturbadoras pode-se salientar:

- 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. A maior parte de sua energia varia na frequência de 0 a 20 Hz.

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

## **Capítulo 2**

### **Estudo de Próteses**

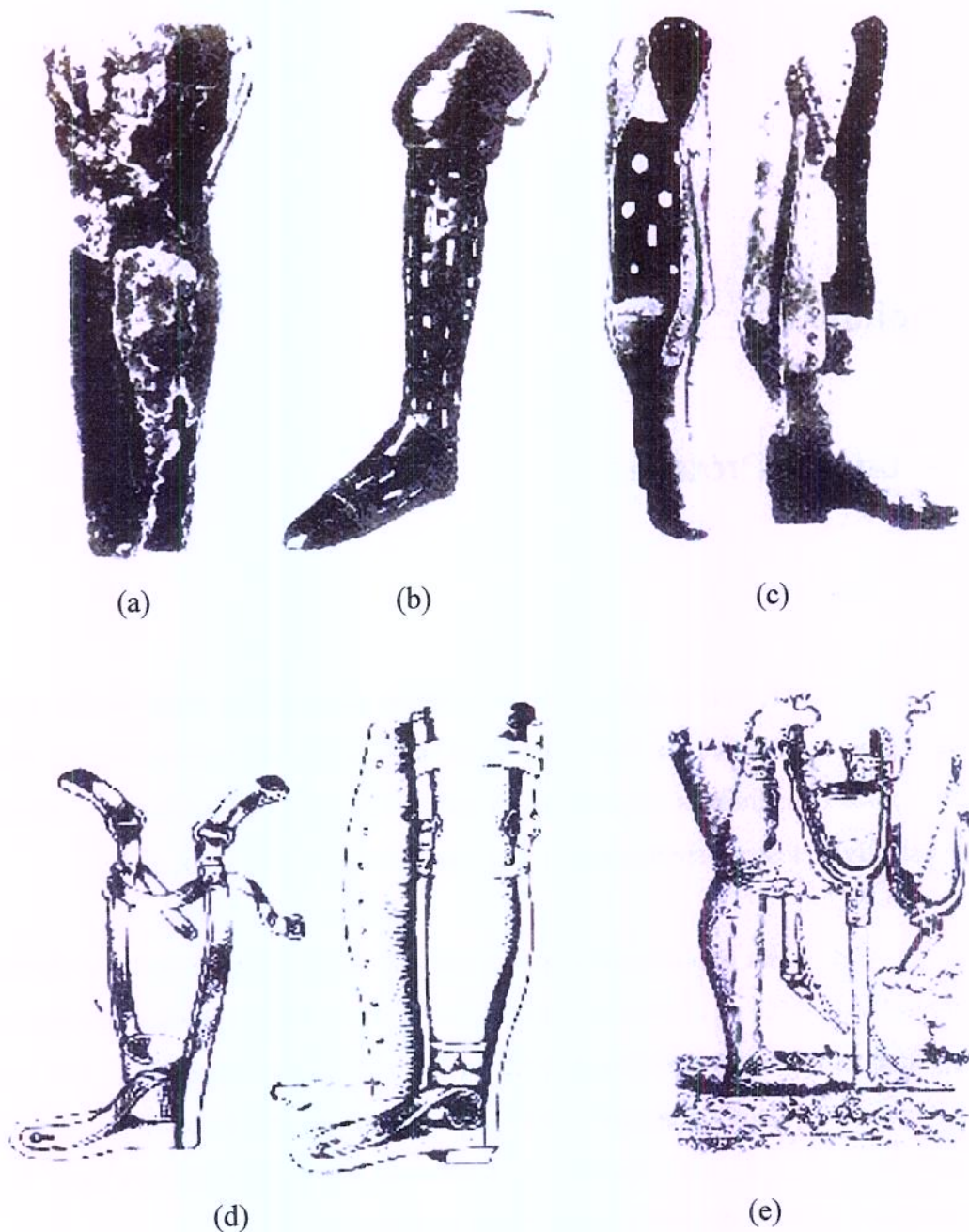
#### **Introdução**

Neste capítulo é feito o estudo analítico de próteses, descrevendo inicialmente, de forma resumida, a histórica da evolução desta área, passando posteriormente para a descrição dos elementos constituintes de próteses de membros superiores e inferiores, enfatizando os aspectos construtivos destes sistemas articulares artificiais [BOCCOLINI, 1990].

É de suma importância a conscientização da deficiência apresentada nesta área, feita neste capítulo, que só é analisável perante a observação do estágio evolutivo dos protótipos disponíveis atualmente implementados medicamente, disponíveis em mercado. Ante o exposto, é possível se notar a necessidade do desenvolvimento de um modelamento analítico, baseado em conceitos de anatomia, fisiologia e cinesiologia, priorizando uma metodologia para a implementação de controle e geração de movimentos destes sistemas.

#### **2.1 A evolução das próteses**

A idéia de o Homem substituir membros amputados por artefatos mecânicos, vem de tempos remotos, havendo evidências de tentativas no período helênico e heneidico, sendo que a referência mais antiga a próteses, remonta ao ano 500 a.C.



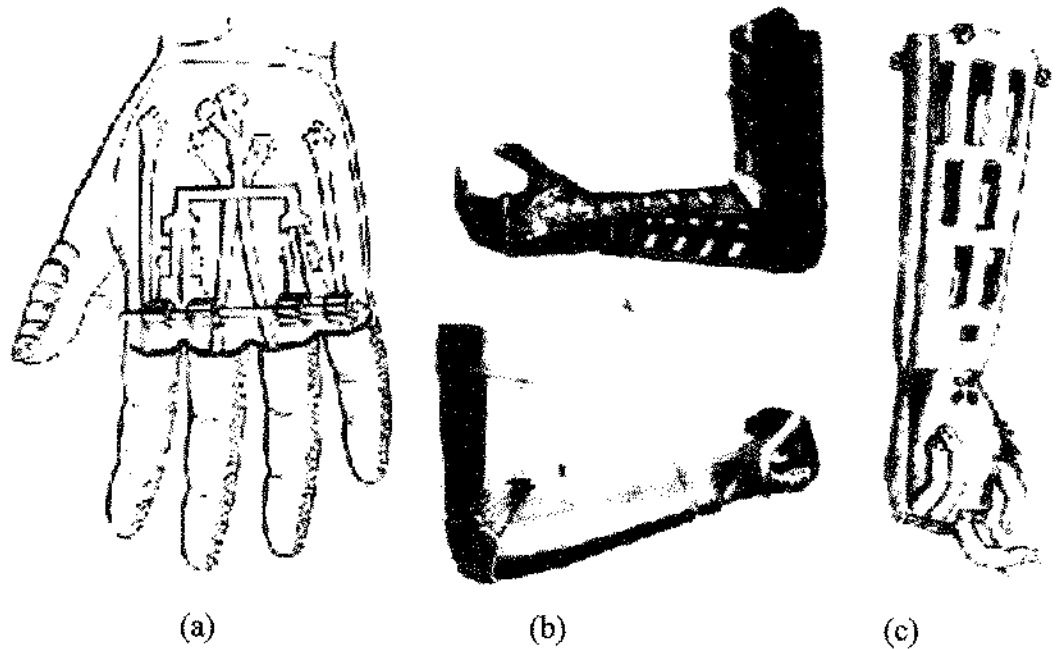
- (a) Perna artificial, 300 a.C.;
- (b) Perna estética do século XVI;
- (c) Prótese para pernas do século XVI;
- (d) Prótese para desarticulação do pé;
- (e) Primeira perna articulada construída por Ambroise Paré no século

XVI.

Figura 2.1 - Evolução das Próteses de membros inferiores

A primeira prótese conhecida foi descrita por Heródoto ao registrar as proezas de Hegistratos o qual foi preso e condenado à morte, conseguindo escapar do cárcere, cortando o próprio pé que estava preso a correntes. Depois que a ferida sarou, ele fez para si próprio um pé de madeira e voltou a servir o império persa.

Muitos pesquisadores no transcorrer da história universal têm tentado desenhar e construir próteses para o membro inferior ou superior, visando além da estética a funcionalidade, destacando-se como dois marcos nesta tarefa Ambroise Paré e Leonardo da Vinci, sendo que os mecanismos de movimentação de dedos, travas de joelhos e outros artifícios deixam-nos até hoje estupefatos com a capacidade inventiva destes cientistas.



(a) Mão planejada por Ambroise Paré;

(b) Prótese de braço dos séculos XV e XVI;

(c) Próteses de antebraço, constituída por um polegar rígido e dedos indicador e médio movidos por botões na palma.

Figura 2.2 – Evolução das próteses de membros superiores

Artefatos arqueológicos, como uma prótese de madeira reforçada com bronze (figura 2.1(a)), possivelmente do ano 300 a.C., desenterrada em 1858, comprovam a veracidade destas narrativas antigas. No século XVI, eram confeccionados em madeira, “pilões” para servirem de suportes para o corpo.

A evolução desta área da ciência teve grande ênfase principalmente com o advento das grandes guerras mundiais e as decorrentes mutilações dos soldados, sendo que na 2ª Guerra Mundial se organizaram programas de pesquisa para membros artificiais.

Atualmente, se enfatiza a utilização de próteses controladas por estimulação mioelétrica, utilizando os impulsos coletados do próprio amputado, tratados e amplificados por um aparato eletrônico, porém, esse sistema de controle apresenta muitas deficiências:

- Tecnologia é pouco conhecida.
- Alto custo.
- Instalação difícil.
- Há necessidade de treinamento e manutenção do membro artificial.

## **2.2 Considerações gerais sobre próteses de membros superiores**

Dentre os amputados de membros superiores, há aqueles que possuem níveis de amputação na desarticulação do pulso, abaixo do cotovelo, acima do cotovelo e na desarticulação do ombro [BOWKLER, MICHAEL, 1992].

A implantação de uma prótese não visa apenas substituir a parte anatômica amputada, mas também, restituir as funções lesadas, sendo necessário para tal, a reprodução dos esforços e deslocamentos equivalentes ao sistema natural. Tal reprodução, porém, constitui-se numa tarefa complexa que, às vezes, apresenta obstáculos intransponíveis.

Na atualidade, próteses convencionais desenvolvidas para o nível de amputação na altura do braço, efetuam flexão e uma diminuta abdução e adução, e as desenvolvidas para o nível de amputação do cotovelo reproduzem a flexão e a extensão. Já os movimentos no antebraço,



constituídos pela pronação e supinação não são reproduzidos, com exceção das próteses mioelétricas. O punho do antebraço natural tem uma grande mobilidade, atingindo uma circundação de 180 graus, porém, nenhuma prótese presente no mercado possui essa articulação[BOWKLER, MICHAEL, 1992].

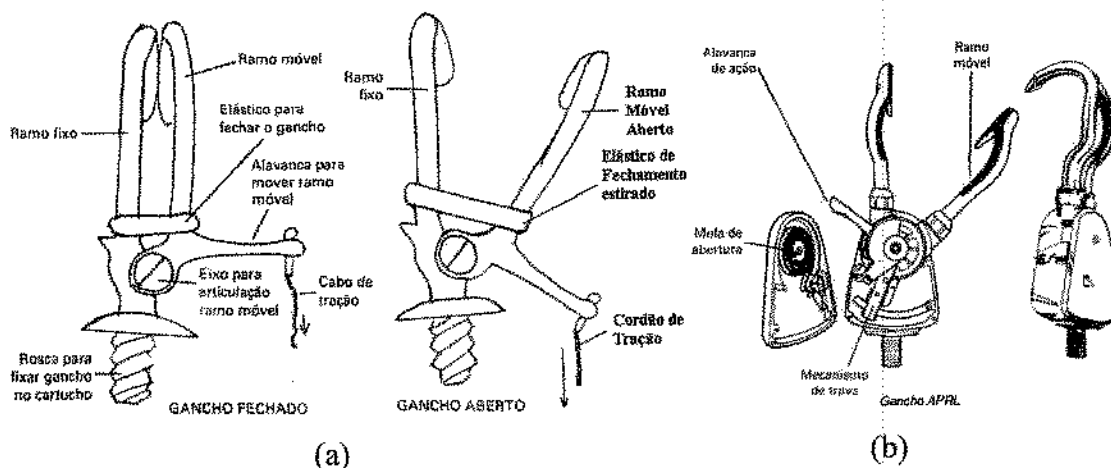
A constituição de uma prótese depende do nível de amputação do membro, sendo essa formada por um conjunto de partes com suas funções específicas. De acordo com o nível de amputação, as próteses de membros superiores são classificadas como:

- Próteses para complementação de amputação parcial ou total de dedos e partes da mão;
- Prótese para amputação de antebraço propriamente dita, desde a articulação radiocárpica até o cotovelo;
- Próteses para amputação de braço desde a desarticulação de cotovelo até a desarticulação de braço e
- Próteses para amputação do ombro com retirada inclusive do omoplata.

A seguir são detalhadas as partes que formam as próteses de membros superiores, destacando suas estruturas e funções.

### **2.3 Componentes das próteses de membros superiores**

O componente mais importante das próteses do membro superior é o aparelho terminal, pois tem a função de segurar objetos e transportá-los de um lugar para o outro [BOCCOLINI, 1990].



- (a) Gancho de abertura voluntária;  
 (b) Gancho de fechamento voluntário APRL.

Figura 2.3 – Ferramentas terminais de apreensão

Desses 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 articulam por meio de um eixo. Na parte móvel existe uma alavanca à qual se prende o cabo trator que a movimenta. Todos eles apresentam abertura voluntária.

Na tarefa de apreensão de objetos, por muito tempo se utilizou o sistema de ganchos de abertura voluntária, ou fechamento voluntário utilizando para o acionamento a força muscular, força elástica de molas ou elásticos. Os sistemas de fechamento voluntário (figuras 2.3(a)), permanecem abertos por força de molas, fechando-se pelo emprego ativo de força muscular, principalmente aproveitando a ação da flexão e extensão do cotovelo (figura 2.4). O inconveniente dos primeiros protótipos deste último sistema, é que, para se manter o objeto preso, tinha que haver o esforço muscular contínuo, até que se desenvolveu o gancho APRL (figura 2.3 (b)), que graças ao sistema de travas do seu mecanismo, não solta o objeto apreendido, o qual fica preso até que o amputado solte a trava, afrouxando o cabo e automaticamente ante essa ação, os ramos então se separam.

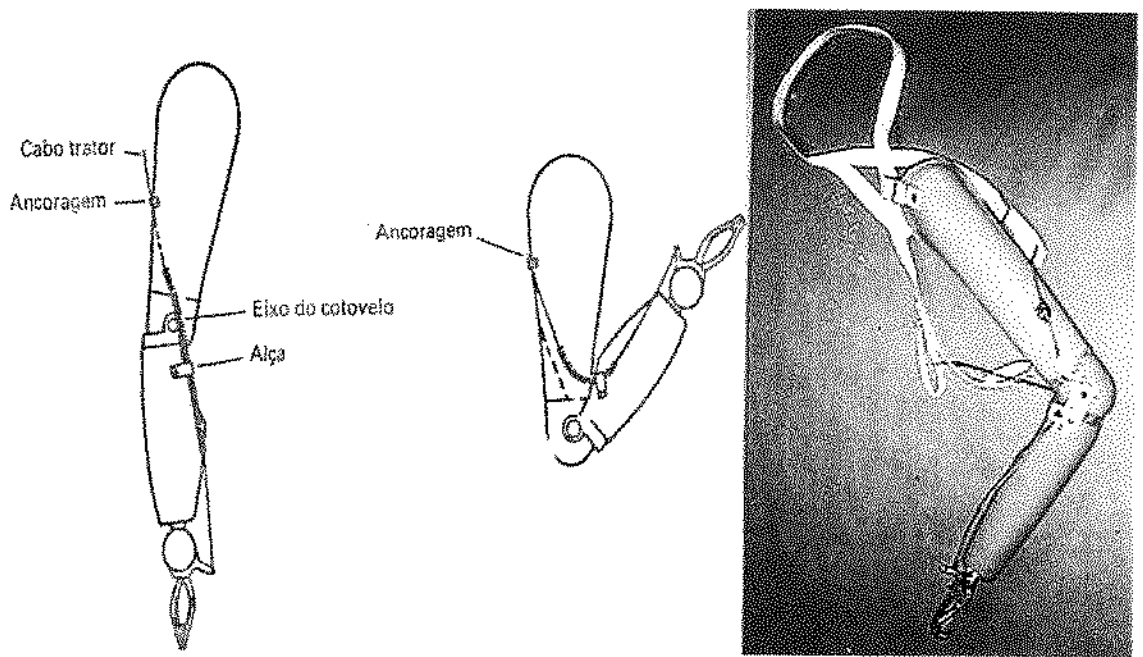


Figura 2.4 – Sistema de preensão de gancho

## 2.4 Mãos

O primeiro tipo de mãos artificiais a considerar é a mão estética, sem função alguma, usada apenas para esconder a amputação (figura 2.5).

Como próteses ativas, as mãos artificiais ou mecânicas, apesar da cosmese ser melhor que a dos ganchos, tem limitação de preensão muito grandes. O mecanismo das mãos artificiais ou mecânicas faz com que as polpas do dedo indicadores e do dedo médias se oponham à popa do dedo polegar, quando se quer fazer a preensão. 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].

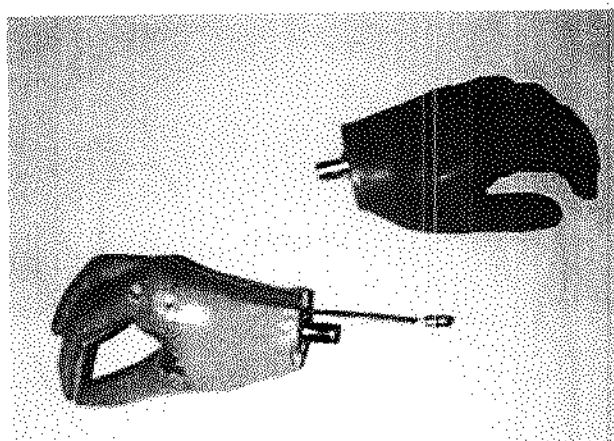
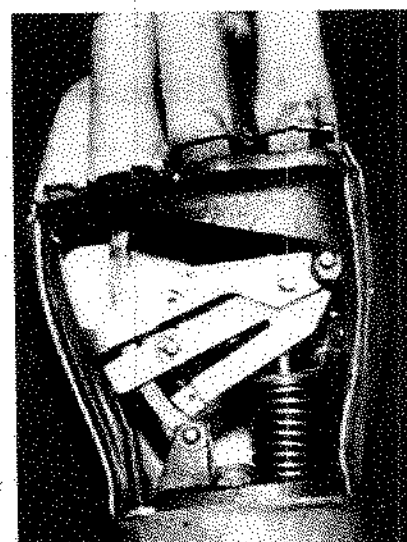
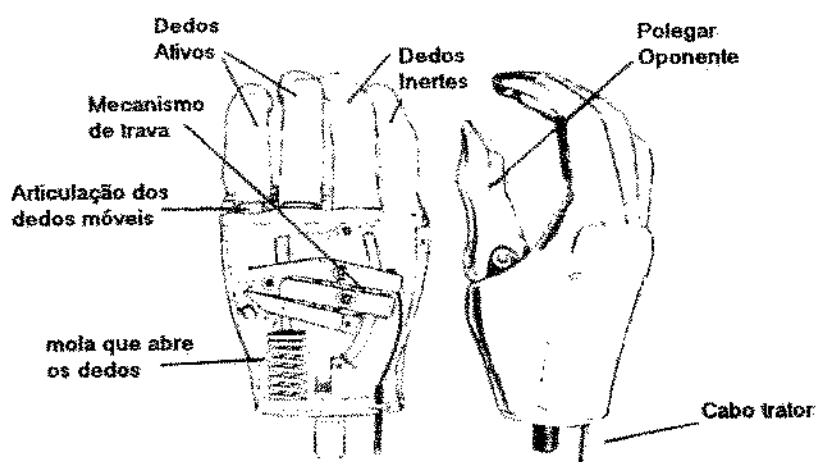


Figura 2.5 – Mãos passivas estéticas

O mecanismo mais avançado deste tipo de sistema é o da mão APRL (figuras 2.6(a), (b) e 2.7), pois tem fechamento voluntário, travando automaticamente no ponto em que houver apreensão do objeto, qualquer que seja o volume do mesmo. O mecanismo de trava é desfeito voluntariamente, por leve toque no cabo trator, sendo que a trava se abre, mas o objeto não cai porque o amputado ainda está, voluntariamente, segurando-o.



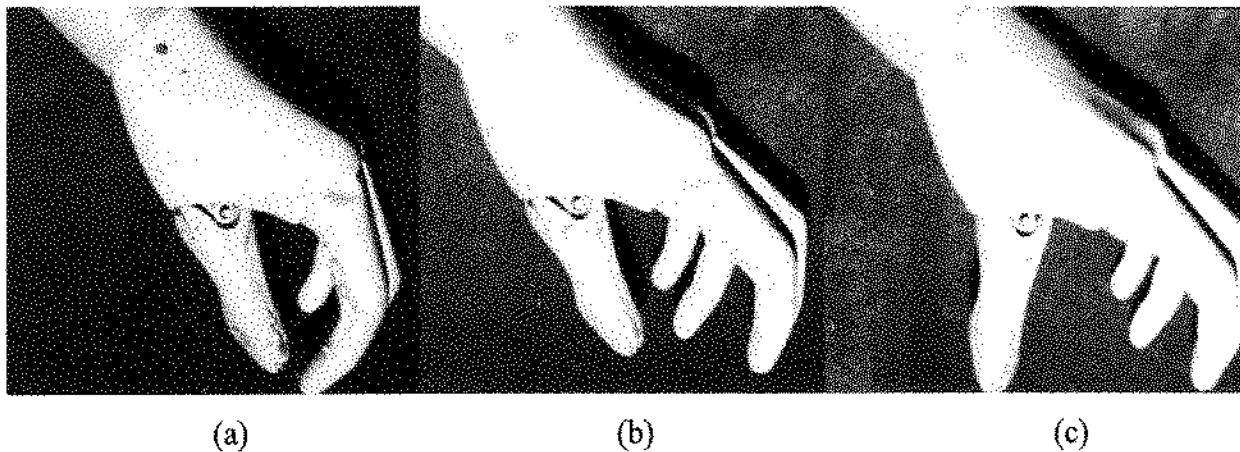
(a)

(b)

- (a) Detalhes da estrutura;
- (b) Fotografia interna do mecanismo.

Figura 2.6 - Mecanismo da mão APRL

Assim, por exemplo, se segurarmos um lápis, faz-se um esforço firme até que este lápis esteja bem preso. Cessa-se a pressão no cabo e o mecanismo de trava é logo ativado e o lápis se mantém preso. A mão ficará segurando o lápis até que o amputado dê um “toque” ligeiro no cabo e nessa ocasião, o mecanismo de trava se desfaz, porém o lápis continua preso enquanto o amputado fizer pressão no cabo trator. Ao afrouxar esta pressão, os dedos se abrem soltando o lápis. Os dedos da mão ficarão abertos enquanto não for acionado novamente o cabo trator.



- (a) fechada
- (b) abertura média
- (c) abertura máxima.

Figura 2.7 – Evolução de abertura da mão APRL

## 2.5 Punho

Para poder dar a orientação espacial à ferramenta preensora terminal, foram desenvolvidos os punhos. Essas 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 (figura 2.8).

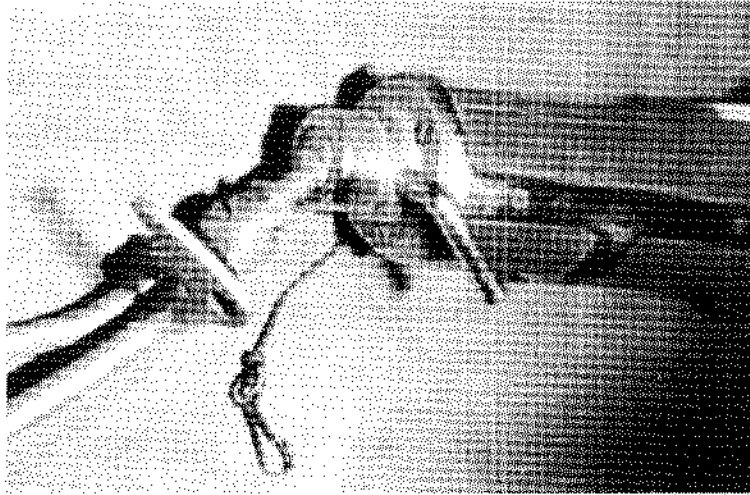


Figura 2.8 – Punho universal de esfera com alavanca de posicionamento.

## 2.6 Cartuchos

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 em seu interior o coto de amputação, que deve ser bem adaptado ao cartucho para permitir todo o movimento possível. Nele também é colocada uma peça de metal onde se prende a capa do cabo de tração, constituindo o chamado “ponto de ancoragem”, conforme o sistema de acionamento da prótese.

É de fundamental importância o projeto do cartucho, pois este deve aderir perfeitamente ao coto, para que não hajam complicações como edemas devido a um jogo ou à pressão excessiva no acoplamento, podendo gerar a gangrena da terminação da parte amputada que se acopla à prótese.

## 2.7 Cotovelos

O cotovelo é o componente da prótese responsável por sua estabilização, e facilita ao amputado fletir e estender seu antebraço artificial, permitindo que a ferramenta terminal atinja a boca, além de fixar o antebraço. A articulação da maioria dos cotovelos mecânicos na flexão e extensão é sempre passiva, fazendo-se de duas maneiras, ou seja, com a mão do membro sã, fixando-a por meio de trava manual externa, na posição desejada ou através de um cabo trator, colocado de tal maneira que possa também fazer a flexão do antebraço artificial sobre o braço, uma vez que o cotovelo esteja livre, ou seja, destravado [BOWKLER, MICHAEL, 1992].

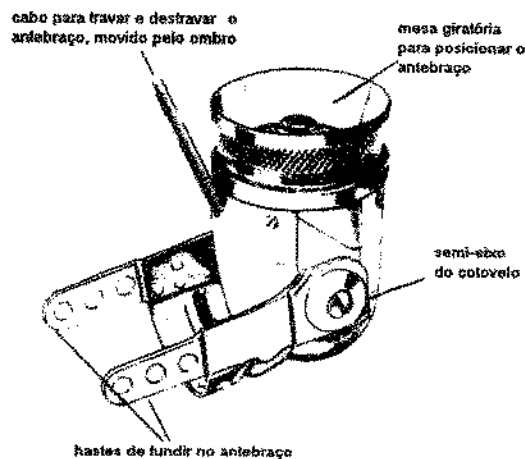


Figura 2.9 - Prótese de cotovelo

A maior parte das unidades de cotovelo tem um mecanismo de trava constituída por um pino de encaixe em sete dentes, que controla a liberação e a estabilização do antebraço em uma posição estática. Em geral, o cabo que comanda essa trava é acionado pela elevação do ombro do mesmo lado ou por uma extensão do braço, conforme o ponto motor estiver fixado. A primeira puxada do cabo trator trava a articulação por encaixe do pino no dente. O antebraço permanece na posição escolhida até que uma segunda puxada destrava e deixa livre a articulação (figura 2.9).

Um dos sistemas de cotovelo mais recentemente lançado no mercado é o sistema de Cotovelo Ergométrico 12K44 (figura 2.10) desenvolvido pela OTTO BOCK [OTTOBOCKUS, 2000] que é uma alternativa proposta além dos sistemas de cotovelos elétricos para ser aplicada ao uso de dispositivos terminais eletrônicos, sejam mãos ou anzóis elétricos, apresentando manutenção, massa e custo menor.

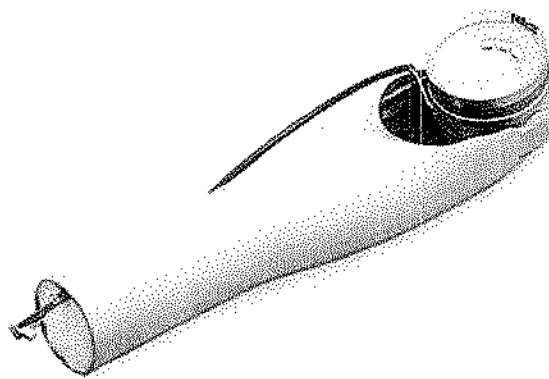


Figura 2.10 – Cotovelo Ergométrico 12K44 –OTTO BOCK

Esse sistema [OTTO BOCKUS,2000] é ergonômico e cosmético e simplifica a conexão e a integração dos elementos constituintes de uma prótese mioelétrica de mão, os cabos, a bateria e o cotovelo, permitindo, graças a seu projeto, fácil acoplamento ao coto e uma proteção maior aos condutores dispostos internamente, reduzindo o risco de quebra e fadiga mecânica dos mesmos facilitando o envio dos sinais mioelétricos captados dos eletrodos de superfície e do respectivo sinal de controle ao pulso.

O sistema de travamento interno do cotovelo apresenta ajuste infinitesimal permitindo um número ilimitado de posições de travamento. A função SLIP & STOP (escorrega e pára) permite ao cotovelo fletir sem a necessidade de destravamento total da junta. Enquanto o cabo é tensionado, o antebraço começa a soltar. Tão logo o cabo é liberado, o cotovelo imediatamente trava outra vez. Essa operação é possível até mesmo com carga mínima. Puxando apenas 7mm do cabo flexível o mecanismo trava ou destrava.



O sistema integrado AFB OTTO BOCK [OTTOBOCKUS, 2000] ajustável permite a flexão do cotovelo quase sem esforço, compensando a massa de diferentes dispositivos terminais acoplados à extremidade do braço[OTTOBOCKUS, 2000].

O braço ergométrico é projetado para integrar o sistema coletor dos sinais mioelétricos ao corpo da prótese. O antebraço automático compensa o peso dos componentes eletrônicos, aumentando o conforto e a aceitação do amputado.

No cotovelo há um sistema de embreagem que permite o escorregamento automático da junta sob condições de sobrecarga (tal como numa queda sobre o braço fechado), reduzindo o risco de dano ao usuário.

## **2.8 Cineplastia**

Em vez de se usarem movimentos globais e grosseiros, tais como a extensão brusca do cotovelo ou abdução rápida de todo o ombro para mover próteses, uma prática que tem sido utilizada na ativação de membros artificiais é o aproveitamento da contração voluntária de um determinado grupo muscular isolado. Para tal, se faz necessária a construção cirúrgica de uma ligação entre o músculo e uma parte móvel da prótese denominada Cineplastia [BOWKLER, MICHAEL, 1992].

Esse processo (figura 2.11) consiste na construção dentro do corpo, de um tubo formado por um músculo escolhido e isolado, no qual se faz um furo, revestido por um retalho espesso de pele, permitindo que se coloque ou retire um pino que ativa, através de cabos a ele ligados, o gancho ou a mão, conforme o caso. A contração do músculo motor desloca o pino a uma determinada distância, suficiente para movimentar, abrir ou fechar a ferramenta terminal. A este conjunto de músculo e pino, chamamos de “músculo motor”.

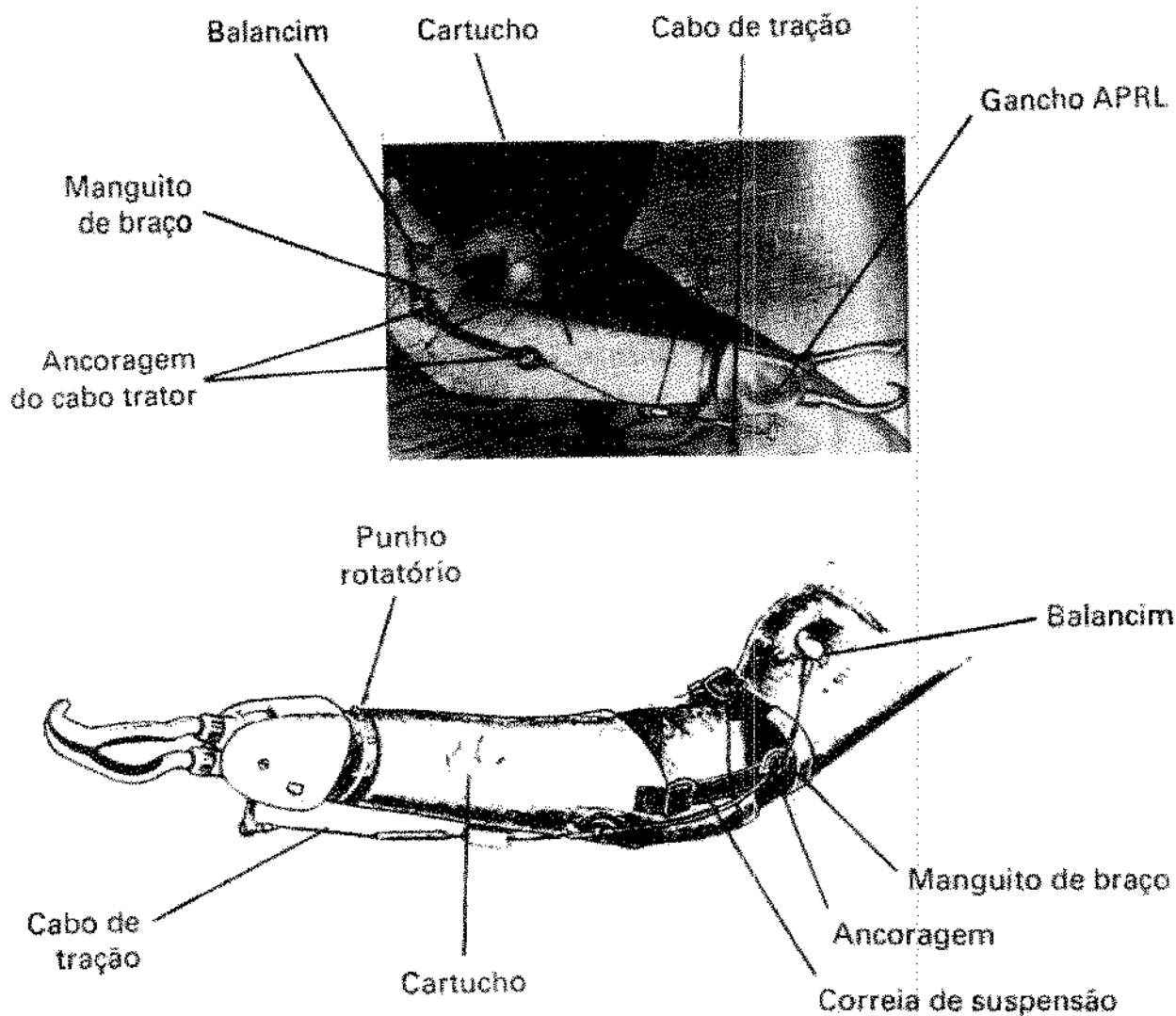


Figura 2.11 – Cineplastia do bíceps. O próprio cabo, fixado ao balancim no músculo motor, mantém a prótese em posição.

## 2.9 Próteses mioelétricas

Desde a 1ª Guerra Mundial, a Alemanha vem desenvolvendo estudos para construção e aperfeiçoamento de próteses mioelétricas para membros superiores [BOCCOLINI, 1990], sendo que a primeira mão mioelétrica foi introduzida comercialmente nos idos de 1960 (figura 2.12).

No início das pesquisas nesse campo, foram elaborados e construídos projetos de próteses mioelétricas para amputados de antebraço. Pouco tempo depois, foram incluídas pesquisas sobre próteses mioelétricas para amputações acima de cotovelo, essas últimas com resultados precários devido a complexidade de movimentos a serem realizados e, conseqüentemente, a dificuldade de comando desses movimentos, principalmente preensão da mão, pronosupinação do antebraço e flexão e extensão do cotovelo.

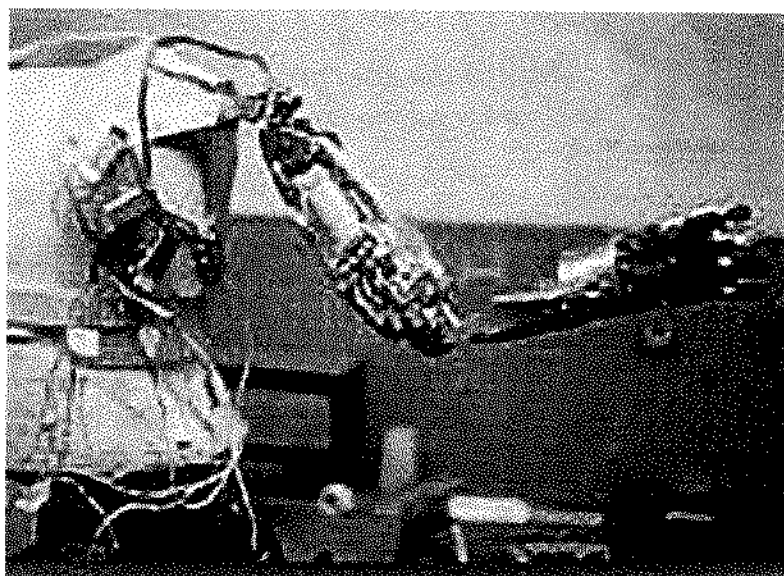


Figura 2.12 – Sistema de prótese mioelétrica experimental da era de 1960

O controle mioelétrico é uma forma de aplicação neuromuscular que visa usar os impulsos elétricos de músculos não lesados e não usados de um coto, para controlar uma prótese. Isso se consegue monitorando um efeito paralelo da contração muscular (potenciais elétricos mínimos) existentes ou no músculo ou perto dele, quando o mesmo está se contraindo [BOWKLER, MICHAEL, 1992], [GUYTON, 1988].

Esses potenciais elétricos gerados pelos músculos superficiais que estão se contraindo podem ser captados na superfície da pele por eletrodos de superfície, e utilizados no processamento do controle proporcional ou digital dos atuadores da prótese mioelétrica.

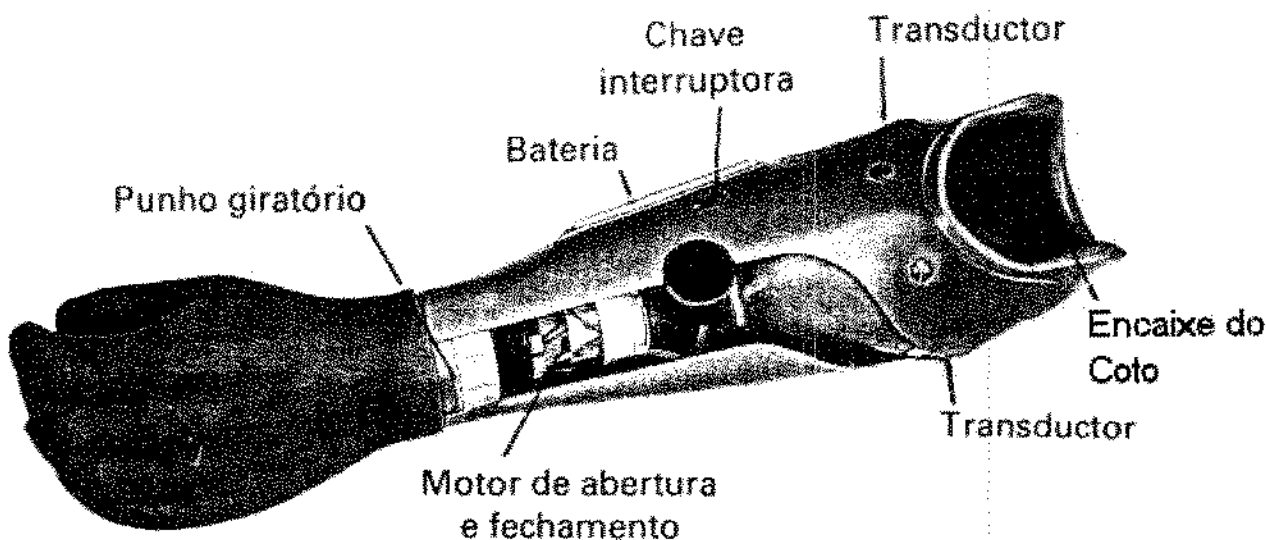


Figura 2.13 - Prótese mioelétrica para coto curto

O controle mioelétrico é considerado muito próximo ao natural, pois, é ativado a partir de contrações de músculos sinérgicos, particularmente relacionados às funções das mãos naturais, que podem ser selecionados para controlar o acionamento de dispositivos. O sistema de controle proporcional é implementado eletronicamente em um sistema microprocessador dedicado, permitindo ao indivíduo controlar a tensão de alimentação dos sistemas atuadores da mão, do pulso, ou do cotovelo, conforme o tipo de prótese.

Se há uma contração muscular mais forte, o potencial EMG do músculo é maior, sendo proporcionalmente maior a tensão fornecida ao acionador pelo controlador mioelétrico. Assim sendo, é possível controlar o grau de velocidade e preensão do sistema voluntariamente pelo paciente. Se não houvesse a ação proporcional do controle da voltagem, o acionamento seria feito sempre a mesma velocidade, dificultando a tarefa de preensão de objetos frágeis, podendo esmagá-los.

Uma mão protética deve permitir, idealmente, movimentos controlados nas duas direções, sendo o amputado capaz, portanto, de abrir e fechar a mão (figuras 2.17 (c) e (d)). O controle e a amplitude do sinal mioelétrico são diretamente proporcionais à intensidade das contrações, de tal forma que a mão possa ser controlada, proporcionalmente, nas duas direções. Um impulso muito

suave faz com que a mão se mova vagarosamente enquanto que um impulso mais forte faz a mão mover-se mais rapidamente.

A intensidade da contração muscular fará também o controle da força de preensão da mão protética que permitirá ao amputado obter o controle necessário para prender objetos de várias formas, com diversos graus de delicadeza.

Quando os potenciais EMG são inadequados para controlar o dispositivo terminal, se opta por sistemas de controle de acionamento dos atuadores utilizando interruptores. A desvantagem desse sistema com relação ao controle mioelétrico é que ele não permite o controle proporcional da tensão de alimentação dos atuadores.

Outra opção que vem sendo utilizada atualmente é a da utilização de servomecanismos, sendo o sistema mais difundido o braço UTAH por Controle de Movimento (Figura 2.14) que permite até mesmo a um amputado de nível mais alto de amputação operar o braço. O sistema elimina a utilização de eletrodos, normalmente requeridos pelas próteses mioelétricas de outros fabricantes [UTAH, 2000].

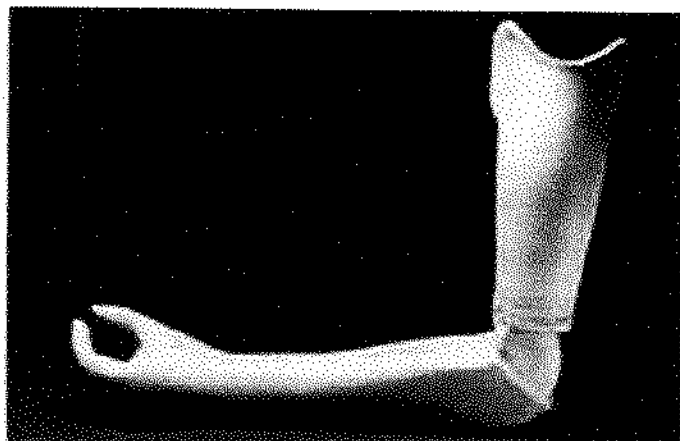


Figura 2.14 – Prótese de membro superior UTAH

Há um grande número de vantagens na utilização do controle mioelétrico. Uma prótese mioelétrica controlada a partir de sinais mioelétricos coletados de dois setores de grupos musculares do coto, como por exemplo, os flexores e os extensores para abrir ou fechar a prótese,

permite que essas ações se procedam de uma forma quase que natural e, além disso, a partir do momento que essa musculatura é utilizada, essa não se atrofia, melhorando sempre a função fisiológica e o tônus muscular.

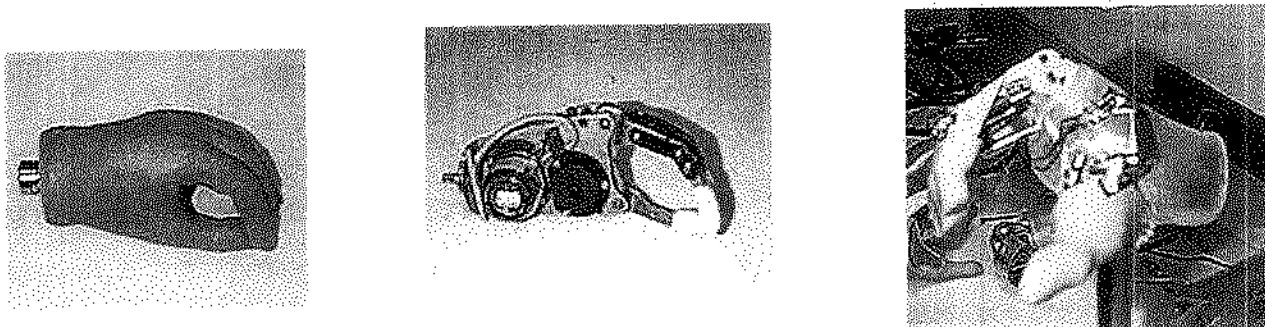
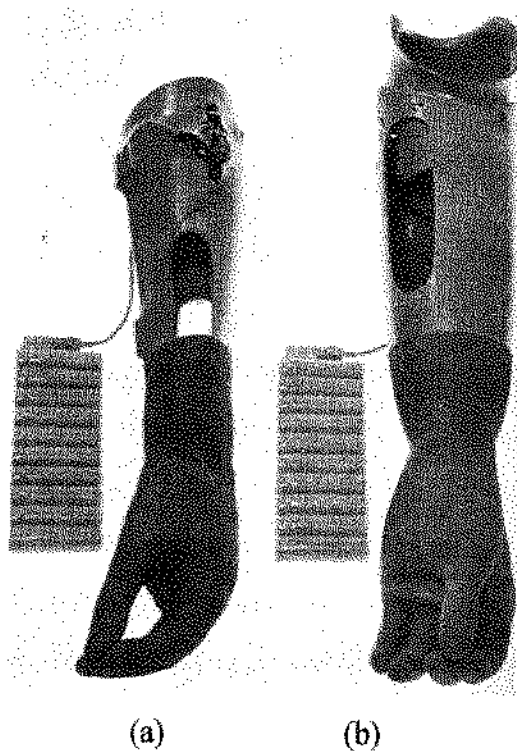


Figura 2.15- Detalhes construtivos de prótese de mão mioelétrica

Para a implementação de uma prótese mioelétrica em um amputado é necessária a aplicação de uma etapa preparatória, que engloba o exame clínico do paciente, para que seja feito o estabelecimento dos locais ideais de captação dos sinais mioelétricos usados para o controle, de acordo com o grau da lesão do membro e, o posterior treinamento dos referentes grupos musculares para que haja a otimização da emissão dos sinais mioelétricos, e o condicionamento do tecido do coto a ser acoplado na jupa.

A análise clínica fisiológica completa do sistema muscular residual do paciente é, portanto essencial para assegurar o melhor resultado funcional possível em uma prótese mioelétrica [BOCCOLINI, 1990], [LIBERTY, 2000], [OTTOBOCKUS, 2000].



- (a) - Coto longo, com pronosupinação normal conservada;
- (b) - Coto longo com pronosupinação comandada mecanicamente (pressão sobre contato)

Figura 2.16 – Prótese mioelétrica

Quanto à implementação, a prótese para amputação no terço médio do antebraço (figura 2.16(a)) é o caso mais simples de aplicação desse tipo de equipamento, pois necessita apenas do controle mioelétrico da mão. As próteses mioelétricas destinadas a equipar amputados com cotos longos de antebraços (figura 2.16(b)) somente necessitam da função de fechamento e abertura da mão, sendo a pronosupinação substituída na maioria dos casos por um posicionador conveniente do cotovelo. Ou também por um sistema rotor eletromiográfico nas próteses de última geração.

Nas próteses mioelétricas, os atuadores são motores elétricos, cuja bateria de alimentação é colocada na fase ventral do antebraço onde se encaixa firmemente (figuras 2.26 (a) e (b)). Nesse tipo de prótese, os transdutores destinados a captar, ampliar e enviar impulsos elétricos para o motor que move a mão são colocados em pontos especiais sobre a musculatura extensora,

para a função de abertura dos dedos, sobre a musculatura flexora para o fechamento dos dedos. O amputado quase que automaticamente comanda esses dois movimentos já anteriormente usados para esta mesma função.

Nas próteses de antebraço com cotos muito curtos (Figura 2.17), além desses comandos de abertura e fechamento dos dedos, há uma pequena caneca plástica bem moldada ao coto onde estão colocados transdutores que são acionados por movimentos mecânicos de pressão do coto, de um lado ou de outro (Figura 2.17 (a)). A pressão de um lado é captada por transdutores e levada a outro motor colocado no antebraço, motor esse que faz a supinação da mão, rodando-a sobre o grande eixo do antebraço. Movendo o coto no sentido oposto, outro transdutor é acionado e fará a pronação desta mesma mão, rodando o motor em sentido inverso. Quando se mantém o coto sem pressão, o motor automaticamente pára, travando-se. Nas próteses acima do cotovelo, além de todo esse mecanismo já descrito, há transdutores que promovem a extensão e a flexão do cotovelo. Esses transdutores são colocados sobre o tríceps ou sobre o bíceps.

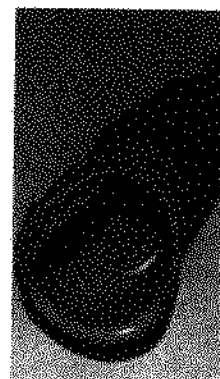
Como se pode perceber, há mais de uma ação a ser desencadeada por vários pontos motores que precisam ser acionados quase que ao mesmo tempo. A ativação desses pontos é feita por estímulos elétricos partidos dos centros nervosos superiores, bastante delicados, e podem ser facilmente misturados resultando em falhas e fracassos.

Por esses motivos, apesar da ação resultante da ativação mioelétrica ser bastante próxima à da ação da mão normal, exige-se, para que o paciente tenha um bom desempenho, um grau de treinamento suficiente para que, instruído sobre a maneira pela qual o estímulo mioelétrico promove a ação, possa realizá-lo sem se confundir.





(a)



(b)



(c)



(d)

- (a) Impressão provocada no antebraço pelo eletrodo captador dos estímulos;
- (b) Detalhe da parte interna da jupa mostrando o eletrodo captador de estímulos;
- (c) Abertura máxima;
- (d) Fechamento máximo.

Figura 2.17 – Detalhes do funcionamento de próteses mioelétricas

Para reduzir esse descontrole, é necessária ainda muita pesquisa, principalmente na área de microcontroladores e tratamento de sinais, para que essa forma de controle seja totalmente viável.

## 2.10 As Próteses Mioelétricas mais avançadas da atualidade

### 2.10.1 Mão sensorizada OTTO BOCK

No campo de próteses de membros movidas eletricamente, a OTTO BOCK [OTTOBOCKUS, 2000] desenvolveu recentemente uma mão sensorizada que inovou significativamente o setor.

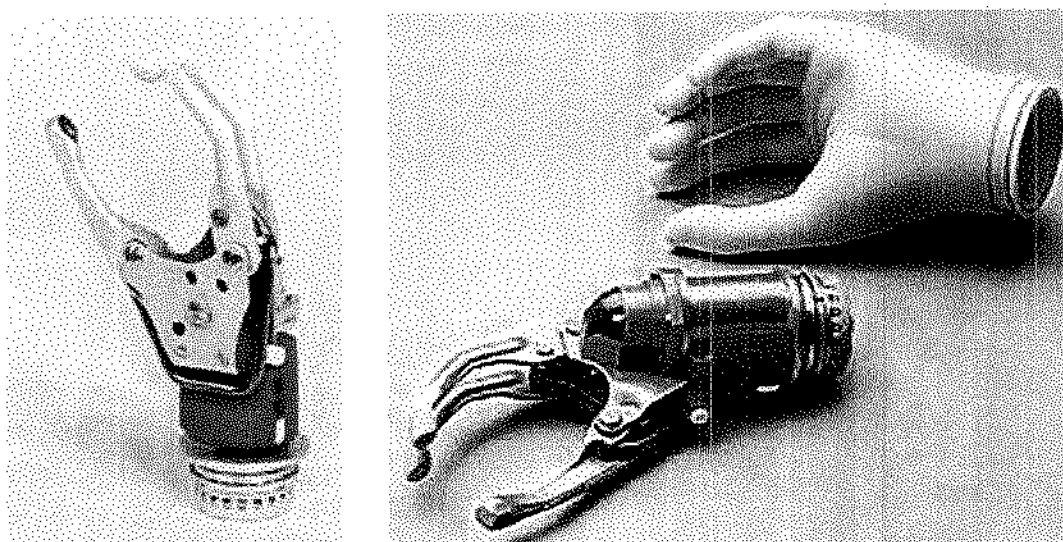


Figura 2.18 – Detalhes construtivos de mão mioelétrica OTTOBOCK

A Mão Sensorizada OTTOBOCK (Figura 2.18) faz a apreensão de qualquer objeto com grande segurança, inclusive objetos frágeis e recipientes cheios de líquidos, não havendo a necessidade do usuário estar constantemente atento ao controle do esforço e da velocidade dos dedos da prótese no ato da apreensão, pois, o equipamento possui o recurso de apreensão automática que “sente” quando um objeto está escorregando e faz as adaptações necessárias automaticamente.

Um único microprocessador controla o acionamento da mão, de forma que, quando o objeto preso está escorregando, sensores no polegar e na ponta dos dedos detectam mudanças no peso e no centro de gravidade do objeto. Os dados são então transmitidos para o microprocessador que controla a força da apreensão automaticamente.

Um sinal mioelétrico inicial breve paralisa o sensor de auto resposta de preensão da mão.

Um sinal mioelétrico mais longo abre a mão. Dois sistemas de medição e regulação independentes controlam a força e a velocidade da preensão.

A função preensão-flexível apresentada pelo novo sistema permite ao usuário usar sua mão para reposicionar um objeto sem usar os eletrodos para abrir e fechar a mão sensoriada. A preensão parece flexível, como de uma mão natural.

Para crianças com 18 meses até 13 anos, a OTTO BOCK também oferece a Mão Elétrica 2000. A nova pequena mão apresenta:

- Quatro tamanhos: 5 (18 meses-três anos), 5-1/2 (três-seis anos), 6 (cinco-dez anos); e 6-1/2 (oito-treze anos);
- Nova trajetória de movimento do sistema preensor;
- Unidade de acionamento miniaturizada de massa reduzida, construída de metal de liga leve;
- Aparência natural com proporções balanceadas;
- Integração com o Sistema Myobock, a partir da utilização de eletrodos 13E125 de pequenas dimensões.

De baixo custo, um sistema de tomadas codificadas por cores torna fácil a escolha de um dos oito modos de controle, incluindo formas de abertura e fechamento proporcionais a partir de um único eletrodo. Portanto, o modo de controle pode ser alterado com facilidade em qualquer fase da vida de acordo com a necessidade e a reabilitação do usuário, a partir da alteração da conexão do circuito às tomadas coloridas.

A série dos controladores proporcionais DMC (figura 2.19) desenvolvidos pela OTTO BOCK [OTTOBOCKUS, 2000] para as próteses mioelétricas de membros superiores da OTTO

BOCK apresentam tamanho reduzido e permitem uma grande série de aplicações, devido a sua flexibilidade, pois, a partir da alteração da conexão das tomadas, há a seleção de uma das quatro diferentes opções de controle, permitindo acentuado número de funções ao amputado, de acordo com a disponibilidade dos sinais mioelétricos aproveitáveis para o controle no coto do membro amputado.

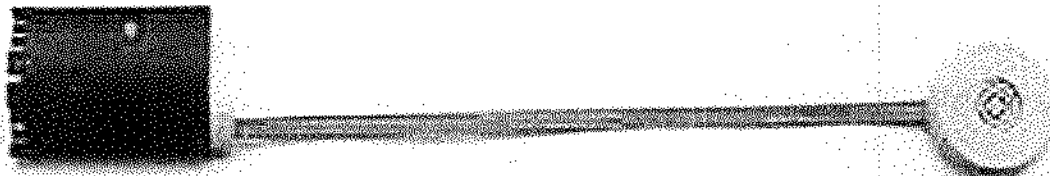


Figura 2.19 - Controlador proporcional DMC (modelo LS para sistemas de mão 2000)

Dentre as formas de controle disponíveis pelo controlador temos:

1. **Modo de Controle Dinâmico para crianças que tem bom potencial de ação muscular ( $30 \mu\text{V}$  ou sinal maior)** (tomada verde = sistema da mão esquerda / tomada azul = sistema da mão direita). A Abertura e fechamento da mão mioelétrica é controlada por dois eletrodos 13E125. A força e o grau de preensão são determinados pelo nível do sinal mioelétrico do músculo, fornecendo um movimento de preensão natural permitindo a manipulação de objetos pequenos e frágeis.
2. **Modo de Controle de Entrada Baixa para crianças com baixo potencial muscular ( $20 \mu\text{V}$  ou menos)** (tomada amarela = sistema da mão esquerda / tomada violeta = sistema da mão direita). Possui velocidade e força de preensão elevadas em comparação com outros sistemas de controle, sendo que a abertura e fechamento são controlados por dois eletrodos 13E125. A força e a velocidade de preensão são controladas pelo nível do

sinal mioelétrico do músculo, fornecendo um movimento de preensão natural permitindo a manipulação de objetos pequenos e frágeis.

3. **Modo de Controle Digital para crianças que tem dificuldade de manter sinal acima do limite mínimo (10 $\mu$ V sinal ou superior)** (tomada branca = sistema da mão esquerda / tomada vermelha = sistema da mão direita). A abertura e o fechamento são controlados por dois eletrodos 13E125. Quando o limite de 10  $\mu$ V é alcançado ou excedido, a mão mioelétrica abre ou fecha com velocidade constante.

4. **Abertura Voluntária Eletrônica para crianças que não podem diferenciar uma região do músculo, ou para quem tem uma única região boa de controle** (tomada laranja = sistema da mão esquerda / tomada preta = sistema da mão direita). Um único eletrodo 13E125 controla a abertura da mão mioelétrica. O sinal mais forte do músculo é transferido para abrir a mão. Uma vez o sinal mioelétrico cessado, o motor automaticamente fecha a mão mioelétrica. O grau de esforço de preensão é ajustado no circuito.

### **2.15.1 Próteses Mioelétricas de Membros Superiores LIBERTY - HOUSTON**

A LIBERTY STEEPER, VASI PIONEER TECHNOLOGY [LIBERTY, 2000] desenvolveu um sistema de próteses mioelétricas modular que tem um dos cotovelos elétricos de maior potências do mercado, denominado BOSTON ELBOW II™, o qual é alimentado por uma nova bateria de alta capacidade. O sistema de chaveamento do sistema permite ao usuário controlar tanto o dispositivo terminal quanto o cotovelo apenas a partir de dois músculos. A nova bateria da LIBERTY tem 30% de maior capacidade do que as baterias Hr de 800-850 mA. Mesmo os usuários ativos podem evitar recarga durante o dia. O recarregador inteligente da LIBERTY avalia rapidamente a bateria e, recarrega em aproximadamente uma hora.

Além de realizar um trabalho ativo de 13,5 N. m, o cotovelo pode suportar mais do que 23 kg com a sua embreagem de travamento. A prótese é compatível com a maioria dos dispositivos terminais, e a capa cosmética é feita para ser adequada a cor da pele e acomodar o coto do

paciente. O BOSTON ELBOW II é um dos braços elétricos mais rápido sob carga disponível, levando em média um segundo para flexionar ou estender totalmente o seu cotovelo. Como o cotovelo desenvolve a flexão total, ele automaticamente retarda a velocidade do movimento ao chegar na região do fim de curso, eliminando o desconforto de uma parada repentina.

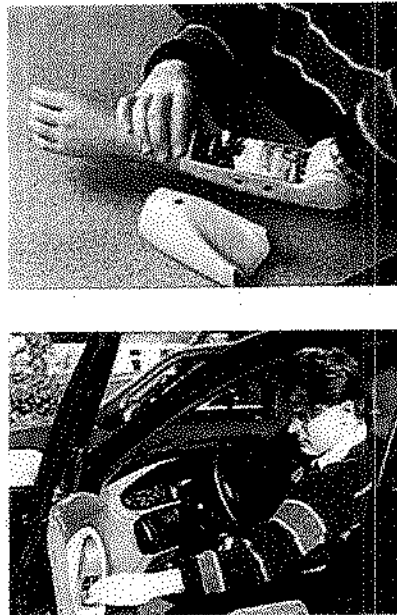


Figura 2.20 - Detalhes de construção e utilização do sistema de prótese mioelétrica LIBERTY

Para os casos de pacientes com amputação ao nível da desarticulação de ombro, A LIBERTY desenvolveu uma junta de ombro denominada Liberty-Collier que permite a motilidade para o pré posicionamento do braço e a utilização do cotovelo.

Para controlar a prótese, a LIBERTY desenvolveu o controlador VariGrip II™ Programável, que é um circuito microprocessado, o qual é embutido no antebraço, e este gerencia a mãos, o sistema rotator do punho e o cotovelo. O controlador VariGrip II™ fornece ganho automático, chaveamento de co-contracção, diagnósticos do paciente, e ainda um módulo de ajuda. O praticante interage com o controlador através de um software dedicado com propriedades gráficas, que capacita a ele escolher a configuração do sistema, ajustar os

parâmetros e configurar o conjunto da prótese através de um computador. Este sistema revolucionou, a filosofia apresentada no passado deste setor, pois, ajustar uma prótese significava desmontar a unidade, reconectar o hardware, até mesmo alterar o circuito, remontando tudo antes mesmo de se fazer o teste para ver se funcionou.

Como ferramenta terminal, a LIBERTY desenvolveu a mão elétrica CENTRI ULTRALITE™ que se move de uma maneira mais natural e conveniente do que as mãos elétricas convencionais, por causa de um sistema de ligação que se estende até o punho enquanto a mão se fecha. Esta extensão de punho, como em um organismo vivo, faz com que o polegar e os outros dedos da mão estejam sempre apropriadamente angulados para prender objetos grandes ou pequenos. A mão é apresentada em dois tamanhos, e mesmo a maior, tem massa de apenas 344 g com o punho incluso. O PUNHO ULTRALITE se encaixa dentro de uma cavidade interna de 37 mm. O circuito de controle da mão permite ao usuário controlar a velocidade de fechamento da mão e modular o ato de prender através da variação da tensão no controle muscular.

O controlador de rotação de punho DILLON ROTATILT™ amplifica a “língua do corpo” para permitir um meio mais natural para controlar a rotação do punho. Apenas uma inclinação muito fraca do antebraço é necessária para virar para a direita ou para a esquerda o rotator e acoplar a mão ou o dispositivo terminal para a direita ou para a esquerda.

Para tornar o controlador disponível apenas quando for necessário um chaveamento pode ativá-lo independentemente da mão ou do dispositivo terminal. Também o circuito está ativo apenas quando o antebraço é levantado dentro da faixa de trinta graus da horizontal.

### **2.15.2 Controladores Mioelétricos OPRA/TECH**

A OPRA/TECH ENGINEERING, INC. Warren, Ohio USA, 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.

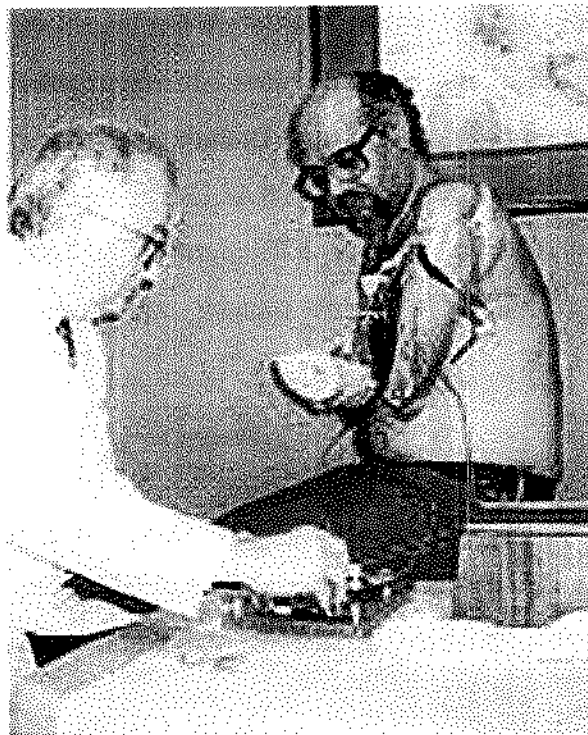


Figura 2.21 – Treinamento do sistema muscular para amplificação da emissão de sinal mioelétrico

Para ser usado com o PCMM, a OPRA/TECH Engineering também desenvolveu 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.



## **2.12 Tendência da pesquisa de Próteses de membros antropomórficos**

A partir da avaliação das próteses atuais descritas nas seções anteriores, pode-se notar a tendência do direcionamento que vem tomando a implementação de membros artificiais, gerando a criação de uma nova área denominada Biocibernética, que visa a interface homem-máquina através da implementação de membros biônicos comandados voluntariamente pelo cérebro do usuário. Esse intento tem levado ao desenvolvimento de elementos de fundamental importância para a implementação desses sistemas, para que se possam reproduzir artificialmente todas as funções naturais perdidas definitivamente.

O maior número de pesquisas atuais direcionadas à busca de uma interface e comunicação entre o sistema nervoso e os membros antropomórficos artificiais defende a filosofia da utilização dos sinais mioelétricos das extremidades dos membros amputados para comandar os membros artificiais, já que o cérebro desconhece o fato do membro natural ter sido amputado, emitindo assim ordens de comando para a ativação dos grupos musculares constituintes dos membros para o desenvolvimento de uma determinada função.

Para que se possa desenvolver próteses de membros superiores e inferiores com funções fisiológicas análogas aos sistemas naturais a serem substituídos, também há a necessidade da análise biomecânica do sistema fisiológico articular humano [TENREIRO, 1993]. É de suma importância citar os trabalhos desenvolvidos na área pelo pesquisador Professor Dr. José Antônio Tenreiro Machado da Universidade do Porto de Portugal, que deu até o presente momento como por contribuição a elaboração de modelagem geométrica e analítica dos membros superiores do corpo humano a partir da análise biomecânica do sistema natural e a elaboração da modelagem dinâmica do sistema de locomoção bípede acompanhada da simulação computacional, permitindo a implementação de algoritmos em microcontroladores dedicados, permitindo, por exemplo, a implementação de próteses duplas de membros inferiores [SILVA & TENREIRO, 1996], [SILVA & TENREIRO, 1998], [SILVA & TENREIRO, 1999], [SILVA & TENREIRO, 2000].

Para comandar próteses de membros antropomórficos a partir da utilização dos sinais mioelétricos, há a necessidade do estudo aplicado do sistema eletromiográfico, para que se possa

fazer a interface entre o sistema nervoso e os respectivos grupos musculares artificiais ativados pelas respectivas terminações nervosas através de neuro-sintetizadores que têm a função de compatibilizar o sinal biológico ao circuito elétrico do sistema artificial.

A partir da utilização de eletrodos, há a captação desses sinais, que são usados para dar a partida a um sistema acionador de um setor equivalente do membro artificial. A captação dos sinais mioelétricos pode ser feita por eletrodos de superfície ou eletrodos implantados no usuário da prótese. Ambos têm suas vantagens e seus inconvenientes, pois os eletrodos de superfície captam sinais da musculatura superficial, não atingindo a musculatura mais profunda. Já os eletrodos internos, captam os sinais mioelétricos dos músculos de todas as camadas, porém, mesmo sendo constituídos por materiais inertes, tais como platina ou mesmo ouro encapsulados em alguns casos por silicone cirúrgico, podem gerar a mutação celular dos tecidos da região do implante do eletrodo.

É de fundamental importância a restauração principalmente das sensibilidades tátil e térmica, e da percepção para que se possa fazer o controle da preensão de um objeto como também a avaliação da temperatura em que os objetos a serem apreendidos se encontram para que não ocorram danos nem para o usuário e nem para o equipamento. Em próteses biônicas, os sensores e detectores têm por missão enviar sinais elétricos analógicos ou digitais para as placas microcontroladoras, correspondentes as grandezas a monitorizar. Para tanto, se encontram ligados a entradas analógicas ou digitais das placas.

Além desses elementos sensores, também são utilizados acelerômetros, inclinômetros, potenciômetros ou encoders, conforme o caso, para que possam ser fornecidas informações relativas a parâmetros cinemáticos e dinâmicos ao sistema de controle, para possa desenvolver a correção dos possíveis erros durante a operação de acionamento [TENREIRO & GALHANO, 1993].

## 2.18 Comentários

Neste capítulo, foi feita uma abordagem global sobre a evolução das próteses de membros superiores e inferiores, visando a conscientização da necessidade do desenvolvimento dos elementos constituintes de um membro artificial, principalmente no que tange à tarefa de implementação de controle nas próteses ativas, atualmente denominadas próteses cibernéticas.

A partir da análise da realidade exposta, pode-se concluir que há a necessidade da evolução de muitas das partes constituintes das próteses. As próteses ainda apresentam massa elevada e certa fragilidade, havendo a necessidade do desenvolvimento de componentes mais resistentes e leves.

Verificou-se também neste capítulo o problema estético da prótese. Para que haja a melhora deste fator há a necessidade do desenvolvimento de circuitos eletrônicos menores e de luvas cosméticas que sejam mais duráveis e estéticas.

Mecanicamente e praticamente, haveria uma evolução muito grande na área se fossem desenvolvidas mãos multiposicionais com dedos de articulação ativa independentes, uma maior intercambialidade entre os componentes e melhores sistemas de acoplamento da prótese ao coto.

## **Capítulo 3**

### **Sensores e Acionamento**

#### **Introdução**

Um dos principais problemas apresentados pelas mãos artificiais disponíveis no mercado é que a maioria delas não tem sensibilidade à preensão de objetos. No sistema natural humano, através do contato das várias áreas da superfície da mão com um objeto qualquer preso por ela e do mecanismo da visão, é possível ao cérebro controlar o grau de preensão, não permitindo nem o escorregamento nem a deformação do objeto envolvido na tarefa respectiva.

Quando uma mão humana segura um objeto, milhares de terminações nervosas subcutâneas alimentam uma corrente constante de informação que retornam para o cérebro de modo que os movimentos dos dedos e da palma da mão são constantemente ajustados e reajustados para acomodar as características do objeto ou desempenhar uma dada tarefa.

#### **3.1 Sensores de carga**

Em um sistema artificial, o controle da preensão pode ser feito usando extensímetros (Strain Gages), que fornecem a um sistema de controle em malha fechada a medida das deformações causadas por esforços suportados pela estrutura, tais como tração, compressão, torção ou flexão.

A aplicação dessa tecnologia permite o dimensionamento dos parâmetros de rigidez, segurança e confiabilidade, dando suporte para a análise das fadigas nas estruturas e conseqüentemente a análise experimental das propriedades mecânicas dos materiais.

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 a força e ao momento efetuado pelos diversos grupos musculares do membro.

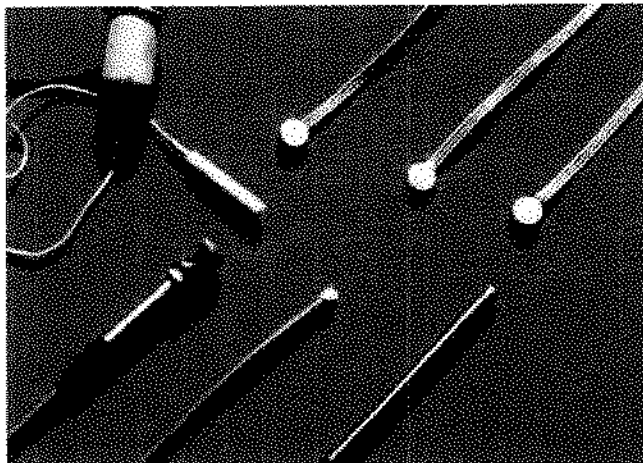
Para essa análise se faz necessário o desenvolvimento de circuitos elétricos para medições extensimétricas estáticas, dinâmicas e estático-dinâmicas. Nessas implementações, é importante que sejam considerados:

- 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.

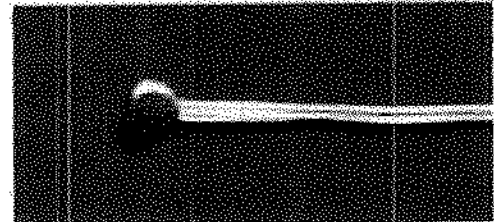
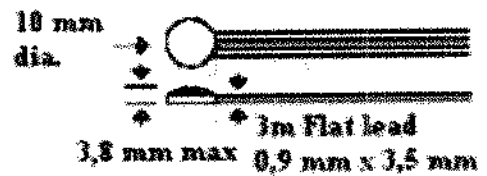
### **3.2 Sensores de Temperatura**

Para fornecer ao sistema informações referentes à temperatura, são aplicados termistores de alta precisão (figura 3.1) 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  $\pm 0.1^\circ$  C entre  $0^\circ$  C e  $70^\circ$  C e  $\pm 0.3^\circ$  C até  $-55^\circ$  C e  $\pm 0.15^\circ$  C até  $100^\circ$  C, Constante de tempo (Kt) de 2 a 10 segundos.



(a)



(b)

- a) Modelos de Termistores;
- b) Dimensões de termistores utilizados em próteses antropomórficas.

Figura 3.1 – Termosensores

### 3.3 Sistemas de Acionamento de Próteses

O sistema de acionamento de próteses deve ser feito através de atuadores com funcionamento análogo aos atuadores naturais, que são os músculos, sendo que esses devem ser lineares, apresentar velocidade de resposta, contração e dilatação equivalentes aos músculos, não trazendo risco de segurança ao usuário. [GALHANO, CARVALHO, TENREIRO, 1991], [GALHANO, CARVALHO, TENREIRO, 1992].

Atualmente, existem muitas filosofias de acionamento linear, destacando-se a utilização de:

- Ligas metálicas que tem resposta a variação de temperatura, alterando suas propriedades de dimensão e rigidez [GILBERTSON, 1994];
- Polímeros;
- 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 redução e oxidação químicas reversíveis.

### **3.4 Comentários**

Há inúmeros sensores que podem melhorar a qualidade da prótese fazendo com que a mesma se aproxime cada vez mais de um membro natural.

Os sensores de carga que podem facilitar a apreensão de objetos grandes e pequenos controlando a força aplicada.

Os sensores de temperatura acoplados a prótese controlam o aquecimento de uma resistência localizada no abdômen onde podem dar a sensação do calor do objeto apreendido.

Quanto aos sistemas de acionamentos, ainda são lentos e apresentam certa debilidade de esforço, havendo a necessidade do desenvolvimento de sistemas de acionamento mais rápidos e que propiciem uma maior força de preensão, maior torque no punho.

## Capítulo 4

### Sinal Mioelétrico

#### Introdução

Francisco Redi (1666) percebeu que a origem do choque elétrico das enguias era de origem muscular [Biederman 1989].

Em 1771 Luidgi Galvani realizava experimentos em sapos, com uma vara metálica despolarizava as pernas dos mesmos causando contração muscular.

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

A primeira detecção em músculos humanos foi realizada por Frenchman Dubois – Reymond utilizando um eletrodo de superfície onde os dedos eram mergulhados em solução salina, ao movimentar os dedos observa - se uma pequena movimentação no galvanômetro.

Hebert S. Gasser e Joseph Eranger em 1925 iniciam os primeiros estudos sobre sinais mioelétricos utilizando um osciloscópio e em 1939 no Reino Unido Denny Brown e Pennybacker utilizam um eletromiógrafo para uso clínico.



## **4 Características do Neurônio**

O Neurônio ou célula nervosa é composta por três partes:

### **4.1 Corpo Celular ou Soma:**

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.

### **4.2 Dendritos:**

São 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.

### **4.3 As sinapses são estruturadas da seguinte forma:**

A membrana pré – sináptica composta pela membrana de um axônio, uma separação chamada de fenda sináptica e a membrana pós sináptica composta pela membrana do dendrito.

Ao chegar um pulso nervoso pelo axônio pré sináptica sua membrana libera neurotransmissores através da fenda alterando sua polarização elétrica.

A sinapse possui a característica de propagar a informação num único sentido.

O neurotransmissor dependendo do tipo funciona como um inibidor ou facilitador de informações, as sinapses podem ser excitatórias ou inibitórias.

#### 4.4 Axônio

Projeção filamentar 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.

Na maioria dos vertebrados os axônios são envolvidos por uma capa de mielina produzidos por células neurogliais de Schwann permitindo aumentar a velocidade de propagação do pulso nervoso.

#### 4.5 Potencial de Ação

Hodgkin e Huxley [1952] utilizando o axônio do molusco loligo determinaram o mecanismo básico de produção e propagação e propagação regenerativa do potencial de ação.

Um processo de transporte ativo conhecido como bomba de sódio, mantém uma grande concentração de íons de sódio na parte externa à membrana celular e dos íons de potássio na região interna.

Em repouso, a permeabilidade ao potássio é maior do sódio, temos então uma corrente maior de íons de potássio de dentro para fora da célula do que a corrente de sódio no sentido contrário. Essa corrente é chamada de potencial de repouso  $E_0$ .

Quando o potencial através da membrana  $E$  está menos eletronegativo do que o valor de repouso  $E > E_0$  dizemos que a membrana está despolarizada e quando está mais eletronegativo

$E < E_0$  dizemos que está hiperpolarizada.

A formação de um potencial de ação ocorre quando a membrana axiônal sofre uma despolarização, o potencial  $E$  da membrana cruza o valor conhecido como limiar de disparo provocando um influxo súbito de íons de sódio levando o potencial da membrana a um valor

$E > 0$ .

Em seguida o fluxo de sódio diminui e o fluxo de potássio se restabelece, reconduzindo a membrana ao potencial de repouso. Esse evento tem uma duração milissegundos.

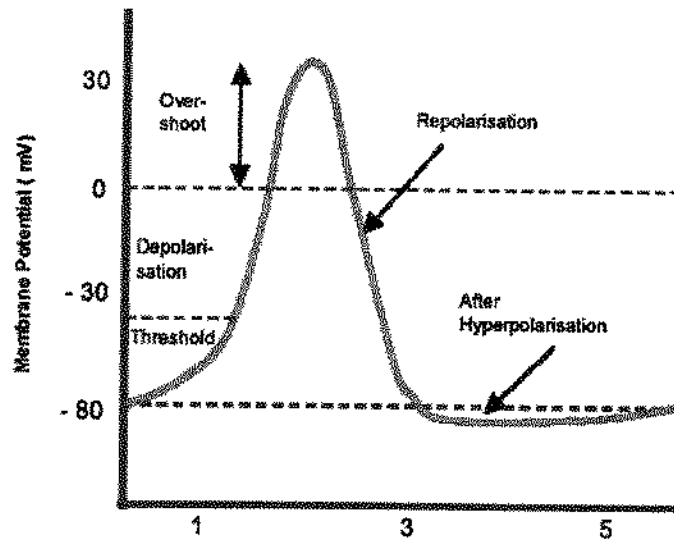


Figura 4.1 Potencial de Ação

Após a ocorrência do potencial de ação por alguns milissegundos a membrana fica incapaz de gerar outro potencial de ação este período é chamado de período de refração absoluta  $T_a$  limitando a frequência de pulsos no neurônio há um valor Máximo, equação (4.1):

$$f_{\text{máx}} = \frac{1}{(T_n + T_a)} \quad (4.1)$$

Este período é seguido pelo período de refração relativa  $T_r$  que pode durar até centenas de milissegundos correspondente a uma elevação do limiar de disparo.

## 4.6 Unidade Motora

É constituída por um neurônio motor, junções neuromusculares e fibras musculares enervadas por esse neurônio.[Beltramini, 1999].

A taxa de enervação varia com o tipo de músculo[Ghez,1991].

Exemplo:

Músculos	Taxa de enervação
Extra – Oculares	10
Mão	100
Gastrocnêmico ( músculo da perna )	2000

Tabela 4.1

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

## 4.7 MUAP

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

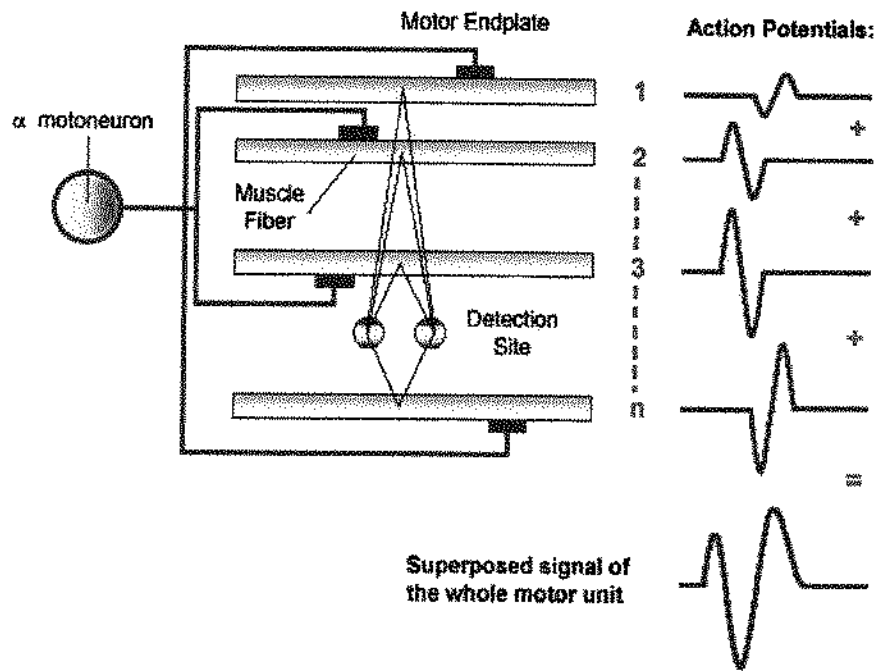


Figura 4.2 MUAP

Um MUAP possui as seguintes características[Almeida,1997]:

- Banda de frequência entre 5 Hz a 10 kHz.
- Período de 2 a 10ms.
- Amplitude de 100  $\mu$ V a 2mV

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 e chamada de MUAPT ( Motor Unit Action Potencial Train ou trem de potencial de ação da unidade motora ).

#### 4.8 Características do Sinal Mioelétrico

O sinal mioelétrico é o resultado da somatória de diversos MUAPs.

Dependendo do movimento e da contração muscular, um conjunto de músculos é acionado ao mesmo tempo. Por exemplo, o quadríceps femural, o trapézio ( superior, médio e inferior ) ou deltóide ( anterior , médio e posterior ) e tricepsbraquial.

O sinal mioelétrico foi descrito como um processo estocástico por ser composto de diferentes MUAPS, irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e por ter mais de um músculo envolvido [Kreifeldt e Yao, 1974, Deluca, 1979].

Nos 200ms iniciais de uma contração muscular [Hudgins et al, 1991 e 1993] o sinal possui características determinísticas.

Utilizando um eletrodo de superfície foi obtido um sinal com frequência que varia desde valores DC até 500Hz, possuindo uma alta concentração na faixa de 50 a 150Hz [Delsys INC. 1996].

A faixa de valores de amplitude entre 50  $\mu$ V e 5mV [Almeida 1997]. De acordo com o músculo analisado, contração muscular e local onde os eletrodos estão colocados.

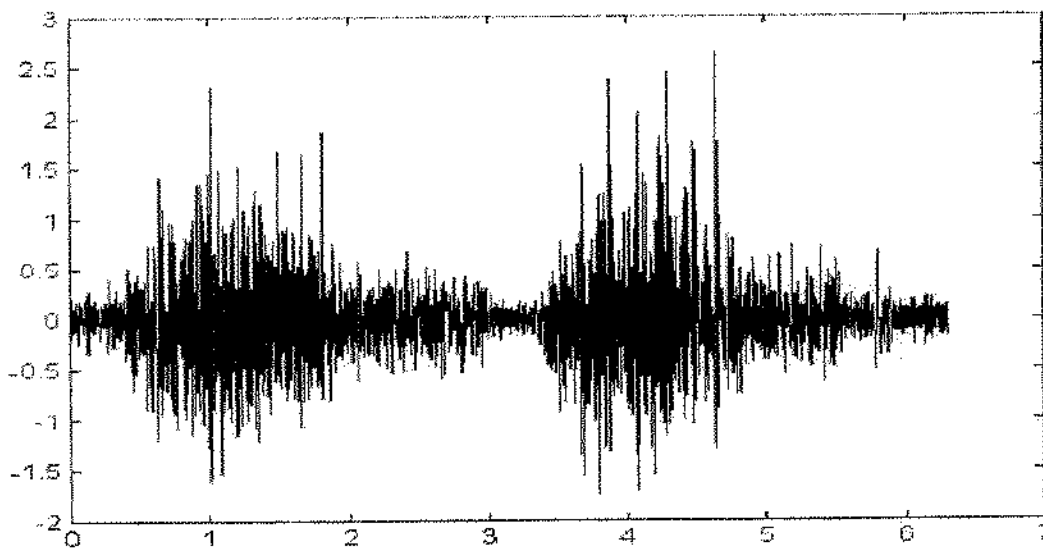


Figura 4.3 SME

## 4.9 Comentários

Neste capítulo vimos as características básicas dos neurônios, o potencial de ação e o conceito de MUAP.

Vimos que um MUAP possui uma banda de frequência e valores de amplitude bem definido e que a somatória de MUAPs é que geram um sinal mioelétrico em função do conjunto muscular e de seu movimento.

## Capítulo 5

### Eletrodos

#### Introdução

Eletrodos de biopotenciais, normalmente metálicos, devem ter a capacidade de conduzir corrente através da *interface* entre o corpo e o circuito eletrônico de medida, transformando uma corrente iônica em uma corrente eletrônica.

Esses biopotenciais representam a atividade dos respectivos órgãos: coração medido através do eletrocardiograma (ECG), cérebro medido através do eletro-encefalograma (EEG), músculo medido através do eletromiograma (EMG), e olhos medido através do eletrooculograma (EOG).

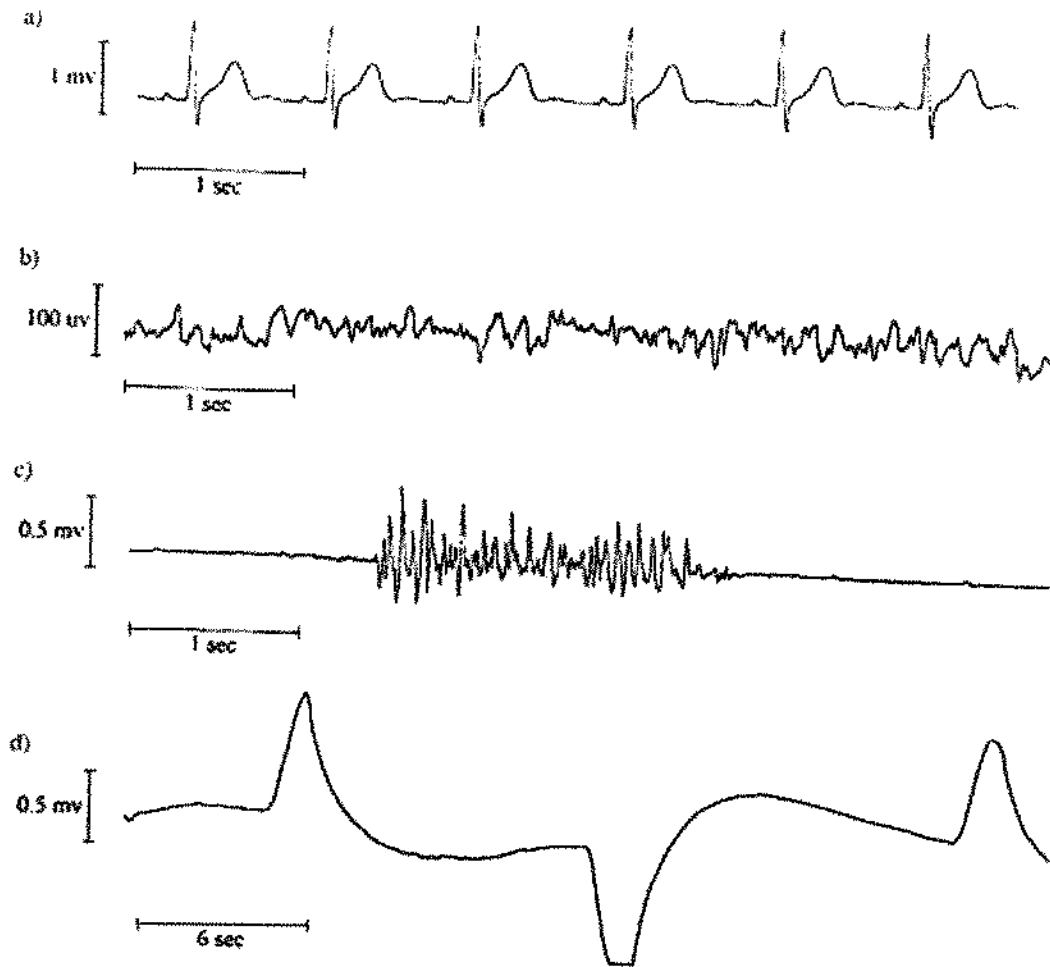
Os biopotenciais são adquiridos com ajuda de eletrodos especializados que se conectam ao órgão ou ao corpo e minimizando os ruídos e interferências.

Outra consideração prática de medida de biopotencial envolvem a colocação do eletrodo e a preparação da pele, protegendo de interferência.

#### 5.1 As Origens de Biopotenciais

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





- (a) ECG, ritmo de batimento normal;
- (b) EEG, paciente normal com os olhos abertos;
- (c) EMG, flexão dos músculos bíceps;
- (d) EOG, movimento de olhos da esquerda para a direita. (Nitish V. Thakor).

Figura 5.1 - Formas de ondas

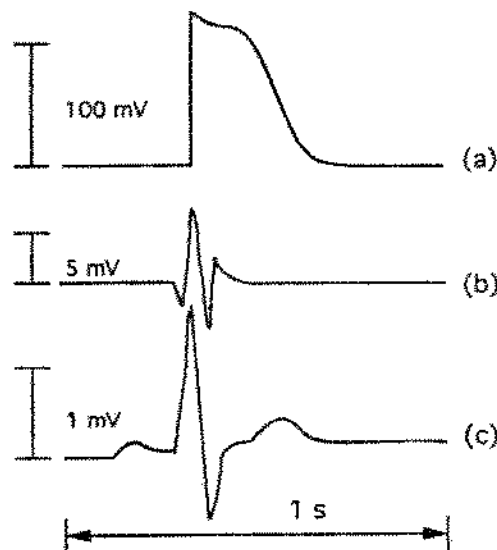
Por exemplo, o coração produz um sinal chamado o eletrocardiograma ou ECG (Figura 5.1a).

O cérebro produz um sinal chamado um eletroencefalograma ou EEG (Figura 5.1b).

A atividade de músculos, como contração e relaxamento, produz um eletromiograma ou EMG(Figura 5.1c).

Movimento de olho resulta em um sinal chamado um eletrooculograma ou EOG (Figura 5.1d), e a retina dentro dos olhos produz o eletroretinograma ou ERG.

Medidas desses e outros sinais elétricos do corpo podem prover pistas vitais sobre funções normais ou patológicas dos órgãos. Por exemplo, batimento cardíaco anormal ou arritmias podem ser diagnosticados rapidamente através de um ECG. Neurologistas interpretam os sinais de EEG para identificar eventos de ataque epiléticos. Sinais de EMG podem ser úteis na avaliação das funções musculares como também nas desordens neuromusculares. Sinais de EOG são usados na diagnose de desordens de movimento de olho e desordens de equilíbrio. As origens destes biopotenciais podem ser verificadas através das atividades elétricas em nível celular.



- (a) Potencial de ação de uma célula de coração (registrou usando um micro eletrodo);
- (b) a apresentação de um eletrograma do coração (registrou usando um cateter endocárdico);
- (c) o sinal ECG do tórax (registrou usando eletrodos de superfície).

Figura 5.2 Potenciais de Ação (Nitish V. Thakor).

A tabela abaixo lista alguns eletrodos, suas aplicações clínicas.

Especificações e Aplicações.

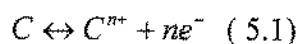
Fonte	Sensor (Eletrodos)	Aplicações selecionadas
ECG	Ag-AgCl	Diagnose de isquemia, arritmia, conduction defects
EEG	Banhado a ouro ou Ag-AgCl reutilizável	Estudos de sono, descoberta de ataque epilético, cartografia cortical
EMG	Ag ou carbono puro, agulha de aço inox	Funções musculares, neuromuscular, Infecções, prótese
EOG	Ag-AgCl	Posição dos olhos, estado do sono, reflexo do vestibulo ocular

Tabela 5.1

## 5.2 Interface Eletrodo-Eletrólito

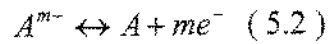
O fluxo de corrente através da interface mostrada na figura 5.3, passando do eletrodo para o eletrólito, consiste de: elétrons movendo-se na direção oposta daquela da corrente no eletrodo; ou seja, cátions ( $C^+$ ) movendo-se na mesma direção da corrente e ânions ( $A^-$ ) movendo-se no sentido oposto à corrente no eletrólito.

Para que cargas atravessassem a interface não devem existir elétrons livres no eletrólito e não devem existir cátions e ânions livres no eletrodo. O que realmente ocorre são reações químicas na interface equação ( 5.1 ) e ( 5.2 ).



onde  $n$  é a valência de  $C$ .

Aqui, adota-se que 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.



onde  $m$  é a valência de  $A$ .

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).

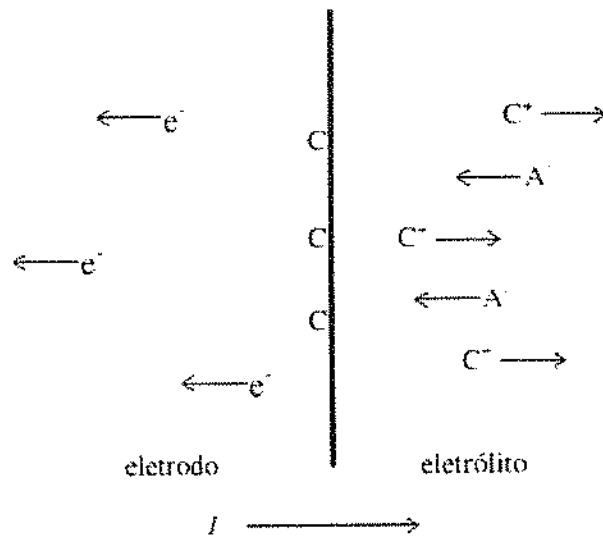


Figura 5.3 Interface Eletrodo - Eletrólito

Quando nenhuma corrente está passando na interface eletrodo-eletrólito essas reações ainda ocorrem mas a frequência de reações de oxidação se iguala 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.

### 5.3 Interface Eletrodo - Pele e Artefato de Movimento

Quando biopotenciais são gerados, interfaces adicionais devem ser consideradas, como a interface eletrodo-pele. Pode-se verificar na figura 5.4 as diferentes camadas da pele.

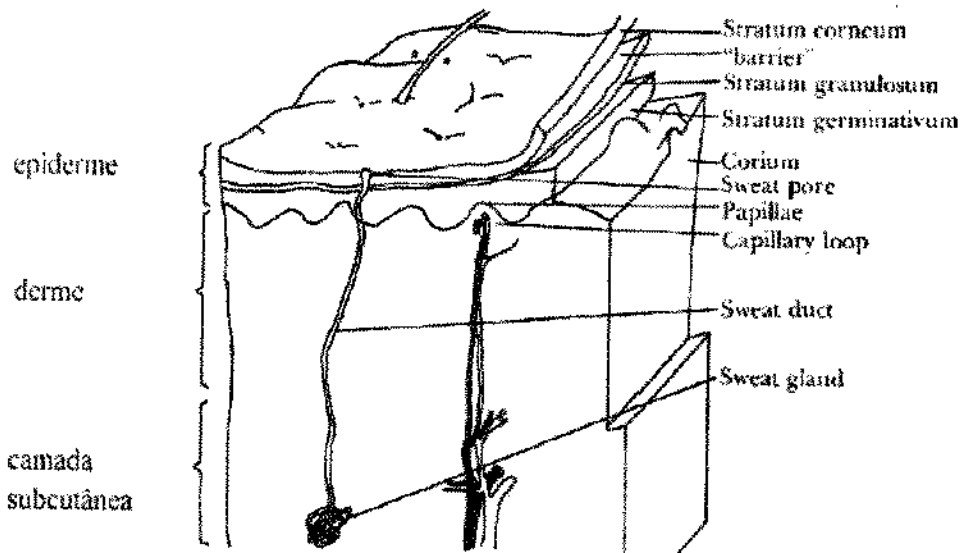


Figura 5.4 Camadas da Pele

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 semi - permeável a íons. O efeito dessa camada pode ser minimizado removendo-a inteira ou parcialmente através de abrasivos.

### 5.4 Tipos de Eletrodos para aquisição de biopotenciais

O desenho deverá ser otimizado para reduzir custo e permitir fácil manufatura e tempo de uso prolongado e seguro. Estas considerações práticas determinaram a alta qualidade dos eletrodos de prata ou ouro tornando – os reutilizáveis, disponíveis e mais baratos.

## 5.5 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 ou ouro. São utilizados em ECG, EMG, EEG. Podemos subdividir esta classe nos seguintes tipos:

## 5.6 Eletrodos de membros

São eletrodos cuja superfície de contato é cilíndrica para moldar-se aos membros (figura). 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.

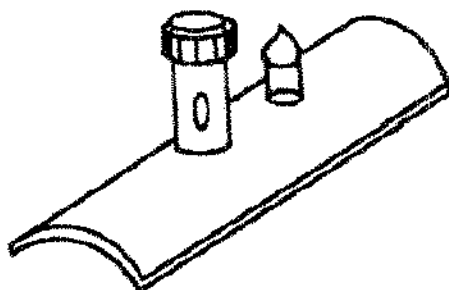


Figura 5.5 – Eletrodo de Membros

## 5.7 Eletrodos de disco de metal

São usados para monitoração cardíacas (ECG) de longa duração. Nesses dois últimos casos, usa-se um disco de Ag com ou sem depósito de AgCl na região de contato.

São usados também para EMG e EEG 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.

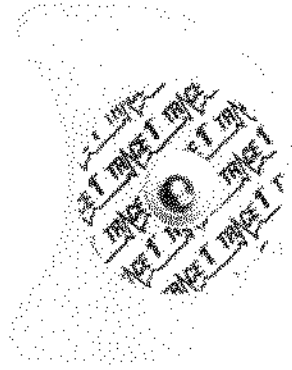


Figura 5.6 - Disco de Metal

Os eletrodos de cloreto prata podem ser reutilizados (Figura 5.7) , são feitos de prata coberto eletroliticamente de cloreto de prata.

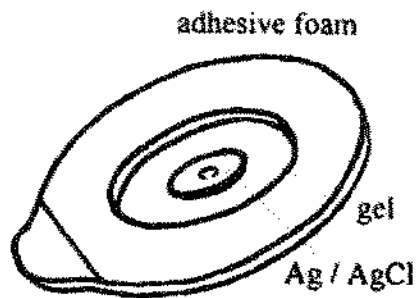


Figura 5.7

O gel esta normalmente está num bloco de espuma ou diretamente aplicado em um alojamento do eletrodo ( figura 5.8 ).O eletrodo é fixado por meio de uma fita adesiva anti alérgica. O eletrodo é conectado normalmente a um equipamento externo de instrumentação, através de um cabo.

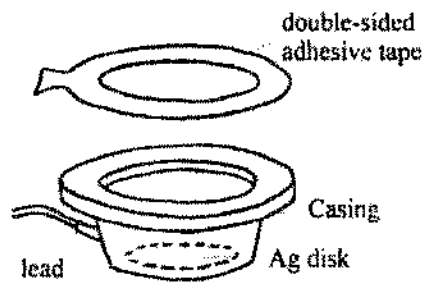


Figura 5.8

## 5.8 Eletrodos de ouro

Eletrodos banhados a ouro são geralmente usados em aquisição de EEG. Estes pequenos eletrodos são projetados de forma que possam ser presos com firmeza ao couro cabeludo. O corpo de eletrodo também é amoldado para ter um alojamento para a colocação do gel eletrolítico. O eletrodos são fixos em áreas livres de cabelo por uso de um forte adesivo ou presos com firmeza com bandagens elásticas ou malha de arame. Também podem ser usados eletrodos semelhantes para aquisição de EMG especialmente quando muito movimento é esperado. Desvantagens de usar eletrodos de ouro ao invés de cloreto de prata/prata:

- São mais caros
- Tem potenciais de junção mais altos.
- Maior suscetibilidade a artefatos de movimento.

Por outro lado eletrodos de ouro mantêm baixa impedância, são inertes e reutilizáveis e são bom para aquisições a curto prazo, contanto que um gel altamente condutivo seja aplicado e os eletrodos fixos com firmeza.



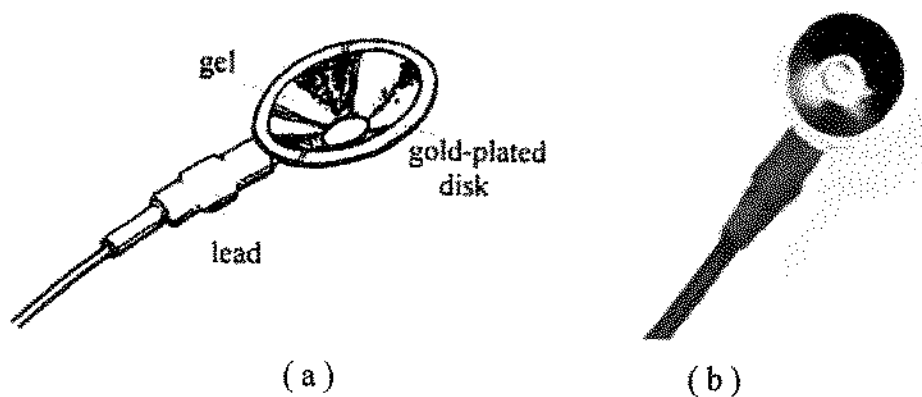


Figura 5.9 Eletrodo de Ouro

### 5.9 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.

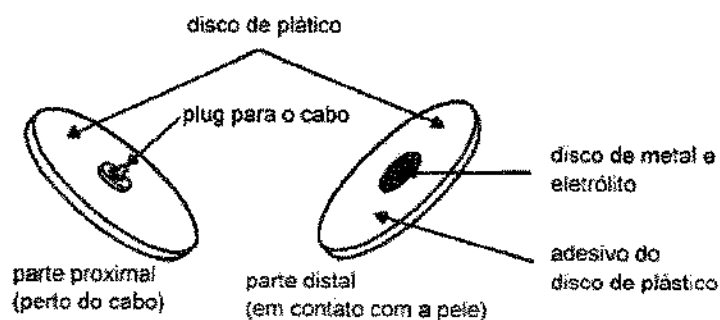


Figura 5.10 Eletrodos Descartáveis

## 5.10 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 colocação deste quando for necessário se fazer uma radiografia.

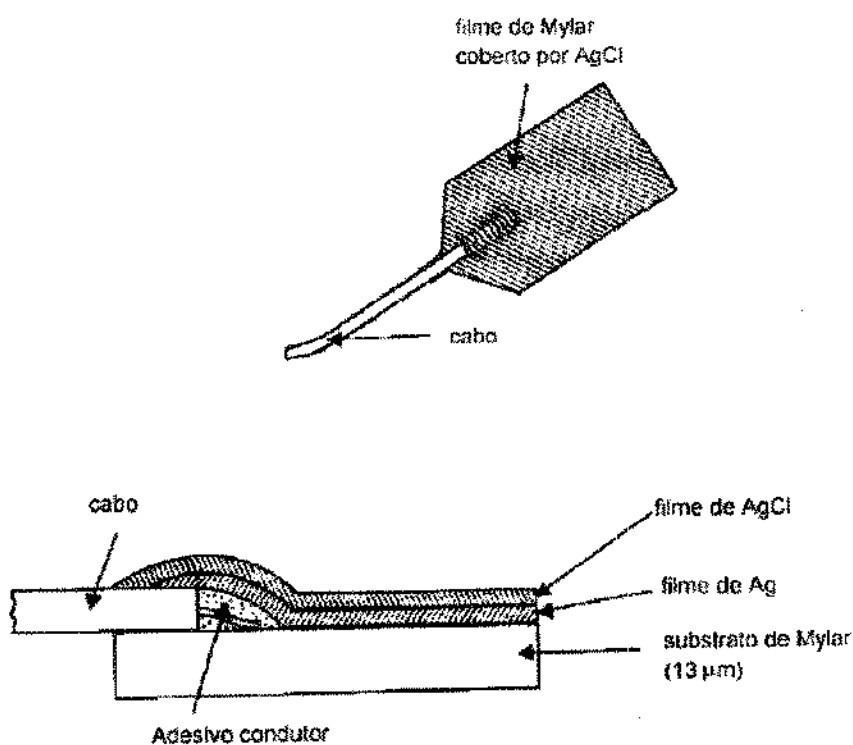


Figura 5.11 Eletrodo Flexíveis

## 5.11 Eletrodos Secos

Estes eletrodos não utilizam o gel eletrolítico para fazer o contato eletrodo-pele, a detecção de biopotenciais de superfície pode ser feita através de eletrodos que estão em contato direto com a pele. Neste eletrodo há presença de um amplificador de altíssima impedância de entrada já encapsulado ao conjunto que forma o eletrodo (eletrodo de metal). A impedância do eletrodo é basicamente resistiva embora possua um componente capacitivo originado do contato do eletrodo com a pele. A primeira camada da pele chamada de “stratum corneum” é formada por uma camada de tecidos mortos logo na superfície da pele; esta camada possui uma resistência elétrica alta quando comparada à das regiões mais profundas da pele. Todo o sistema funciona como um capacitor em que as placas condutoras são o eletrodo (placas de metal - placa externa do capacitor) e a derme (placa interna do capacitor) e cujo dielétrico é o “stratum corneum”. Outra diferença em relação ao eletrodo convencional está no fato de o “stratum corneum” ser um dielétrico maior (maior espaçamento) que a dupla camada de carga na interface eletrodo-eletrólito implicando uma capacitância menor.

Devido à resistência desse eletrodo ser muito maior que a dos eletrodos convencionais, torna-se necessária a colocação de um amplificador conversor de impedância no próprio eletrodo, detectando-se assim o biopotencial. A impedância de entrada desse amplificador deve ser da ordem de 1 para que sejam obtidos bons resultados.

Ko e Hyncek (1974) desenvolveram esse eletrodo. Ele possui 7mm de raio e é feito de aço-inoxidável (disco). Um circuito integrado amplificador conversor de impedância é acoplado nas costas do disco sendo alimentado por uma fonte de corrente constante. O biopotencial detectado pelo eletrodo aparece como uma variação de tensão.

Em 1967 Richardson desenvolveu outro tipo de eletrodo seco em que não há contato algum entre a pele e o eletrodo. Estes são basicamente um capacitor cujas placas são o eletrodo metal (Alumínio ou Tantânio) e a pele, e o dielétrico é um filme do óxido do metal. Esse tipo de eletrodo possui uma capacitância entre 1nF e 5nF.

Seguindo esse raciocínio, Yon (1970) teve a idéia de usar cristais de silício com uma camada de óxido de silício com um alto grau de pureza crescendo termicamente na superfície do cristal.

Desse modo foi possível reduzir o tamanho do eletrodo ao se reduzir o tamanho da camada, porém continuando com uma capacitância na ordem  $1nF$ .

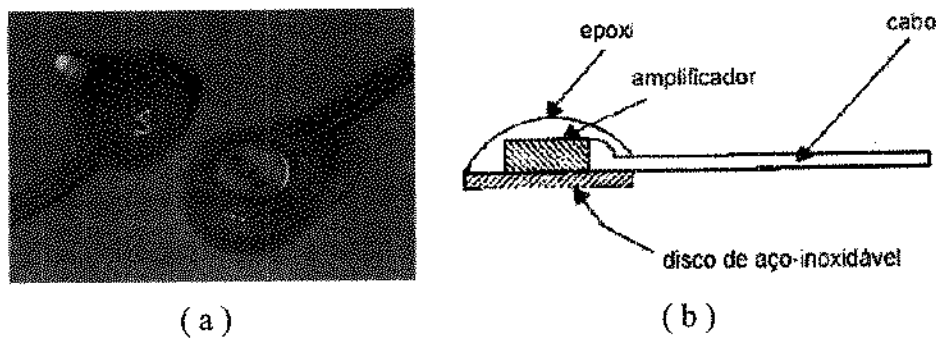


Figura 5.12 Eletrodos Secos

Como desvantagem dos eletrodos secos têm:

- Capacitância eletrodo-pele pode ser menor que o previsto.
- O mau contato do eletrodo com a pele ou o aparecimento de uma camada de óleo ou de suor pode gerar uma capacitância menor que a esperada comprometendo a resposta em baixa frequência do eletrodo.
  - Caso haja carga no capacitor, a mudança na capacitância levará a uma mudança de tensão, gerando interferência no sinal coletado.
  - A interferência causada por campos elétricos devidos à rede elétrica ou por outros aparelhos afeta o amplificador que deve estar o mais próximo possível do eletrodo.

## 5.12 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 extra-celular. 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, figura 5.13a. Este tipo de eletrodo é usado no EMG e no ECG; nesse último os eletrodos são colocados nos membros. Um eletrodo percutâneo blindado é ilustrado na figura 5.13b. 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.

A figura 5.13c ilustra eletrodos múltiplos, neste caso dois fios finos são colocados na ponta da agulha, usando o mesmo procedimento descrito acima. Eles são usados para medidas precisas, mas sua rigidez e tamanho impedem o seu uso para implantação por tempo prolongado.

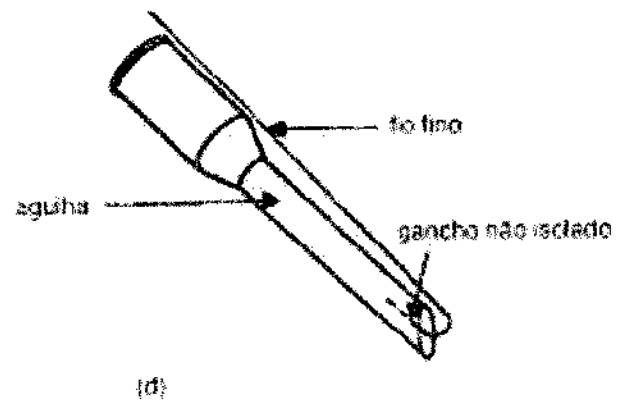
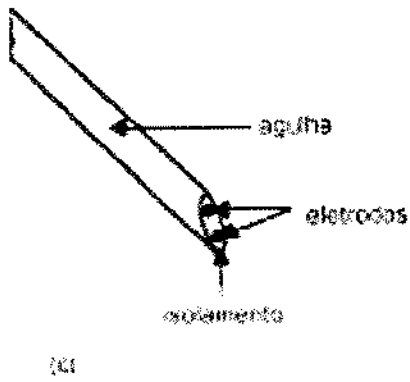
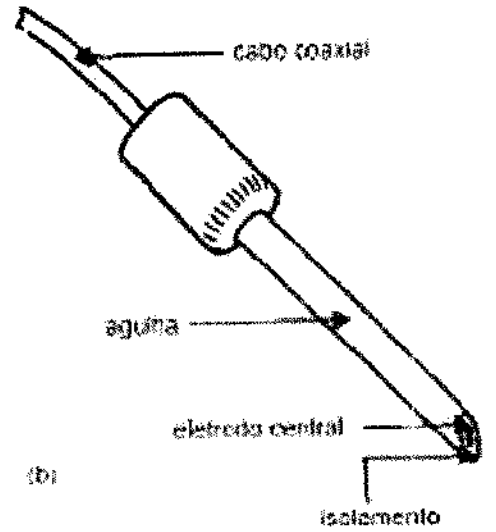
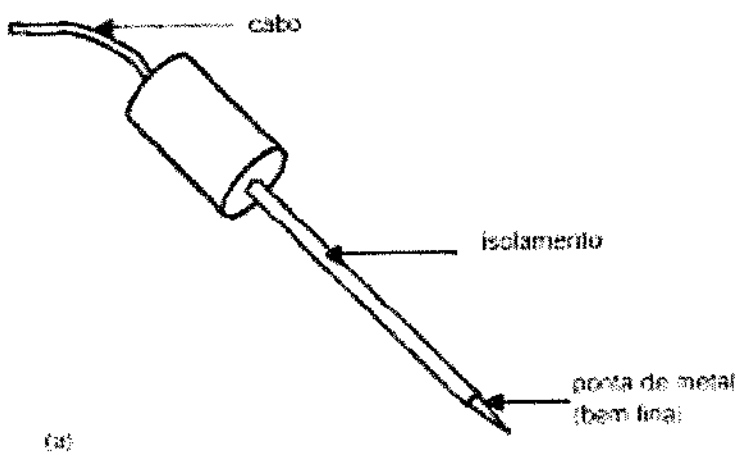


Figura 5.13 - Eletrodo Interno

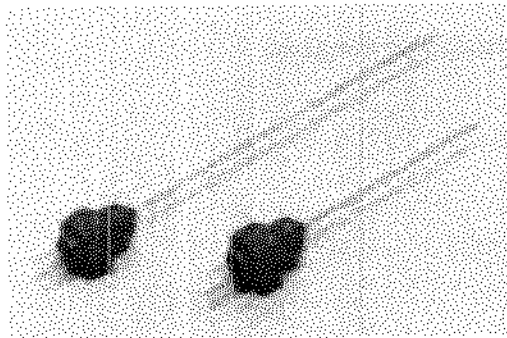
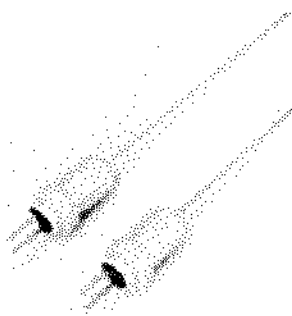
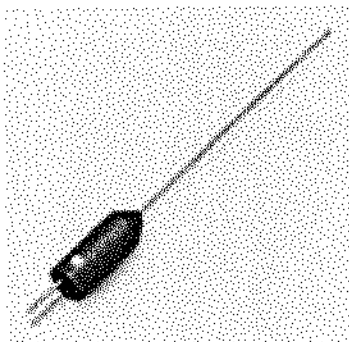


Figura 5.14 Eletrodo Interno

### 5.13 Preparação da Pele

Os potenciais que existem na superfície da pele, atribuídos aos potenciais das membranas de células das camadas da epiderme, pode resultar em um potencial de corrente contínua grande (que pode ser um problema significativo em medidas de EOG).

Qualquer perturbação da pele através de movimento, tocando, ou 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 irritando a epiderme.

Uma abrasão moderada através de lixa ou seu equivalente pode reduzir resistência de pele e potencial de pele significativamente e assim pode reduzir o artefato.

Uma outra forma menos traumática, mas menos efetiva, é usar um cotonete com álcool ou solução de limpeza de pele e limpar a superfície de pele para remover suor, óleos, e células de epidérmicas estragadas ou mortas.

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, talvez para baixo de 2 kilo Ohms. Uma redução do movimento ou atividade do músculo enquanto a medida é feita também ajuda. (Nitish V. Thakor).

## 5.14 Comentários

Há uma grande variedade de eletrodos para vários tipos de aplicações.

Ao conhecer alguns modelos podemos fazer uma escolha que seja a menos agressiva possível ao usuário da prótese, com um custo bem reduzido e que cause a menor interferência possível no sinal coletado.

Há a importância da limpeza da pele que pode também alterar os resultados e até com a colocação correta do gel condutor que não colocado corretamente pode inibir o sinal a ser medido provocando um curto circuito entre os eletrodos.



## Capítulo 6

### Filtros

#### Introdução

Os filtros são divididos em duas classes distintas os filtros passivos e os filtros ativos.

Veremos alguns deles que poderam ser usados na coleta de miosinais, suas vantagens e desvantagens.

#### 6.1 Filtros RLC – passivos

Vantagens:

- Inerentemente estáveis.
- Baixa sensibilidade.
- Não exigem fonte de alimentação.
- Podem ter tensões de trabalho mais altas.
- Possuem menos problemas com ruído
- Operação em até dezenas de megahertz

Desvantagens:

- Via de regra temos que construir os indutores levando em conta tamanho, tolerância, variação de acordo com a temperatura, resistência e capacitância parasita.
- Para baixas frequências, os valores de capacitores e indutores são altos e, portanto, seu tamanho físico é grande.
- Em estruturas de alta ordem ( $n > 3$ ) o ajuste de características é muito difícil.

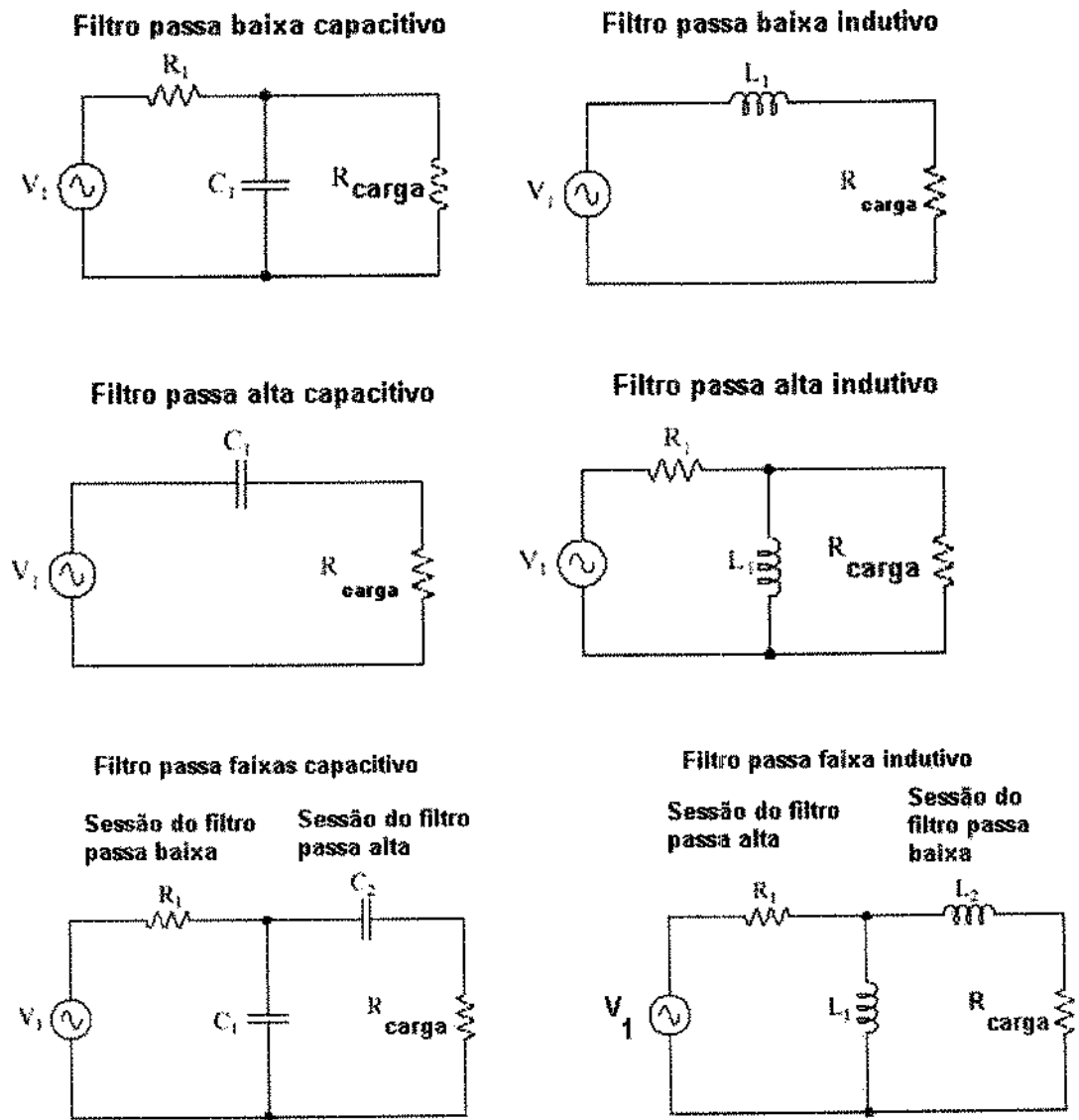


Figura 6.1 - Circuito R.L.C.

## 6.2 Filtros Digitais

Vantagens:

- Pode ser integrado.
- Suas características podem ser alteradas por hardware e / ou software.
- Boa repetibilidade.
- Precisão do número de bits e da ordem.
- Possibilidade de filtros de ordem alta (100-200) .

Desvantagens:

- Filtros com elementos discretos não são práticos.
- Necessitam de filtros de reconstrução e anti-recobrimento
- Necessitam de conversores A / D e D / A .
- Limitação em frequência em função do número de bits, ordem, velocidade do microprocessador e topologia.
- Apresenta ruído de quantização.
- Hardware complexo em função do número de bits.
- Alto consumo.

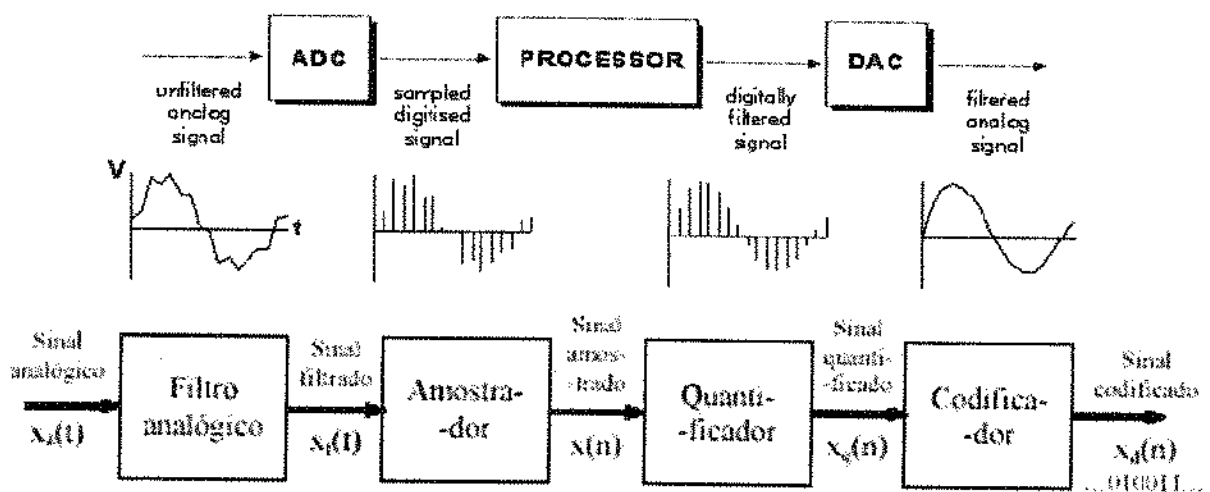


Figura 6.2 Filtros Digitais Diagrama de Blocos

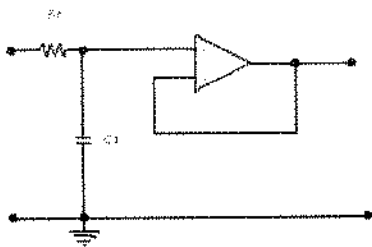
### 6.3 Filtros RC – Ativos

Vantagens:

- Componentes de fácil aquisição.
- Projetos simples.
- Comparado ao filtro passivo a montagem pode ser mais compacta.
- Não necessita filtros de reconstrução e anti-recobrimento.

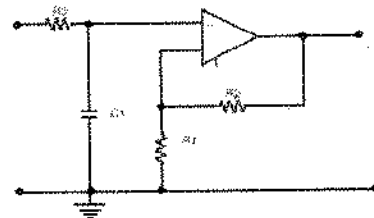
Desvantagens:

- Limitado em freqüência.
- Limitado em faixa dinâmica.
- Sofre oscilações lineares e não – lineares.
- Problemas com a integração.



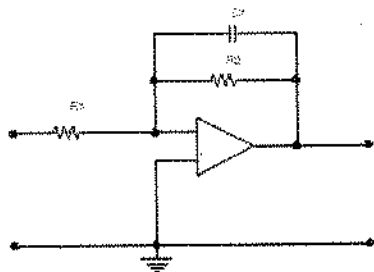
$$A = 1$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$



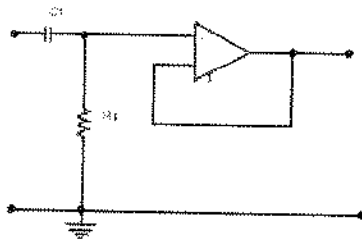
$$A = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$



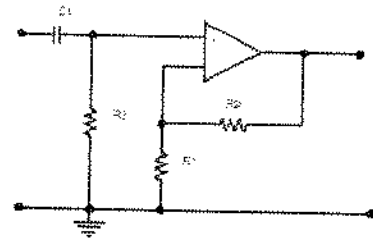
$$A = -\frac{R_2}{R_1}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$



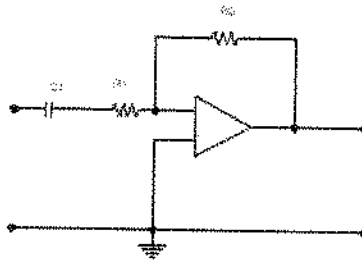
$$A = 1$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$



$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1}$$



$$A = -\frac{R_2}{R_1}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$

Figuras 6.3 Filtros RC Ativos

#### 6.4 Comentários

Feitas as devidas comparações, cheguei a conclusão que o filtro que melhor se adapta é o filtro RC ativo, pelo fato de seus componentes ser de fácil aquisição, boa resposta em frequência, fácil implementação e montagem compacta.

## Capítulo 7

### Modelagem Teórica

#### Introdução

Na prática clínica, os eletrodos de superfície são placas de metal quadradas ou redondas feitas de platina ou prata e têm diferentes tamanhos, com uma dimensão média de 1 x 1 cm (KIMURA, J., 1989). Quanto maior a superfície de detecção, maior a amplitude do sinal que será detectado e menor o ruído elétrico que será gerado na interface de detecção da superfície da pele. Historicamente, as superfícies de detecção têm sido desenhadas na forma circular. No entanto, o uso de eletrodos com o formato de barra tem algumas vantagens: uma barra de 10 mm de comprimento por 1 mm quadrado detectará aproximadamente 2,80 vezes mais fibras musculares, proverá um sinal representativo de mais unidades motoras no músculo e conseqüentemente terá uma maior amplitude de sinal. A heurística tem demonstrado que uma barra de 1 cm por 1 ou 2 mm provê um resultado prático aceitável.

Para a captação do sinal mioelétrico foram utilizados eletrodos de superfície feitos em prata pura, recobertos com um banho de ouro na superfície na ordem de micron para evitar a oxidação do material devido ao contato com a pele, com uma dimensão de 1 x 1 x 10 mm e uma extensão contínua, não soldada, arredondada de 1mm de diâmetro para a conexão por fio com o sistema eletrônico. Os eletrodos foram montados aos pares, paralelamente e com uma distância de 10mm entre eles, em uma superfície de acrílico, a qual suporta os componentes eletrônicos. A pele foi preparada para a aplicação dos eletrodos de superfície através de uma limpeza com álcool e da colocação de gel eletrolítico sob a superfície dos eletrodos, evitando-se o excesso, que pode formar uma ponte entre os dois eletrodos de gravação, cancelando a diferença de potencial. Essas precauções minimizam a impedância e melhoram a condutividade elétrica da pele. Os eletrodos são colocados entre o ponto motor (junção neuromuscular) e a inserção tendínea. O eixo

longitudinal do eletrodo (que passa por ambas as superfícies de detecção) é alinhado paralelamente ao comprimento das fibras musculares, na porção média do músculo estudado. 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 (DelSys Inc., 1996). A amplitude e a forma do sinal foram analisadas em um display visual (osciloscópio) e utilizadas posteriormente para a movimentação de um motor de corrente contínua.

## **7.1 EXPERIMENTOS DE BANCADA**

No trabalho desenvolvido em bancada, foram utilizados eletrodos de prata banhados a ouro montados paralelamente em uma base de acrílico. Os componentes eletrônicos (filtragem e amplificação) foram inicialmente montados em “protoboard”, e o sinal captado e gravado em um osciloscópio de memória, sendo então processado para o controle de um motor de corrente contínua (“start/stop”). Posteriormente, os componentes eletrônicos foram miniaturizados em um circuito colocado junto ao eletrodo, para evitar o efeito fantasma pela movimentação dos fios (eletrodo ativo). O processamento do sinal foi realizado com o uso de um sistema microprocessado dedicado.

## **7.2 TRATAMENTO DO SINAL**

Existem diversos trabalhos que tratam de projetos de construção de próteses mioelétricas de membros superiores (CHAPELL & KYBERD,1991;PORFIRIO et al, 1992). Um problema muito interessante na área de próteses é a forma de acionamento e o controle de alguns tipos de prótese, as mais antigas eram totalmente mecânicas.

Hoje, com o avanço tecnológico, temos várias opções de controle e acionamento, podendo ser aplicadas técnicas como as da implementação de controladores neuro-fuzzy em um hardware dedicado a essa nova arquitetura de software. Neste labor, inicialmente optou-se pelo primeiro degrau da pesquisa que se relaciona ao projeto de um sistema de controle e acionamento de um motor CC comandado por sinais mioelétricos da musculatura flexora e extensora de um braço saudável. Para melhor compreensão do processo de coleta, na figura 7.1 é mostrado um diagrama de integração dos setores do sistema, sendo descritos, nas sessões posteriores, os principais blocos constituintes da malha.

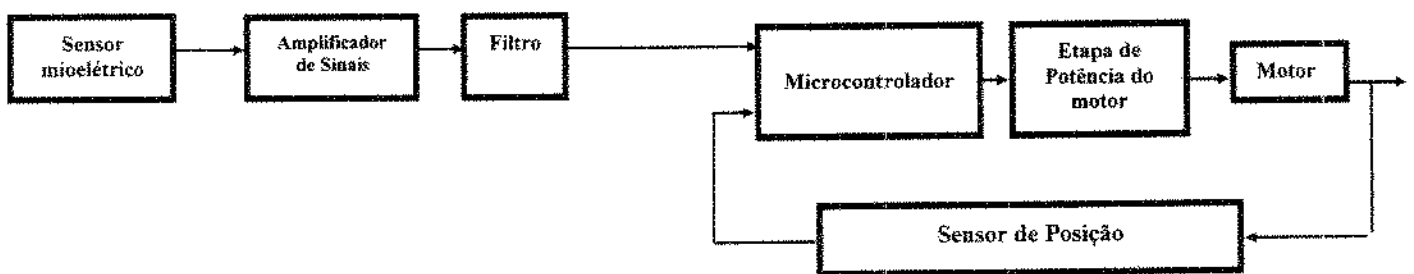


Figura 7.1: Malha de controle mioelétrico de motor CC

### 7.3 Sensores de sinais mioelétricos

Na prática, quanto maior for o número de articulações ativas da prótese, maior deverá ser o número de eletrodos conectados a grupos musculares antagônicos diferenciados ou o sistema deverá ser capaz de reconhecer os padrões dos sinais mioelétricos e seus respectivos grupos musculares por um número otimizado de eletrodos (KENDALL & McCREARY, 1986). Pode-se, assim, utilizar um número reduzido de eletrodos, por exemplo, um eletrodo por músculo no grupo flexor e outro eletrodo por músculo no grupo extensor. (HUDGINS et al, 1993).

Percebe-se que a localização e o número de eletrodos de contato de superfície influem nas medições, mas além disto, tem-se que levar em consideração uma reação química (oxidação) que pode ocorrer com os materiais eletrolíticos existentes na pele e que pode alterar as características elétricas de contato entre a pele e o eletrodo. Portanto, deve-se levar em consideração o tipo de material do eletrodo, que poderá ser de algum material nobre como, ouro, prata ou platina, minimizando este efeito, e sua área efetiva de contato deve cortar o maior número de fibras



musculares possível. O modelo de eletrodo em barra é o mais utilizado nos últimos 15 anos devido estas vantagens. Neste trabalho, foram utilizadas duas barras de Ag-AgCl com 1 mm de largura por 10 mm de comprimento, dispostas paralelamente e distantes 1 cm entre si, de acordo com a configuração sugerida por BASMAJIAN & DeLUCA (1985) em conjunto com um eletrodo de referência de 4 cm<sup>2</sup> de área de contato, que é colocado numa região sem músculos para não interferir na medida (DELSYS INC., 1996).

#### 7.4 Amplificador de sinais e filtro.

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.

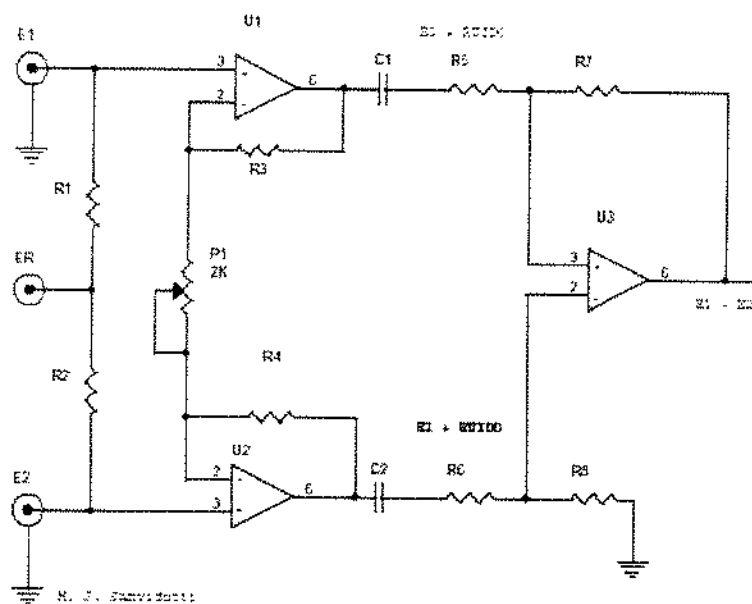


Figura 7.2 – Amplificador diferencial

## 7.5 Cálculos do Amplificador Diferencial

$$Vu_1 = \frac{E_1 * P_1 + E_1 * R_3 - E_2 * R_4}{P_1} \quad (7.51)$$

$$Vu_2 = \frac{E_2 * R_4 + E_2 * RP_1 - E_1 * R_3}{P_1} \quad (7.52)$$

$$Vu_3 = Vu_2 - Vu_1 \quad (7.53)$$

Substituindo as equações ( 7.51 ) e ( 7.52 ) na equação ( 7.53 ) temos :

$$Vu_3 = \left(1 + \frac{(R_3 + R_4)}{P_1}\right)(Vu_2 - Vu_1) \quad (7.54)$$

O ganho G é :

$$G = \frac{Vu_3}{(Vu_2 - Vu_1)} = 1 + \frac{(R_3 + R_4)}{P_1} \quad (7.55)$$

Substituindo os valores a seguir na equação ( 7.55 ) :

$$G = 101$$

$$R_1 = R_2 = 10M\Omega$$

$$R_3 = R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = R_8 = 100 K\Omega$$

Teremos:

$$P_1 = \frac{2 * R_3}{(G - 1)} = \frac{2 * 100 * 10^3}{100} = 2K\Omega$$

Depois de amplificado, o sinal mioelétrico obtido apresenta uma redução considerável de ruído e, devido ao efeito diferencial do circuito, o sinal será filtrado eletronicamente. Na implementação desenvolvida foi adotado um filtro analógico da família Butterworth, composto por uma etapa de filtro passa baixas, com frequência de corte em 500 Hz e outro do tipo passa altas, com frequência de corte em 50 Hz, como o conjunto comportando-se como um filtro passa faixas. figura 7.3.

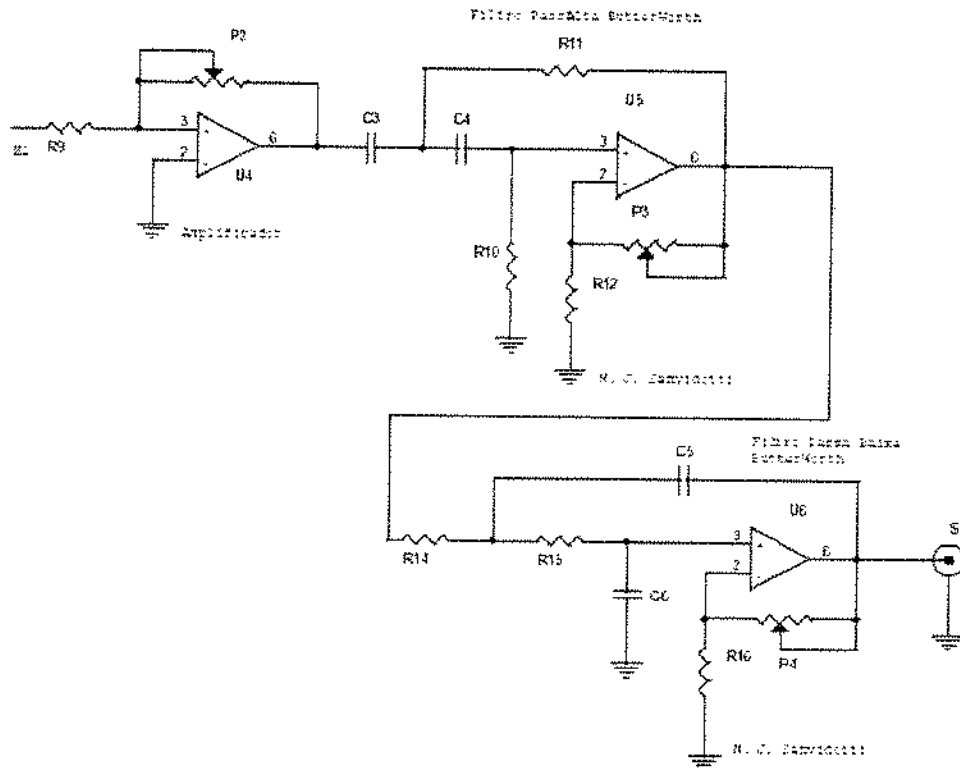


Figura 7.3 – Filtro Butterworth

## 7.6 Cálculos dos Filtros Butterworth

A frequência de Corte é :

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (7.56)$$

O Ganho  $A_V$ :

$$A_V = 1 + \frac{R_{OF}}{R_{01}} \quad (7.57)$$

Para os valores a seguir na equação ( 7.56 ) e ( 7.57 ) para um Filtro Passa Baixa teremos:

$$C = C_5 = C_6 = 270\text{nF}$$

$$R = R_{14} = R_{15}$$

$$F_C = 500 \text{ Hz}$$

$$R_{16} = 56 \text{ K}\Omega$$

$$A_V = 2$$

$$P_4 = (A_V - 1) * R_{16} = (2 - 1) * 56 * 10^3 = 56\text{K}\Omega$$

$$R_{14} = \frac{1}{2 * \pi * F_C * C} = \frac{1}{2 * \pi * 500 * 270 * 10^{-9}} = 1\text{K}2\Omega$$

Para os valores a seguir na equação ( 7.56 ) e ( 7.57 ) para um Filtro Passa Alta teremos:

$$C = C_3 = C_4 = 270\text{nF}$$

$$R = R_{11}$$

$$F_C = 20 \text{ Hz}$$

$$R_{12} = 56 \text{ K}\Omega$$

$$A_V = 2$$

$$P_{34} = (A_V - 1) * R_{16} = (2 - 1) * 56 * 10^3 = 56 \text{ K}\Omega$$

$$R_{11} = \frac{1}{2 * \pi * F_C * C} = \frac{1}{2 * \pi * 20 * 270 * 10^{-9}} = 27 \text{ K}\Omega$$

### 7.7 Cálculos do Filtro Notch

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

$$f_0 = \frac{1}{2 * \pi * R_{10} * C_3} \quad (7.58)$$

$$R_{10} = R_{11} = 2 * R_{12} \quad (7.59)$$

$$C_3 = C_5 = \frac{C_4}{2} \quad (7.60)$$

Nas equações ( 7.59 ) e ( 7.58 ) substituímos os valores abaixo:

$$R_{10} = R_{11} = 10 \text{ K}\Omega$$

$$R_{12} = \frac{R_{10}}{2} = \frac{10000}{2} = 5 \text{ K}\Omega$$

$$C_3 = \frac{1}{2 * \pi * 60 * 10000} = 220 * 10^{-12} F = 220 \mu F$$

$$C_4 = 2 * C_3 = 440 * 10^{-12} F = 440 \mu F$$

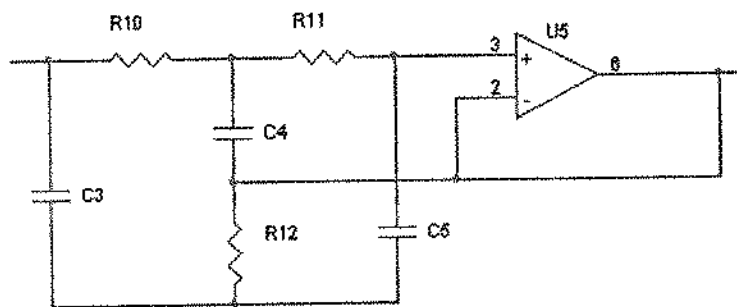


Figura 7.4: Circuito eletrônico do Filtro Notch

### 7.8 Etapa de Potência.

Para que haja a compatibilização do sinal com o acionador, houve a necessidade da elaboração de uma etapa de potência (figura 7.4), 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.

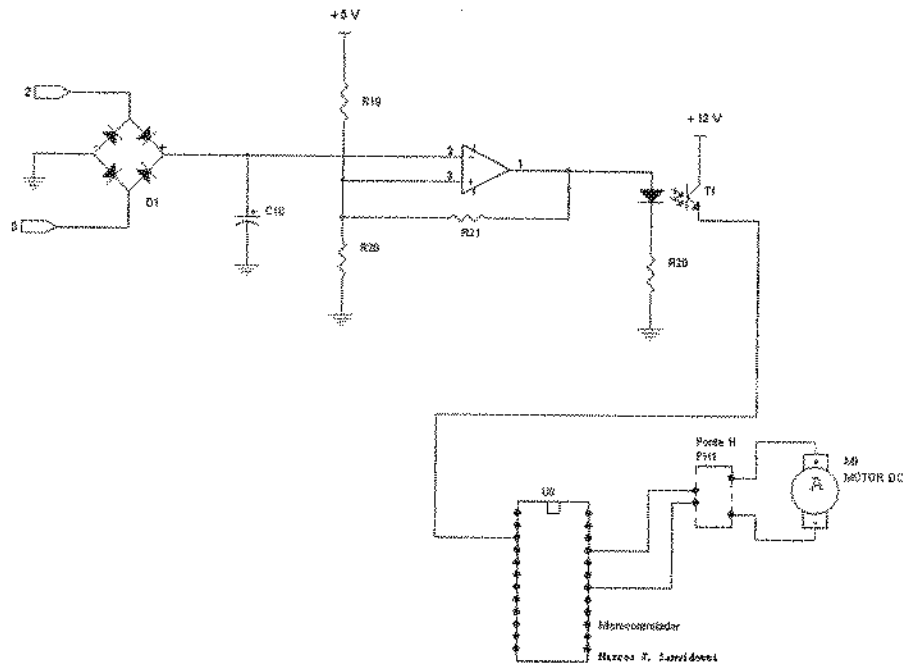


Figura 7.5: Circuito eletrônico da etapa de potência

## 7.9 Simulação Computacional

Para testar o funcionamento do aparato eletrônico concebido, os circuitos dos filtros foram simulados em ambiente EWB V 5.0, sendo que os resultados obtidos são mostrados nas figuras 7.6 e 7.7.

Na Figura 7.6(a) se tem uma entrada de sinal em 25 Hz e seu sinal de saída atenuado pelo filtro. Em 7.6(b) o sinal é de 50 Hz começando a ser amplificado a medida que o sinal aumenta a sua frequência. Na Figura 7.6(c) se tem um sinal em 200 Hz (meio da faixa) onde se obtém o seu valor de entrada amplificado por 1,5857 que é o ganho característico da serie de filtros Butterworth.

Nas Figuras 7.7(a) e 7.7 (b) veremos o diagrama de Bode com a resposta em frequência dos filtros e seus ganhos e atenuações em função da frequência.

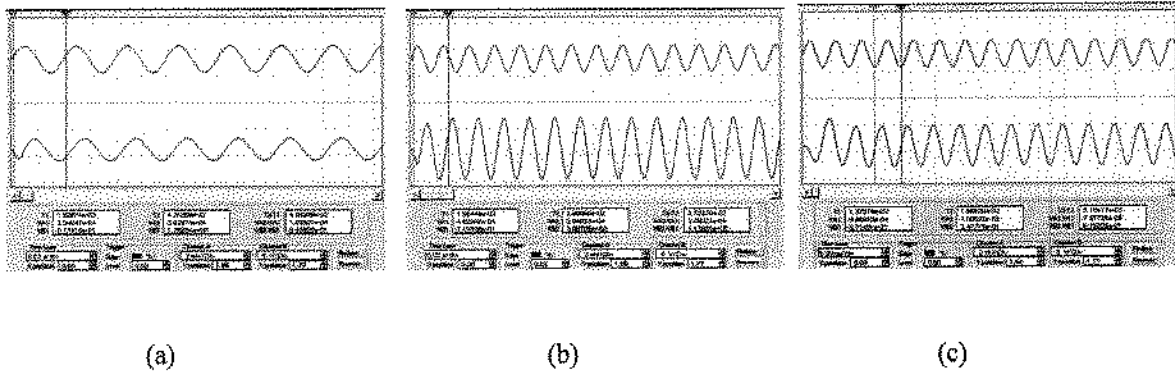


Figura 7.6: Sinais obtidos por simulação computacional

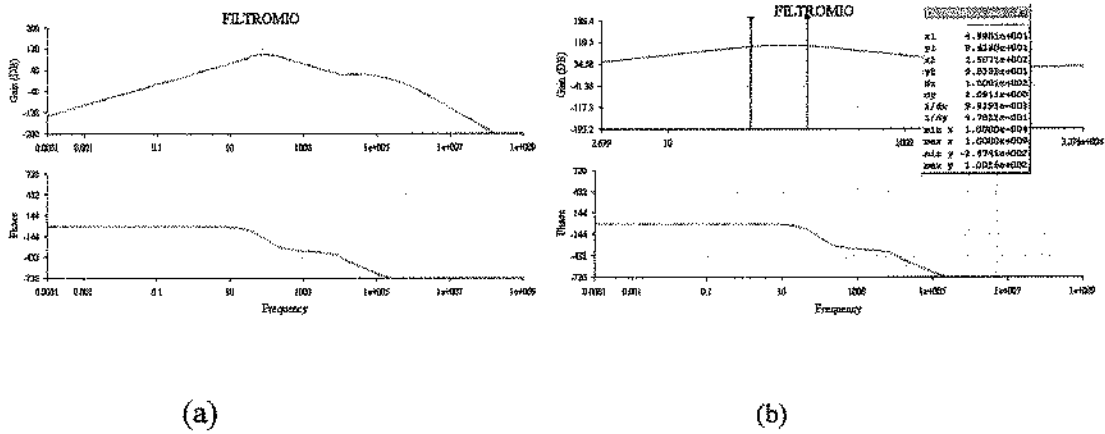


Figura 7.7: Diagramas de Bode

### Comentários finais do capítulo

Na pratica os eletrodos paralelos funcionaram muito bem, mas tive dificuldades na calibração do circuito amplificador no quesito impedância de entrada o qual foi feito de forma empírica e que mais tarde descobri em alguns livros de fisioterapia que esta calibração é uma pratica normal nos equipamentos de eletro-miografia.

Já com os filtros bastou uma verificação da resposta em frequência com um gerador de sinais e um osciloscópio e ficou ok.



## Capítulo 8

### INTRODUÇÃO

No desenvolvimento do sistema mecânico de baixo custo, utilizando apenas um micro moto-reductor responsável pela movimentação de três dedos como (figura 8.1) e acionado por sinais mioelétricos da musculatura, os movimentos do sistema mecânico mesclam os movimentos de pinça e cilíndrico da mão humana.

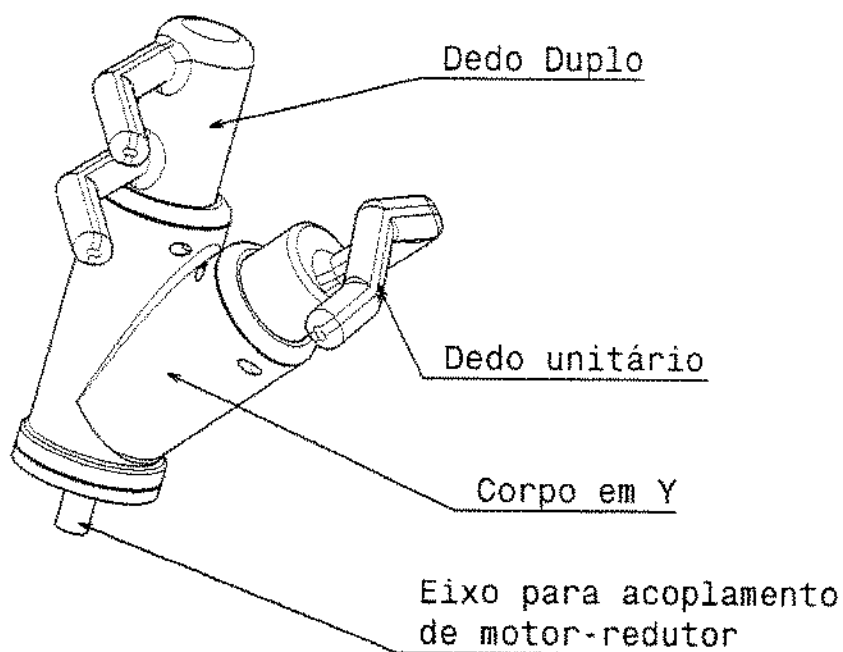


Figura 8.1 Modelo do Sistema Mecânico

## 8.1 FERRAMENTAS DE MODELAMENTO

Para o desenvolvimento do sistema mecânico da prótese mioelétrica foi utilizado o software CATIA V5 nos seus módulos:

**Ergonomics Design & Analysis** – Estudo dos ângulos de movimentação da mão e dedos humanos, obtendo-se os valores referências de ângulos de abertura, dimensões típicas da mão e nos movimentos envolvidos para os tipos de fechamento das mãos sendo em forma de pinça e cilíndrica, o sistema mecânico da prótese mioelétrica desenvolvido mescla dois movimentos de forma a fornecer ao usuário uma maior utilidade de prótese.

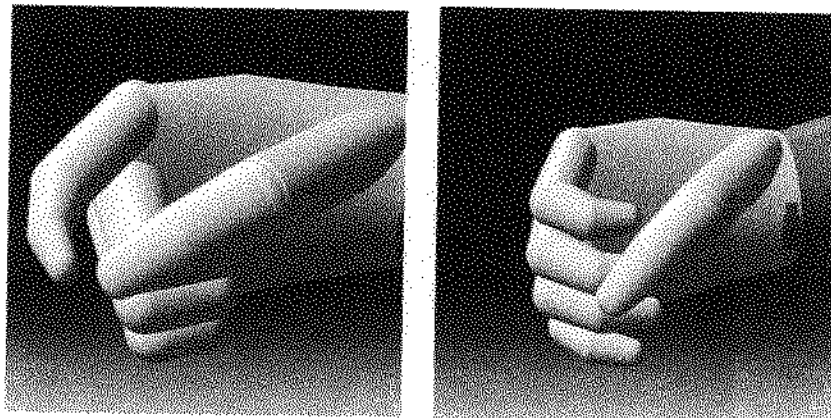
**Mechanical Design** – Desenvolvimento do protótipo virtual tridimensional através do modelamento dos componentes do sistema mecânico da prótese mioelétrica com a análise de suas restrições geométricas e dimensionais (módulo Part Design), a montagem do conjunto do sistema mecânico a análise das restrições de montagem e funcionalidade (módulo Assembly Design), a geração da documentação técnica dos componentes (módulo Drafting).

**Digital Mockup (kinematics)** – Desenvolvimento da análise cinemática do sistema mecânico da prótese mioelétrica levando-se em conta os graus de liberdade e a faixa angular de movimentação dos dedos observando suas interferências.

**Analisis & Simulation** – Análise e simulação do sistema mecânico da prótese mioelétrica com a utilização do Método dos Elementos Finitos para a verificação das resistências dos componentes, pontos de concentração de tensão e suas variações para a utilização de diferentes matérias, efetuando a otimização estrutural de máxima resistência e mínimo material.

## 8.2 ANÁLISE DO MODELO REAL

No trabalho desenvolvido na análise do modelo real utilizou-se um manequim para estudo ergonômico existente no software CATIA V5 no qual foi analisado os movimentos de pinça e cilíndrico ilustrados nas figuras 8.2(a) e 8.2(b) sendo observado os ângulos de movimentação dos dedos.



(a)

(b)

Figura 8.2: Modelo real da mão humana

### 8.3 ANÁLISE CINEMÁTICA DO MODELO TRIDIMENSIONAL

No desenvolvimento do sistema mecânico da prótese mioelétrica foram modelados todos os componentes em dimensões proporcionais às dimensões reais possibilitando simulação dos referidos movimentos, levado em consideração o projeto do sistema de transmissão, fixações e folgas entre os componentes garantindo o funcionamento do mesmo (figura 8.3).



Figura 8.3: Modelo Virtual Tridimensional

A análise cinemática possibilitou a visualização do sistema mecânico em funcionamento virtual controlado os graus de liberdade do conjunto e observados possíveis interferências e colisões, na figura 8.4(a) é observado o sistema mecânico da prótese mioelétrica onde os dedos estão na posição de agarramento (fechado) e sendo nas figuras 8.4(b),8.4(c) a movimentação de abertura do sistema mecânico da prótese mioelétrica.

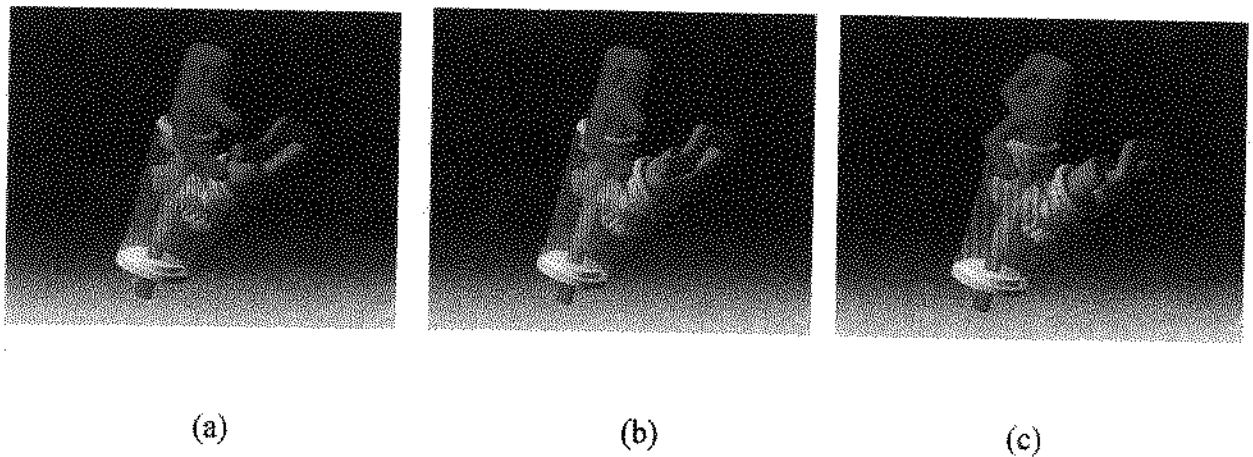


figura 8.4: análise cinemática do modelo tridimensional

#### 8.4 MODELO CRIADO EM PROTOTIPADO

Para a Prototipagem do sistema mecânico da prótese mioelétrica foi gerado o modelo virtual a partir do CATIA V5 mostrado na figura 10 onde todo o conjunto foi prototipado concomitantemente na forma final do conjunto tendo como resultado o produto indicado na figura (h).

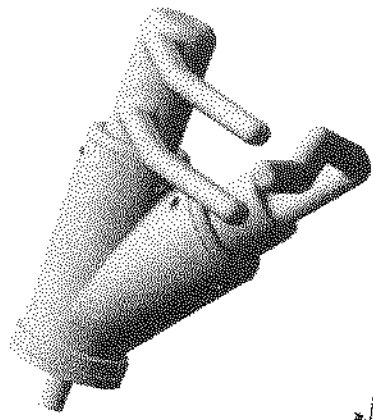


Figura 8.5: criação do modelo prototipado

## **COMENTÁRIOS FINAIS DO CAPÍTULO**

Neste capítulo foi descrito de como foi feita uma simulação da garra mecânica, de como seria seu acionamento, tamanho e como seria a sua abertura e fechamento usando o software CATIA V5.

Desta forma podemos ver como seria seu comportamento mecânico e qual forma o sistema de pinçamento seria mais adequado.

## Capítulo 9

### Realização Experimental

Antes de utilização do circuito de coleta de sinais houve a necessidade de fazer a calibração do circuito dos filtros e comparar os resultados práticos com os resultados teóricos, para isso injetamos um sinal a partir de um gerador de sinais com os mesmos valores da frequência a ser coletada e num osciloscópio verificamos as respostas como na figura 9.1.

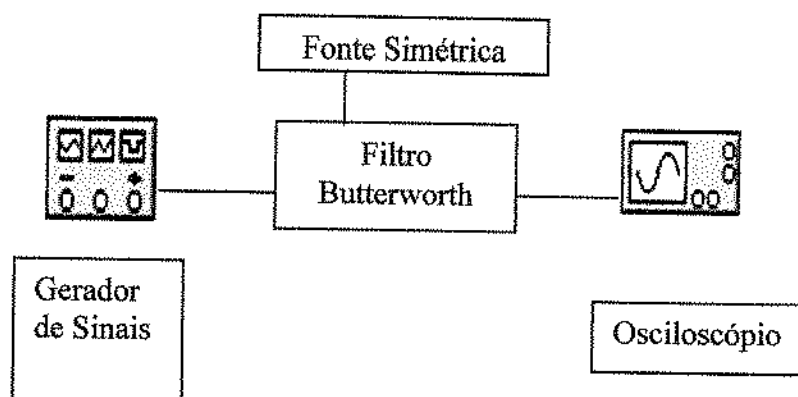


Figura 9.1

Após feita a calibração dos filtros houve a necessidade de calibrar a entrada do amplificador diferencial, esta calibração deve ser feita para corrigir a impedância entre a entrada do amplificador e a pele que devem ser as mesmas.

Para isto captamos o sinal de um membro superior e verificamos sua amplitude de saída em um osciloscópio que deverá ter apresentar o maior valor possível, segundo o esquema utilizado na figura 9.2.

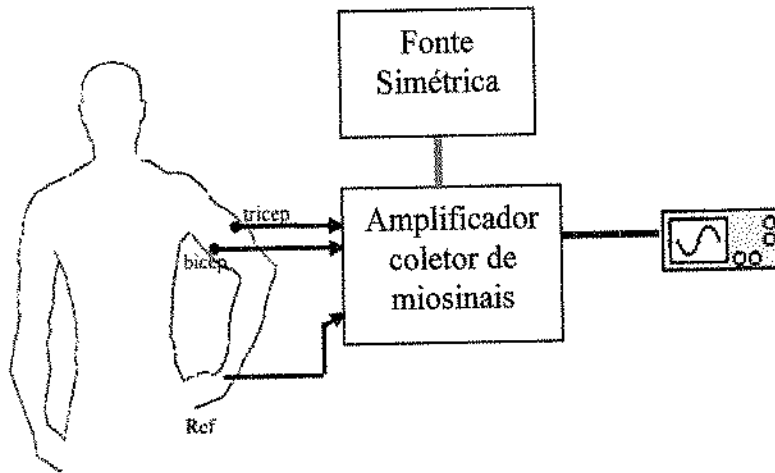


Figura 9.2

Na figura 9.3 vemos a disposição do conjunto para a coleta de sinais mioelétricos, depois de feitas as calibrações do filtro e da impedância de entrada do amplificador diferencial.

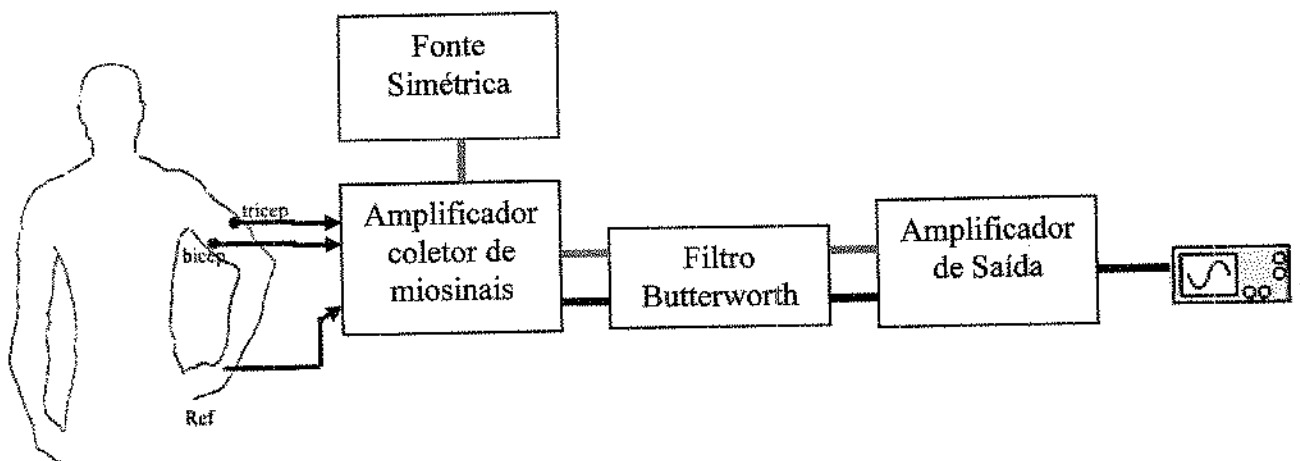


Figura 9.3

Neste trabalho procurou-se o entendimento da origem e a obtenção do sinal mioelétrico de um grupo muscular, conhecer os diversos tipos de eletrodos existente e selecionar os menos agressivos ao usuário, os tipos de circuitos amplificadores ativos com componentes existentes no mercado, tipos de filtros ativos que poderiam ser utilizados com a menor influencia possível no



sinal coletado e uma etapa de controle microprocessado para motores de corrente contínua na ativação de abertura e fechamento das próteses mioelétricas.

Todo este conjunto direcionado com uma diminuição do custo final que ficou bem abaixo do custo do aparelho importado ficando em torno de 20 a 30% do importado.

O conjunto eletrônico fornece uma interface de acionamento da prótese de forma simples para o usuário, como o usuário pode controlar o sistema artificial como uma extensão de seu próprio corpo, o treinamento e a adaptação se torna mais rápida e menos demorada.

Na figura 9.4(a) pode se observar a colocação dos eletrodos. Ao se exercer esforço muscular obtém-se um sinal amplificado, como pode ser observado na figura 9.4 (b), cujo detalhe da tela do osciloscópio para melhor visualização pode ser visto na figura 9.4 (d). O sinal obtido sem a ação muscular é observado na figura 9.4 (c).

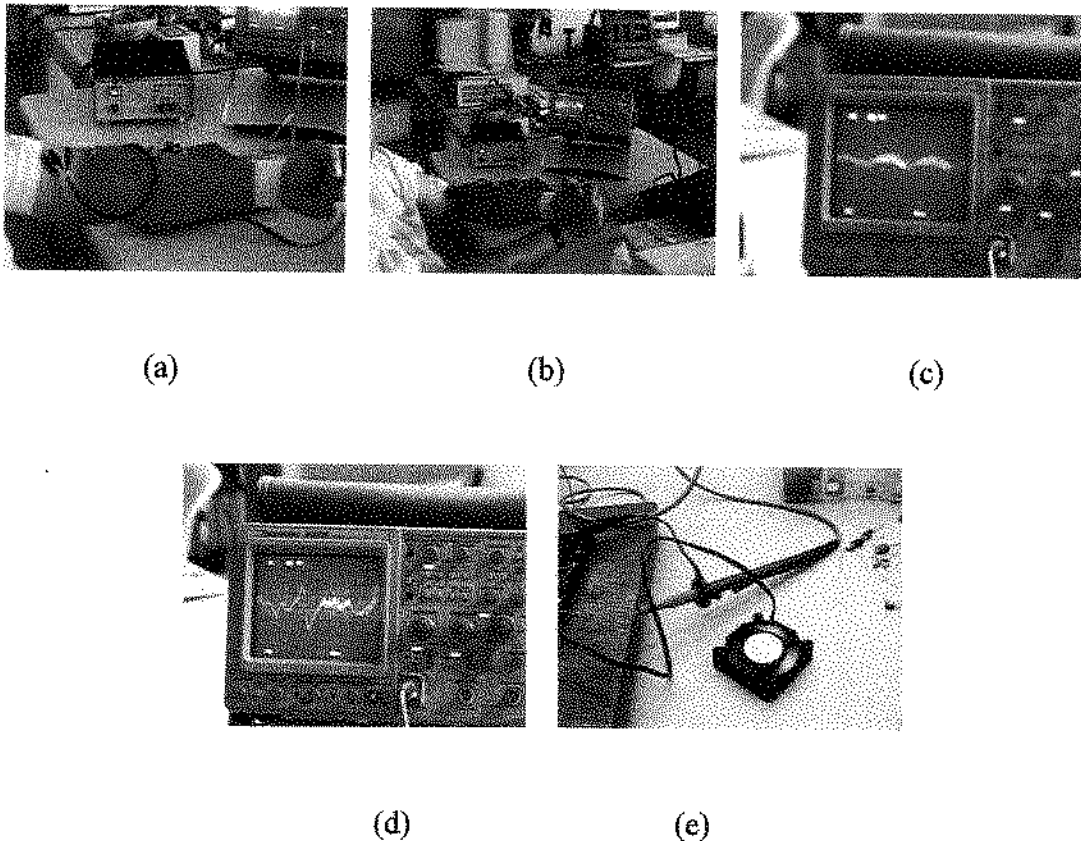


Figura 9.4: Detalhes do Procedimento experimental

O sinal mioelétrico após devidamente tratado no circuito é utilizado no acionamento do motor em um sistema on-off. A figura 9.4 (e) mostra o motor em pleno giro ante a ativação devido o sinal mioelétrico filtrado e amplificado por um transistor como chave (on-off) que aciona o motor.

## **Comentários finais do capítulo**

A calibração dos filtros não parece ser um problema porque uma vez calibrada não se altera, mas a calibração da impedância de entrada do amplificador com a pele do paciente deve ser feita em períodos pois esta impedância pode variar com a idade do paciente e afetar o bom funcionamento do equipamento.

O sistema montado aparentemente sofre pouca influencia de ruído por estarmos trabalhando com um amplificador diferencial e um sistema on-off com Schmidt Trigger e isolação óptica no disparo do sistema motor, será de interesse a montagem do conjunto com a parte mecânica para verificar se o sistema irá apresentar algum desconforto ao paciente ou problemas de adaptação.

## Capítulo 10

### Sugestões para Próximos Trabalhos

A utilização de sinais mioelétricos obtidos por meio de eletrodos e circuitos eletrônicos de baixo custo para o controle de um motor de corrente contínua, abre caminho para a implementação de próteses mioelétricas funcionais, cujos componentes apresentam uma interface com o usuário, com a possibilidade em trabalhos futuros com uso de Controladores “Fuzzy” e de Redes Neurais dedicadas tanto ao reconhecimento de padrões de sinais mioelétricos como também, ao processo de programação do sistema artificial.

A implementação de sensores de temperatura controlando uma resistência para passar a idéia de “quanto esta quente determinado objeto” e sensores de carga para o controlar a força de apreensão de objetos podem ser feitas utilizando alguns recursos do microcontrolado uma vez que está ainda sendo subutilizado somente no acionamento de abertura e fechamento da garra.

## Referências Bibliográficas

- [ABNT] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. NBR-6023; referências bibliográficas. Rio de Janeiro, 1989. 19 p.
- [ALI, 1991] ALI, ENGLER C. System description document for the Anthrohot- 2: A dexterous robot hand. NASA Tech. Memo. 104535. Mar. 1991.
- [BEKEY et all, 1990] BEKEY, R., TOMOVIC, ZELJKOVIC, I. Control architecture for the Belgrade/USC hand", in Dextrous Robot Hands. S. T. Venkataraman and T. Iberall Eds., p. 136-149, 1990.
- [BOCCOLINI, 1990] BOCCOLINI, F. Reabilitação-Amputados, amputações, 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.
- [CRAIG, 1986] CRAIG, J.J. Introduction to Robotics. Mechanics and control. NY, USA: Addison- Wesley Publishing Company, 1986. 580 p.
- [CRUZ, 1993] CRUZ, J.M. Projeto e Desenvolvimento de um Sistema de Geração Automática de Trajetória para Manipuladores. 1993. 134 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- [CUTKOSKY, 1977] CUTKOSKY, R., KAO, I. Computing and controlling the compliance of a robotic hand. J. Robot. Syst., v. 7, n 2, p. 139-144, 1990.
- [DANGELO & FATTINI, 1998] DANGELO, J.G. E FATTINI, C.A. Anatomia Básica dos Sistemas Orgânicos. São Paulo: Editora Atheneu, 1998. 437 p.

- [DUARTE & TENREIRO, 1997] DUARTE, F. B. M.; TENREIRO MACHADO, J. A.. Matrizes Pseudoinversas: Aspectos Matemáticos e Aplicação ao Controlo de Manipuladores Redundantes. In: 5<sup>as</sup> Jornadas Hispano-Lusas de Ingenieria Electrica, 1997, Salamanca, Espanha. Proceedings of 5<sup>as</sup> Jornadas Hispano-Lusas de Ingenieria Electrica, Salamanca, Espanha, 1997. p. 1721-1728.
- [DUARTE & TENREIRO, 1999] DUARTE, F. B. M.; TENREIRO MACHADO, J. A.. Controlo de Trajectórias de Robots Redundantes Através de Matrizes Pseudoinversas Revista Robótica e Automatização, Portugal, n. 36, p. 12-15, 3<sup>o</sup> Trimestre, 1999.
- [DUARTE & TENREIRO, 2000] DUARTE, F. B. M.; TENREIRO MACHADO, J. A.. Motion Chaos in the Pseudoinverse Control of Redundant Robots. In: AMC'2000-IEEE 6<sup>th</sup> Int. Workshop on Advanced Motion Control, 2000, Nagoya, Japan. Proceedings of AMC'2000-IEEE 6<sup>th</sup> Int. Workshop on Advanced Motion Control, Nagoya, Japan, 2000. p. 624-629.
- [DUFFY, 1989] DUFFY, T. The fallacy of modern hybrid control theory that is based on 'orthogonal complements' of twist and wrench spaces. IEEE Trans. Robot. Automat., v. 5, n. 4, p. 151-165, 1989.
- [ERVELLA, 1995] ERVELLA, C. Controle Digital de Manipuladores Industriais. 1995. 97 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- [FISHER, 1992] FISHER D., MUJTABA M. S. Sufficient stability condition for hybrid position/force control. IEEE Int. Conf Robot. Automat, p. 133-134. May 1992.
- [GALHANO, CARVALHO, TENREIRO, 1990] GALHANO, A.M.S.F.; CARVALHO, J.L.M.; TENREIRO MACHADO, J.A.. The Statistical Study of Biomechanical Arms. In: ISIC'90-Fifth IEEE International Symposium on Intelligent Control, 1990, Philadelphia, USA. Proceedings of ISIC'90-Fifth IEEE International Symposium on Intelligent Control. Philadelphia, USA, 1990. p. 824-829.
- [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, 1991, Pisa, Italia. Proceedings of ICAR'91-Fifth International Conference on Advanced Robotics, Pisa, Italia, 1991. p. 67-71.

- [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, 1992, Nice, França. Proceedings of ICRA '92-IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nice, França, 1992. v. 4, p. 566-571.
- [GILBERTSON, 1994] GILBERTSON, R. G.. A Hands-on Guide to Amazing Robotic Muscles that Shorten When Electrically Powered: Muscle Wires. USA: Mondo-Tronics, 1994. 120 p.
- [GLATTLY, 1963] H.W. Glattly. A Preliminary Report on the Amputee Census. The Journal of Artificial Limbs, v. 7, p. 5-10, 1963.
- [GUYTON, 1988] GUYTON, A. C. Fisiologia Humana. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1988. 380 p.
- [JACOBSEN et al, 1986] JACOBSEN C., EVERSON E. K., KNUTTI E. F., JOHNSON T. T. AND BIGGERS K. B. Design of the Utah/MIT dextrous hand. IEEE Int. Conf. Robot. Automat. , p. 152-153, 1986.
- [JACOBSEN, 1991] JACOBSEN, T. K. Visualização e Geração de Trajetórias de Robôs a Partir da Utilização do Software WORKSPACE. Programa IAESTE (Brasil-Dinamarca), Brasil, 1991.
- [JAU, 1992] JAU. Man-equivalent telepresence through four-fingered human-like hand system. IEEE Int. Conf Robot. Automat., p. 843-848, 1992.
- [KAPANDJI I, 1987] KAPANDJI I.A. Fisiologia Articular Volume I. São Paulo: Editora Manole LTDA, 1987. 292 p.
- [KAPANDJI II, 1987] KAPANDJI I.A. Fisiologia Articular Volume II. São Paulo: Editora Manole LTDA, 1987. 340 p.
- [KAPANDJI III, 1987] KAPANDJI I.A. Fisiologia Articular Volume III. São Paulo: Editora Manole LTDA, 1987. 324 p.
- [KOBAYASHI, 1985] KOBAYASHI. Control and geometrical considerations for an articulated robot hand, Int. J. Robot. Res., v. 4, n 1, p. 3-12, 1985.
- [KOREC] Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center Disponível em: <<http://www.korec.re.kr>> acesso em 10 mai. 2000.

- [KYRIAKOPOULOS et all, 1995] KYRIAKOPOULOS, VANRIPER, J., ZINK A., STEPHANOU H. E. Kinematic analysis and position/force control of the anthropot dexterous hand. Center for Advanced Technology Tech. Rep. TR-95-OZ, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, NY, 1995.
- [LI et all, 1989] LI, P. H., SASTRY, S., Grasping and coordinated manipulation by a multifingered robot hand. Int. J. Robot. Res., v. 8, n. 4, p. 33-50, 1989.
- [LIBERTY, 2000] LIBERTY MUTUAL <sup>TM</sup>. Disponível em: <http://www.libertymutual.com> < acesso em 9 jul. 2000. >
- [MCCLAMROCH & WANG, 1988] MCCLAMROCH AND D. WANG, Feedback stabilization and Gacking of constraint robots. IEEE Trans. Automat. Contr., v. AC-33, n. 5, p. 419-426, 1988.
- [MIRANDA, 1992] MIRANDA, M.F. Controle de um Servomecanismo por um Microcomputador Dedicado: Uma Contribuição ao Estudo de Controladores para Robôs Industriais, 1992. 141 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- [NAKEMURE & YOSHIKEWE, 1989] NAKEMURE, K.N., YOSHIKEWE, T. Dynamics and stability in coordination of multiple robotic mechanisms. Int. J. Robot. Res., vol. 8. n. 2, p. 44-61, 1989.
- [NOGUEIRA, 1995] NOGUEIRA, R. Controle de Posição e Orientação de um Manipulador através de um Mouse Espacial, 1995. 120 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica– Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- [OAKDA, 1979] OAKDA. Object-handling system for manual industry. IEEE Trans. Syst., Man. Cybern., vol. SMC-9, n. 2, p. 79-89, 1979.
- [OTTOBOCKUS, 2000] Manufacturers of myoelectric, passive, and body-powered components. Disponível em: <<http://www.ottobockus.com>> acesso em 10 mai. 2000.
- [PAUL, 1981] PAUL, P. Robot Manipulators: Mathematics, Programming and Control. The Mit Press, 1981. 324 p.
- [PHILIP, 1977] PHILIP J.R. Cinesiologia e Anatomia Aplicada: Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S.A., 1977. 564p.

- [PIRES & TENREIRO, 1999] E. J. SOLTEIRO PIRES, J. A. TENREIRO MACHADO. Geração de Trajectórias para Manipuladores Redundantes Utilizando Algoritmos Genéticos. Revista Robótica e Automatização, Portugal, n. 35, p. 12-16, 2º Trimestre, 1999.
- [RAIBERT & CRAIG, 1981] RAIBERT, H., CRAIG J. J. Hybrid, position/force control of manipulators. Trans. ASME, v. 102, p. 126-133, June 1981.
- [ROSÁRIO. 1990] ROSÁRIO, J.M. Etude de Faisabilité d' une Commande de Type Non-Lineaire pour un Robot Manipulateurs. 1990.248 f. PHD Thesis - Ecole Centrale des Arts et Manufactures, Paris, France.
- [SÁ, 1996] SÁ, C.E. Implementação de métodos numéricos para a resolução do problema cinemático inverso de manipuladores robóticos com ênfase em controle de posição. 1996. 109 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- [SILVA & TENREIRO, 1996] SILVA, F. M.; TENREIRO MACHADO, J.A.. Research Issues in Natural and Artificial Biped Locomotion Systems. In: Controlo'96-2º Encontro Português de Controlo Automático, 1996, Porto, Portugal. Proceedings of Controlo'96-2º Encontro Português de Controlo Automático, Porto, Portugal, 1996. p. 219-224.
- [SILVA & TENREIRO, 1998] SILVA, F.M; TENREIRO MACHADO, J.A.. Dynamic Phenomena During Biped Walking. In: INES'98-9<sup>th</sup> IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, 1998, Viena, Áustria. Proceedings of INES'98-9<sup>th</sup> IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, Viena, Áustria, 1998. p. 31-36.
- [SILVA & TENREIRO, 1999] SILVA, F. M.; TENREIRO MACHADO, J.A.. Energy Analysis During Biped Walking. In: ICRA'99-1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1999, Detroit, Michigan, USA. Proceedings of ICRA'99-1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Detroit, Michigan, USA, 1999. p. 59-64.
- [SILVA & TENREIRO, 2000] SILVA, F. M.; TENREIRO MACHADO, J.A.. Controllability Analysis of Biped Walking Robots. In: AMC'2000-IEEE 6<sup>th</sup> Int. Workshop on Advanced Motion Control, Nagoya, Japan, 2000. Proceedings of AMC'2000-IEEE 6<sup>th</sup> Int. Workshop on Advanced Motion Control, , Nagoya, Japan, , 2000. p. 595-600.



- [SPEETER, 1992] SPEETER. Transforming human hand motion for telemanipulation. *Presences: teleoperators and Virtual Environments*, v. 1. n. 1, p. 63-79, 1992.
- [TENREIRO & GALHANO, 1993] TENREIRO MACHADO, J.A.; GALHANO, A. M. S. F.. Manipuladores robóticos: aspectos biomecânicos, modelos e actuadores. In: 4<sup>as</sup> Jornadas Nacionais de Projecto, Planejamento e Produção Assistidos por Computador PPP/AC, promovida pela Ordem dos Engenheiros na Fundação Calouste Gulbenkian, 1993, Lisboa, Portugal. Anais das 4<sup>as</sup> Jornadas Nacionais de Projecto, Planejamento e Produção Assistidos por Computador PPP/AC, Lisboa, Portugal, 1993. p. II-179-184, 17-19.
- [TENREIRO, 1993] TENREIRO MACHADO, J.A. Manipuladores Robóticos: Aspectos Biomecânicos, Modelos e Actuadores. In: 4<sup>as</sup> JORNAS NACIONAIS DE PROJECTO, PLANEJAMENTO E PRODUÇÃO ASSISTIDOS POR COMPUTADOR, 17 a 19 de maio de 1993, Porto, p 337-344.
- [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, 1993. p. 554-559.
- [TOMOVIC, 1962] TOMOVIC, BONI G. An adaptive artificial hand. *RE Trans. Automat. Contr.*, v. AC-7, n. 3, p. 3-10, 1962.
- [UTAH ] Motion Control, Inc., 2401 South 1070 West, Suite B, Salt Lake City, Utah, 84119-1555, USA. Disponível em: < <http://www.utaharm.com> >. acesso em 10 mai. 2000.
- [VANRIPER, 1992] VANRIPER. The kinematics for an anthropomorphic robot hand. 1992.235 f. M.S. thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, NY.
- [GEVINS , AMINOFF , 1988] A. S. GEVINS AND M. J. AMINOFF., "Electroencephalography: brain electrical activity," in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Webster, J. G., Ed., New York: Wiley, pp. 1084-1107, 1988.
- [DE LUCA , 1988] C. J. DE LUCA, "Electromyography," in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Webster J. G., Ed., New York: Wiley, pp. 1111-1120, 1988.
- [COSTA] COSTA, PROF. DR. EDUARDO TAVARES, Eletrodos para Medição De Biopotenciais Unicamp.

- [DURRER ET AL , 1970] D. DURRER ET AL., "Total excitation of the isolated human heart," *Circulation*, 41, 899–912, 1970.
- [NIEDERMEYER , SILVA , 1987] E. NIEDERMEYER AND F. LOPES DA SILVA., *Electroencephalography*, Baltimore: Urban, Schwarzenberg, 1987.
- [CARIM ,1988] H. CARIM, "BIOELECTRODES," in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Webster J. G.,Ed., New York: Wiley, pp. 195–226, 1988.
- [PIPBERGER ET AL , 1975 ] H. V. PIPBERGER ET AL., "Recommendations for standardization of leads and specifications for instruments in electrocardiography and vector cardiography," *Circulation*, 52, 11–31, 1975.
- [TAM , WEBSTER , 1977] H. W. TAM AND J. G. WEBSTER, "Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 24, 134–139, 1977.
- [HUHTA , WEBSTER , 1973] J. C. HUHTA AND J. G. WEBSTER., "60-Hz interference in electrocardiography," *IEEE Trans. Biomed.Eng.*, 20, 91–101, 1973.
- [WEBSTER , 1998] J. G. WEBSTER, ED., *Medical Instrumentation: Application and Design*, 3rd ed., New York: Wiley, 1998.
- [WEBSTER , 1984] J. G. WEBSTER., "Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 31, 823–826, 1984.
- [NAGLE , 1995] J. H. NAGLE, "Biopotential amplifiers," in *The Biomedical Engineering Handbook*, Bronzino J. D.,Ed., Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 1185–1195, 1995.
- [HENNEBERG , 1995] K.-A. HENNEBERG., "Principles of electromyography," in *The Biomedical Engineering Handbook*,Bronzino J. D., Ed., Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 191–200, 1995.
- [KIMURA , 1989] KIMURA, J. F. A. DAVIS, *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*, Ed 2. Company, 1989.
- [GEDDES , BAKER , 1989] L. A. GEDDES AND L. E. BAKER. *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, 3rd ed., New York:Wiley, 1989.
- [NEUMAN , 1998] M. R. NEUMAN, "Biopotential amplifiers," in *Medical Instrumentation: Application and Design*, Webster J. G., Ed., 3rd ed., New York: Wiley, 1998.
- [NEUMAN , 1998] M. R. NEUMAN, "Biopotential electrodes," in *Medical Instrumentation: Application and Design*, Webster J. G., Ed., 3rd ed., New York: Wiley, 1988.

- [THAKOR , WEBSTER , 1985] N. V. THAKOR AND J. G. WEBSTER., "Electrode studies for the long-term ambulatory ECG," *Med. Biol.Eng. Comput.*, 23, 116–121,1985.
- [THAKOR , 1984] N. V. THAKOR., "From Holter monitors to automatic defibrillators: developments in ambulatory arrhythmia monitoring," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 31, 770–778, 1984.
- [HOROWITZ , HILL , 1989] P. HOROWITZ AND W. HILL, *The Art of Electronics*, 2nd ed., Cambridge, England: Cambridge University Press, 1989.
- [NUNEZ , 1981] P. L. NUNEZ, *Electric Fields of the Brain*, New York: Oxford University Press, pp. 484, 1981.
- [BARR , 1995] R. C. BARR, "BASIC ELECTROPHYSIOLOGY." in *The Biomedical Engineering Handbook*, Bronzino J., Ed., Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 101–118, 1995.
- [PLONSEY , BARR , 1988]R. PLONSEY AND R. C. BARR. *Bioelectricity*, New York: Plenum, 1988.
- [PLONSEY , 1969] R. PLONSEY. *Bioelectric Phenomena*, New York: McGraw-Hill, 1969.
- [LANDO , ALVES , 1993] ROBERTO ANTÔNIO LANDO, SERGIO RIOS, *Amplificador Operacional — São Paulo Érica 1993*.
- [FRANCO , 1988] S. FRANCO, *Design with Operational Amplifiers*, New York: McGraw-Hill, 1988.
- [JUNG , 1986] W. J. JUNG, *IC OP AMP COOKBOOK*, 3rd ed., Indianapolis, IN: Howard W. Sams, 1986.
- [WEBSTER , 1988] WEBSTER J. G., Ed., New York: Wiley, pp. 1002–1017, 1988.
- [ZVEREV , 1967 ] ZVEREV, ANATOL I ,*Handbook of Filter Synthesis — Maryland – 1967* L.M.C.
- DelSys INC. (1996) Tutorial & Whitepapers: "A discussion on Surface Electromyography: Detection and recording", <http://www.delsys.com/library/tutorials.htm>, Capturado em 20/01/2002.
- DelSys INC. (1996) Tutorial & Whitepapers: "Fundamental Concepts of Data Acquisition", <http://www.delsys.com/library/tutorials.htm>, Capturado em 20/01/2002.



